

Aus dem
Deutschen Schulterzentrum
in der ATOS Klinik München



**Mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse nach
Implantation einer zementfreien Schultertotalprothese mit
konvertierbarer Metal-Back-Pfanne:
eine retrospektive, bizenrische Studie**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von
Jeremy Rapaport

aus
München

Jahr
2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Erstes Gutachten: Prof. Dr. Peter Habermeyer

Zweites Gutachten: Prof. Dr. Peter Müller

Drittes Gutachten: Prof. Dr. Florian Haasters

Promovierter Mitbetreuer: PD Dr. Fabian Gilbert

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 23.04.2024

1	Einleitung	1
2	Allgemeiner Teil	3
2.1	Anatomische Grundlagen der Schulter	3
2.1.1	Aufbau des Schultergelenkes	3
2.1.2	Muskulatur und Mechanik des Schultergelenks	4
2.2	Geschichte und Evolution der Schulterprothese.....	4
2.2.1	Geschichte der humeralen Komponente der Schultertotalprothese	4
2.2.2	Geschichte der glenoidalen Komponente der Schultertotalprothese	8
2.2.2.1	Zementierte Pfannen.....	8
2.2.2.2	Zementfreie Pfannen	9
2.2.2.3	Implantatspezifische Merkmale von zementierten und zementfreien Pfannen.	11
2.3	Morphologische Grundlagen	13
2.3.1	Kopf-Kalotten-Geometrie	13
2.3.2	Glenoidgeometrie.....	14
2.4	Eigenschaften der Prothesensysteme.....	15
2.4.1	„Rocking-Horse“-Phänomen	16
2.4.2	Konvexe vs. plane Pfannenform	17
2.4.3	Eigenschaften des Polyethylens	18
2.4.4	Pfannengröße	18
2.4.5	Bauhöhe des Implantates	19
2.5	Indikationen und Kontraindikationen in der Schulterendoprothetik	19
2.5.1	Indikationen	19
2.5.2	Kontraindikationen	20
2.6	Radiologische Untersuchungsmethoden.....	21
2.6.1	Bildgebung	21
2.6.1.1	Röntgenuntersuchung.....	21
2.6.1.2	Sonographische Untersuchung.....	22
2.6.1.3	Schnittbildgebung.....	22
2.6.2	Wichtige Klassifikationssysteme und radiologische Bewertungskriterien	23
2.6.2.1	Klassifikation der Omarthrose	23
2.6.2.2	Transversaler Pfannentyp nach Walch.....	24
2.6.2.3	Koronarer Pfannentyp nach Sirveaux und Favard	25
2.6.2.4	Gelenkverbrauch nach Lévigne.....	26
2.6.2.5	Inklinationstyp nach Habermeyer und Messung der Glenoidinklination.....	26
2.6.2.6	Kritischer Schulterwinkel.....	28

2.6.2.7 Lateraler glenohumeraler Offset	29
2.6.2.8 Akromiohumeraler Abstand	29
2.7 Operatives Vorgehen.....	30
2.7.1 Humerale Komponente	30
2.7.2 Glenoidale Komponente	32
2.7.3 Abschluss der Operation und postoperatives Procedere	33
3 Material und Methoden	34
3.1 Studienpopulation.....	34
3.2 Implantierter Prothesentyp	35
3.2.1 Glenoidale Komponente	35
3.2.2 Humeruskopfimplantat	36
3.3 Klinische Untersuchungsparameter	36
3.3.1 Anamnese und körperliche Untersuchung	36
3.3.2 Kraftmessung	36
3.3.3 Constant-Score	37
3.3.4 Alter- und geschlechtsabhängiger normierter Constant-Score.....	37
3.4 Radiologische Untersuchung und Bildauswertung.....	37
3.4.1 Radiolucent lines (RLL), RLL-Inzidenz und RLL-Score.....	39
3.4.2 Osteolyse, Osteolyse-Inzidenz und Osteolyse-Score.....	42
3.4.3 R-Score	42
3.4.4 Lateraler Glenohumeraler Offset	42
3.4.5 Akromiohumeraler Abstand	43
3.4.6 Einsinken, Neigung und Verschiebung des Implantates	43
3.4.7 PE-Verschleiß.....	44
3.4.8 Humeruskopfposition.....	45
3.5 Statistische Methodik	46
3.5.1 Software	46
3.5.2 Begriffe und Verfahren.....	46
3.5.3 Übersicht über die erhobenen Variablen	47
4 Ergebnisse	49
4.1 Allgemeine Ergebnisse	49
4.1.1 Geschlechterverteilung.....	49
4.1.2 Form der Follow-Up-Untersuchung.....	49
4.1.3 Seitenverteilungen.....	50
4.1.4 Ätiologie der Arthroseformen	51

4.1.5 Anzahl der Voroperationen.....	52
4.1.6 OP-Form	53
4.1.7 Größe des eingesetzten Glenoids	54
4.1.8 PE-Inlay	54
4.2 Verteilung innerhalb unterschiedlicher Klassifikationssysteme	55
4.2.1 Klassifikation nach Samilson und Habermeyer	55
4.2.2 Pfannenprotrusion nach Lévigne	57
4.2.3 Koronarer Pfannentyp nach Favard & Sirveaux	58
4.2.4 Zentrierung des Humeruskopfes	58
4.2.5 Pfannentyp nach Walch.....	59
4.2.6 Pfannenkorrektur-Osteotomie	60
4.2.7 Komplikationen und Revisionen im Verlauf.....	61
4.3 Radiologische Ergebnisse	64
4.3.1 RLL, RLL-Inzidenz, RLL-Score	64
4.3.2 Osteolyse, Osteolyse-Inzidenz, Osteolyse-Score.....	66
4.3.3 R-Score	69
4.3.4 Subsidence, Tilt und Shift.....	70
4.3.5 Kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes	71
4.3.6 Postoperative anteriore und posteriore Dezentrierung des Humeruskopfes	71
4.3.7 PE-Abrieb	72
4.3.8 Akromiohumeraler Abstand (AHA) und Lateraler glenohumeraler Offset (LGHO)	73
4.3.9 Ergebnisse der Eclipse-Komponente	76
4.4 Klinische Ergebnisse	76
4.4.1 Allgemeine Vorbemerkung.....	76
4.4.2 Absoluter Constant Score.....	77
4.4.3 Relativer Constant Score.....	78
4.4.4 Aktive Flexion, prä- und postoperativ	79
4.4.5 Passive Flexion, prä- und postoperativ	80
4.4.6 Aktive Abduktion, prä- und postoperativ	82
4.4.7 Passive Abduktion, prä- und postoperativ.....	83
4.4.8 Aktive Außenrotation, prä- und postoperativ	84
4.4.9 Passive Außenrotation, prä- und postoperativ.....	85
4.4.10 Aktive Innenrotation, prä- und postoperativ	86
4.4.11 Passive Innenrotation, prä- und postoperativ	87
4.4.12 Schmerzskala (VAS), prä- und postoperativ	89

4.4.13 Subjective Shoulder Value (SSV), prä- und postoperative	90
4.5 Einfluss präoperativer Diagnosen auf die postoperative Schulterfunktion	91
4.5.1 Arthrosegrad und Schulterfunktion.....	93
4.5.2 Vergleich der postoperativen Schulterfunktion bei Arthrosetyp A und Arthrosetyp B nach Samilson/Habermeyer	94
4.5.3 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten bei Vorliegen einer Sphärizität oder Asphärizität.....	95
4.5.4 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Walch.....	95
4.5.5 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Favard.....	95
4.5.6 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Gelenkverbrauch nach Lévigne	96
4.5.7 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit von der Zentrierung des Humeruskopfes.....	97
4.6 Auswirkung präoperativer Parameter auf die Komplikations- und Revisionsrate	98
4.6.1 Auswirkung des Pfannentyps nach Walch	98
4.6.2 Auswirkung der Dezentrierung des Humeruskopfes	98
4.7 Auswirkung intraoperativer Parameter auf die Komplikations- und Revisionsrate	99
4.7.1 Einfluss der Höhe des PE-Inlays auf den PE-Abrieb.....	99
4.7.2 Einfluss der glenoidalen Korrekturosteotomie auf PE-Wear, Osteolyse-Zeichen und R-Score	99
5 Diskussion	100
5.1 Allgemeine Vorgehensweise	100
5.2 Studien mit Metal-Back-Komponenten.....	101
5.2.1 Vergleich mit MB-Pfannen der älteren Generation.....	101
5.2.2 Vergleich mit Hybrid-Pfannen	109
5.2.3 Vergleich mit MB-Pfannen der neueren Generation.....	113
5.3 Vergleich mit zementierten Prothesensystemen	119
5.4 Vergleichende Studien mit zementierten und unzementierten Prothesensystemen.....	127
5.5 Gegenüberstellung mit Vergleichsstudien	135
5.5.1 Prüfung auf abweichende Ergebnisse	135
5.5.2 Prüfung von möglichen präoperativen Einflussfaktoren	140
5.5.2.1 Allgemeine Anmerkungen.....	140
5.5.2.2 Bivariate Regressionsanalysen.....	141
6 Zusammenfassung.....	145
7 Schlussfolgerung	147

8 Literaturverzeichnis.....	149
9 Abbildungsverzeichnis	162
10 Tabellenverzeichnis	165
11 Eidesstattliche Versicherung.....	166
12 Lebenslauf	167
13 Danksagung	168
14 Anhang	169
14.1 Tabellen zum Kapitel 4.3.8 (LGHO)	169
14.2 Tabellen zum Kapitel 4.4	173
14.3 Tabellen und Graphiken zum Kapitel 4.5	185
14.3.1 Arthrosegrad und Schulterfunktion	185
14.3.2 Vergleich der postoperativen Schulterfunktion bei Arthrosetyp A und Arthrosetyp B nach Samilson/Habermeyer.....	189
14.3.3 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten bei Vorliegen einer Sphärizität oder Asphärizität	194
14.3.4 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Walch	199
14.3.5 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Favard	204
14.3.6 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Gelenkverbrauch nach Lévigne	209
14.3.7 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit von der Zentrierung des Humeruskopfes	213
14.4 Tabellen zum Kapitel 4.6	218
14.5 Tabellen zum Kapitel 5.5.	220
14.5.1 Prüfung auf abweichende Ergebnisse	220
14.5.2 Prüfung von möglichen präoperativen Einflussfaktoren	234
14.6 Patienten-Fragebogen	239

1 Einleitung

Die Implantation einer Schultertotalendoprothese (Schulter-TEP) hat in den vergangenen Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Daten aus mehreren führenden Industrienationen zeigen den Anstieg der Zahl von verbauten Schulterprothesen [137]. So konnte in Großbritannien eine Verdopplung implantierter Totalprothesen im Zeitraum von 2012 bis 2021 beobachtet werden [118]. Auch in Deutschland wurde im letzten Jahrzehnt ein steiler Anstieg primärer schulterprothetischer Eingriffe verzeichnet [119].

Viele Jahre lang wurde im Rahmen der Implantation von Schulter-TEP's die Zementierung der glenoidalen Komponente als Goldstandard gesehen. Hierbei wurden Kiel-Pfannen oder Peg-Pfannen verbaut. Die zementierten TEP's erwiesen sich einerseits als wirksame Methode bei der Therapie von Omarthrosen verschiedener Ätiologien. Andererseits hatten diese Systeme mittel- und langfristig hohe glenoidale Lockerungsraten und eine hohe Rate von Radiolucent lines (RLL) [48, 58, 75, 139, 140, 141, 149, 150, 152, 154-157, 159]. Ein erheblicher Nachteil war außerdem die Schädigung des knöchernen Pfannenlagers im Falle einer erneuten Operation und die fehlende Modularität des Prothesensystems [150].

Ab den 1970er Jahren kam es zur Entwicklung und stetigen Evolution von Metal-Back-Pfannen. So konnte bei Metal-Back (MB) Systemen teilweise eine Reduktion der Lockerungsrate und ein verringerter Anteil an Patienten mit RLL beobachtet werden [48, 56, 58, 59, 75, 142, 148, 149]. Allerdings kam es bei dieser Prothesenform häufiger zu einem PE-Verschleiß, einer PE-Dissoziation und zu Revisionen [48, 56, 57, 75, 144-147, 149, 150]. Dabei fielen einige der in der Vergangenheit verwendeten MB-Systeme durch besonders hohe Revisionsraten und ein unbefriedigendes mittel- und langfristiges Outcome auf [48, 57, 58, 144, 146, 147]. Vereinzelt wurden die Systeme nach „katastrophalen Ergebnissen“ wieder vom Markt genommen [144].

Aufgrund zahlreicher Vor- aber auch Nachteile der beiden Implantationsarten waren Empfehlungen für den Einbau einer der beiden Prothesenarten bisher uneinheitlich. Einige Studien betonten die Nachteile der MB-Systeme oder sprachen sich aufgrund der schlechten Ergebnisse früherer MB-Systeme gegen deren Implantation aus [48, 57, 58, 144, 146, 147]. Andere Studien kamen zu dem Schluss, dass die neueren MB-Systeme verbesserte Eigenschaften zeigen, als ältere MB-Systeme oder den zementierten Prothesen nicht unterlegen sind [59, 108, 142, 143,]. Viele Autoren aber äußerten sich zurückhaltend bei der Abgabe einer Empfehlung für oder

gegen eine der Implantationsarten und verwiesen auf die Individualität der Patienten bei der Abwägung der Vor- und Nachteile der einzelnen Systeme [56, 75, 135, 150].

Diese Studie soll nun die mittelfristigen klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation einer modifizierten zementfreien Schultertotalprothese mit konvertierbarer MB-Pfanne untersuchen. Als glenoidale Komponente wurde hierbei stets die „Universal Glenoid“-Prothese des Unternehmens Arthrex (Freiham, Deutschland) verwendet. Humeral wurde immer die „Eclipse“-Prothese des Unternehmens Arthrex verbaut, ein schaftfreies, nicht zementiertes System.

Im Rahmen dieser Studie werden zwei Arbeitshypothesen aufgestellt:

1. Die „Universal“-MB-Pfanne schneidet günstiger ab als ältere MB-Pfannen-Modelle.
2. Die „Universal“- MB-Pfanne weist günstigere Ergebnisse als zementierte Pfannen auf.

2 Allgemeiner Teil

2.1 Anatomische Grundlagen der Schulter

Das Schultergelenk weist von allen Gelenken des menschlichen Körpers die höchste Beweglichkeit auf [19]. Diese Beweglichkeit ist allerdings nicht nur auf das eigentliche Gelenk zurückzuführen, sondern auch auf die Beweglichkeit der Gelenkpfanne selbst, also der Bewegung des Schulterblattes zum Thorax. Durch Rotations- und Translationsbewegungen des Schulterblattes lässt sich die Gelenkpfanne dabei variabel einstellen [19,20]. Die Schulter ist dadurch aber nicht nur sehr beweglich, sondern auch äußerst komplex aufgebaut und dementsprechend anfällig für Verletzungen [20].

2.1.1 Aufbau des Schultergelenkes

Der Gelenkkopf des Schultergelenkes wird vom Caput humeri gebildet, die Gelenkpfanne durch die Cavitas glenoidalis der Scapula. Am kranialen und kaudalen Ende der Cavitas glenoidalis sind das Tuberculum supra- bzw. infraglenoidale ersichtlich, welche als Muskelursprung dienen. Um die Cavitas glenoidalis herum liegt das aus Faserknorpel bestehende Labrum glenoidale, welches die ansonsten sehr flache Pfanne vertieft und die Kontaktfläche zwischen dieser und dem Gelenkkopf vergrößert [20].

Auf das Caput humeri folgt nach kaudal das Collum humeri, an dessen Tuberculum majus und minus die Muskeln der Rotatorenmanschette ansetzen. Zwischen den Tubercula liegt der Sulcus intertubercularis, hier verläuft die lange Bizepssehne [20].

Um das eigentliche Gelenk herum liegt die Gelenkkapsel, welche sehr schlaff ist und neben der flachen Gelenkpfanne für den großen Bewegungsumfang des Schultergelenkes verantwortlich ist. Die Gelenkkapsel wird zusätzlich von einem Bandapparat verstärkt. Ventral liegen die Ligamenta glenohumeralia superius, medius und inferius. Kranial strahlt das Ligamentum coracohumerale in die Gelenkkapsel ein. Zusätzlich sorgt das Ligamentum coracoacromiale – welches gemeinsam mit dem Acromion und dem Processus coracoideus das Schulterdach bildet – für einen Schutz vor kranialen Luxationen des Humeruskopfes [20].

Um die Rotatorenmanschette liegen mehrere Bursae, welche mit Synovialflüssigkeit gefüllt sind und in erster Linie der Druckumverteilung und Reibungsminderung dienen [21]. Hierzu

zählen die Bursa subtendinea musculi subscapularis, die Bursa subcoracoidea, die Bursa subacromialis und die Bursa subdeltoidea [20, 22].

2.1.2 Muskulatur und Mechanik des Schultergelenks

Das Schultergelenk ist aufgrund der flachen Gelenkpfanne und der geringen Bandsicherung auf eine ausreichende muskuläre Gelenksicherung angewiesen. Des Weiteren ermöglicht die Muskulatur dem Schultergelenk, welches ein Kugelgelenk ist, Bewegungen um drei Hauptachsen. Um die Transversalachse werden Anteversion und Retroversion gestattet, um die Sagittalachse werden Abduktion und Adduktion verrichtet und um die Vertikalachse kann eine Außenrotation und Innenrotation erfolgen [20].

Der Musculus latissimus dorsi, der Musculus pectoralis major und der Musculus teres major sind die Hauptadduktoren. Der Musculus deltoideus liegt über den Muskeln der Rotatorenmanschette. Er sorgt in erster Linie für die Abduktion. Der Musculus supraspinatus ist für die (initiale) Abduktionsbewegung verantwortlich. Musculus infraspinatus und Musculus teres minor verrichten insbesondere die Außenrotation und Adduktion, Musculus subscapularis sorgt hauptsächlich für die Innenrotation. Die Musculi supraspinatus, infraspinatus, subscapularis und teres minor bilden gemeinsam die Rotatorenmanschette und wirken als wichtiger Luxationsschutz und Stabilisator des Schultergelenkes [20, 23].

2.2 Geschichte und Evolution der Schulterprothese

2.2.1 Geschichte der humeralen Komponente der Schultertotalprothese

Die erste Schulterprothese wurde bereits im Jahre 1893 von Jules Emile Péan, einem französischen Arzt, implantiert. Indikation hierfür war die Versorgung eines von Tuberkulose betroffenen Oberarmknochens. Diese ursprüngliche Schulterprothese enthielt Platin und ausgehärteten Gummi als Hauptbestandteile [4,7]. Damit gehört die Implantation einer Schulterprothese zu den ersten dokumentierten endoprothetischen Eingriffen [1]. Der langfristige Erfolg dieses Eingriffes blieb jedoch aus. Bereits nach kurzer Zeit musste die Prothese wegen einer Infektion und Fistelbildung wieder entfernt werden [1,4].

Das moderne Zeitalter der Schulterprothetik begann erst rund ein halbes Jahrhundert später. Charles S. Neer entwickelte und verbaute 1951 erstmals die sogenannte Neer-Prothese, welche aus einer Vitallium-Metalllegierung bestand und zur Versorgung von komplexen Humerusschaftfrakturen eingesetzt wurde [2, 3, 4, 5, 6].

Im Laufe der Jahrzehnte entwickelte sich die Schulterprothetik stetig weiter. 1973 erschien mit dem Neer-II-System zunächst eine Weiterentwicklung der ursprünglichen Neer-I-Prothese. Diese Monoblock-Prothese zeichnete sich unter anderem durch das Vorhandensein einer Polyethylen-Komponente aus, welche für eine verbesserte Stabilität sorgte [1, 4]. Des Weiteren war durch unterschiedliche Schaftlängen- und -dicken, sowie einer Auswahl an verschiedenen Kopfgrößen eine individuellere Rekonstruktion des Schultergelenkes möglich [3]. Durch die sehr limitierte Auswahl an unterschiedlichen Schafthöhen (15 und 22mm) und einem festgelegten Kopfradius von 44mm konnte die Neer-II-Prothese nicht immer die tatsächliche, individuelle Geometrie des proximalen Humerus darstellen [8, 3].

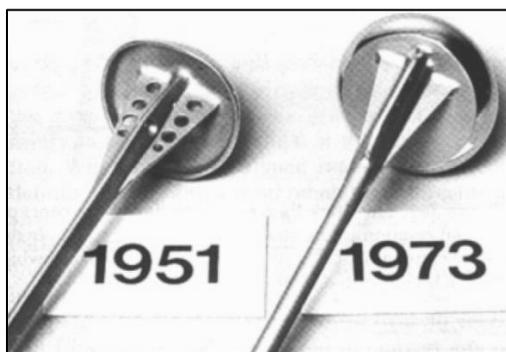


Abbildung 1: Neer-I-Prothese (links) und Neer-II-Prothese (rechts) [3]

Um die Variabilität weiter zu vergrößern, wurde in den 1980er Jahren schließlich die zweite Generation der Schulterprothesen auf den Markt gebracht. Das geometrische Grundkonzept wurde dabei von der Neer-II-Prothese übernommen. Neu war eine größere Auswahl an Kopf- und Schaftgrößen, was eine bessere Anpassung der Prothese an die Morphologie der Schulter zuließ [1,3,9]. Bedeutenderweise war dieser Prothesentyp ein modulares Implantat. Dadurch wurde auch eine Vereinfachung der Implantation sowie der möglichen Revision der Prothesen erreicht [3]. Es verblieb jedoch der Nachteil, dass ein gleichmäßiges Aufliegen des Prothesenkopfes an die Resektionsfläche des Humerus nicht immer möglich war. Eine anatomische Wiederherstellung des Rotationszentrums war somit auch bei dieser Form der Schulterprothesen nicht möglich [3, 15].

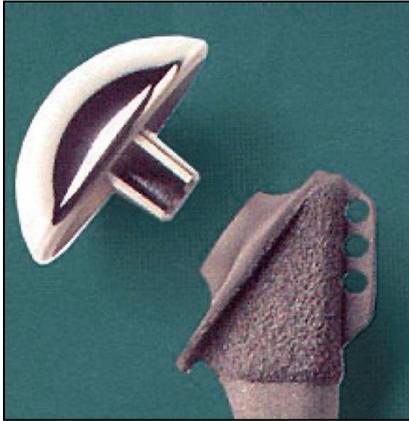


Abbildung 2: Zweite Generation der Humeruskopfprothese [3]

Die dritte Generation von Schulterprothesen wurde im Jahre 1991 auf den Markt gebracht und erstmals von Walch und Boileau entwickelt. Auch hier handelte es sich um ein modulares Modell. Im Unterschied zu seinen Vorgängern sollte hierbei die Prothese der humeralen Kopfanatomie angeglichen werden und nicht der proximale Humerus der Prothese. Somit wurde die Implantation unabhängiger von der Resektion [3, 11]. Das ausschlaggebende Kriterium für die Richtung der durchzuführenden Resektion stellte dabei der anatomische Hals dar. Dieser legte dabei die Inklination und Retroversion im Gelenk fest, wodurch es mit diesem Prothesensystem möglich war, auf die individuellen Bedürfnisse jedes Patienten einzugehen. Der Inklinationswinkel konnte dabei zwischen 125° und 140° eingestellt werden, wobei hierbei jeweils in 5° -Schritten Veränderungen vorgenommen werden konnten. Diese Variabilität erleichterte es intraoperativ auch, ein Missverhältnis zwischen der metaphysären Resektionsfläche und der Prothese zu verhindern. Eine Wiederherstellung des nach medial und dorsal versetzten Rotationszentrums wurde durch die spezielle Befestigung der Kopfkalotte auf dem Winkeladapter ermöglicht [1, 3, 12]. Dieses Vorgehen konnte eine Zunahme der Spannung an der Rotatorenmanschette verhindern und einer Fehlbelastung der Pfanne vorbeugen [3, 13].

1997 erfolgte die Markteinführung der vierten Generation der Schulterprothesen. Diese wurden zeitnah von Gerber („Anatomica“, Fa. Zimmer) und von Habermeyer („Univers“, Fa. Arthrex) eingeführt. Die Besonderheit liegt bei diesen Systemen in der Möglichkeit der stufenfreien Modularität, welche es ermöglichte, eine dreidimensionale Verschiebung des Prothesenkopfes zu schaffen. Auch hier bestand - wie schon bei Prothesen der dritten Generation - eine einstellbare Veränderung des Inklinationswinkels und der Kopfxzentrizität. Neu war nun die Einstellbarkeit der Kopfkalotte in der Anteversions- und der Retroversionsbewegung, bzw. in der koronaren und in der sagittalen Ebene. Dies führte zu einer größeren Unabhängigkeit zwischen der

Position des Prothesenschaftes und des Prothesenkopfes, was zu einer anatomischen Wiederherstellung der Gelenkverhältnisse führte [3, 14, 15]. Es konnte gezeigt werden, dass sich Druckverteilung, Muskelkräfte und Knochenbelastung ähnlich der eines physiologischen Schultergelenkes verhielten [3].

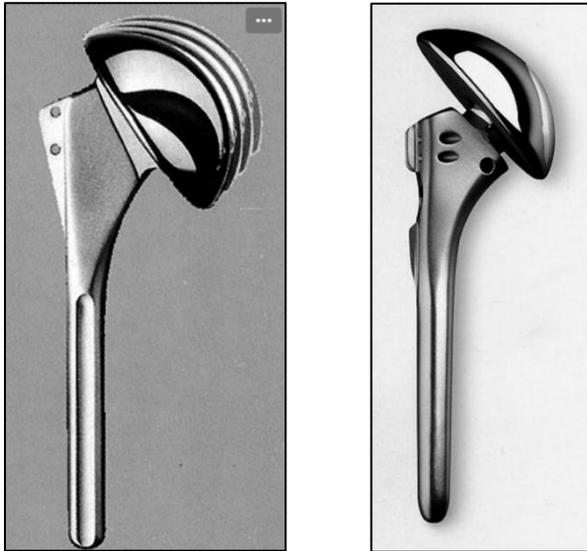


Abbildung 3: Dritte (links) und vierte (rechts) Generation der Humeruskopfprothese [3]

Im Jahre 2005 erschien schließlich die fünfte Generation der Schulterprothesen, wiederum von verschiedenen Herstellern („Eclipse“, Firma Arthrex; „T.E.S.S.“, Firma Biomet). Neu ist hier, dass die humerale Komponente der Prothese schaftfrei metaphysär verankert wird. Dies vereinfacht sowohl das Verbauen als auch die mögliche Revision der Implantate [16]. Durch den fehlenden Schaft kann auch eine deutlich leichtere Konvertierbarkeit in ein inverses Prothesensystem erfolgen, da bei der Folgeoperation keine Osteotomie stattfinden muss. Besonders für jüngere Patienten, die viele Jahre mit der Prothese leben müssen und dementsprechend ein erhöhtes Risiko für eine Revision im Verlauf haben, ist dieser vereinfachte Prothesenwechsel von Vorteil. Neben dem verminderten Knochenverlust bei Revision und der Verankerung des Implantates ohne Verwendung von Zement sprechen auch ein geringerer intraoperativer Blutverlust, kürzere Operationszeiten und ein vermindertes Risiko für eine periprothetische Fraktur für diese Art der Schulterprothese [3, 17, 18].



Abbildung 4: In dieser Arbeit verwendete, fünfte Generation der Humeruskopfprothese (Eclipse Prothese, Firma Arthrex) [3]

2.2.2 Geschichte der glenoidalen Komponente der Schultertotalprothese

2.2.2.1 Zementierte Pfannen

Die Kielpfanne ist eine reine PE-Pfanne, bei der die Verankerung im knöchernen Pfannenlager über einen hervorstehenden Kiel erfolgt. Sie wurde von Charles S. Neer im Jahre 1973 entwickelt. Zu Beginn wiesen sowohl Pfanne als auch Kalotte den gleichen Krümmungsradius auf. Dies wurde jedoch als Ursache für das häufige Auftreten von Lockerungssäumen gesehen, weshalb die Pfannenform mehrfach verändert wurde [60].

Die Kielpfanne galt dabei lange Zeit als Goldstandard in der Schulterprothetik. Modernere Varianten dieses Pfannentyps zeichnen sich durch spezielle Einsparungen im Kiel aus, mit dem Ziel, die Befestigung des Kielsystems im Zement zu verbessern. Zusätzlich wirken Widerhaken einer Lockerung entgegen.

Wichtig beim Einbau der Kielpfanne ist neben einer knochensparenden Befräsung der Pfanne die korrekte Präparation des Kiel-Schlitzes im Knochen und eine sparsame Zementierung. Dies hat zur Folge, dass es zu weniger Radiolucent lines (RLL) kommt. Wie sich aus Erfahrung ergab, verbessert die Ausübung von Druck auf den Knochen im Kielschlitz durch einen Knochenimpaktor – die sogenannte „bone compaction“ – die Verbindungswirkung des Zementes [61].

Die Peg-Pfanne stellt eine alternative Möglichkeit bei der Implantation eines zementierten Pfannensystems dar. Anders als beim Kiel-Design erfolgt die Verankerung hier über mehrere Zapfen. Dabei können die Zapfen entweder in einer Linie verlaufend oder versetzt angeordnet sein. Gezeigt werden konnte, dass mehrere kleine Pegs eine höhere Stabilität sicherstellen als wenige, größere Pegs [63].

Vorteile dieses Pfannentyps sind eine vergrößerte Oberfläche der Pfannenkomponente, welche dem Knochen anliegt, bei gleichzeitiger Einsparung an Zement, sowie ein geringerer Knochenverlust bei der Implantation [62].

Risiken bestehen bei diesem Pfannensystem insofern, als es durch die Knochenbohrungen für die Zapfen zu einem Durchbohren durch die Gegencorticalis am Pfannenboden oder einer Fragmentierung kommen kann [62].

Vermutlich beruht dies auf der nachteiligen Wirkung von Spannungskonzentrationen bei kleinen Löchern oder Bohrungen, die in der Ingenieurwissenschaft seit Jahrzehnten als Gefahrenquellen gelten [69].

Sowohl bei Kiel-Systemen als auch bei Peg-Pfannen wird in der Regel keine Vollzementierung mehr durchgeführt. Stattdessen wird heutzutage mit dem System der Druckzementierung gearbeitet, wodurch es zu einem verminderten Auftreten von Lockerungssäumen kommt.

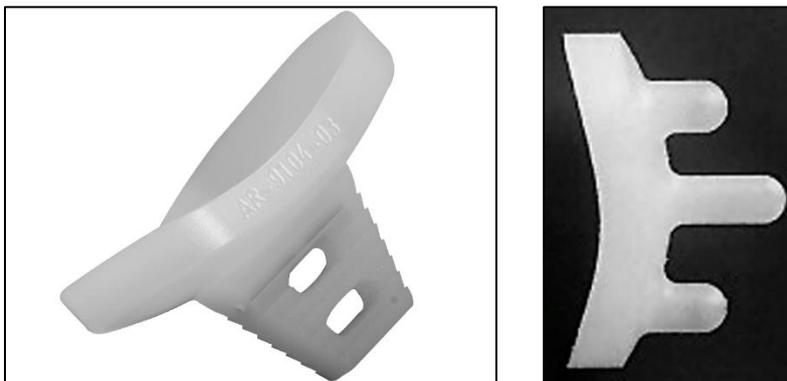


Abbildung 5: Kiel-Pfanne (links) und Peg-Pfanne (rechts) [88]

2.2.2.2 Zementfreie Pfannen

Hohe Raten von Prothesenlockerungen und Pfannenverschleiß (engl.: wear) der Glenoidkomponente bei zementierten Pfannen führten zur Entwicklung von Metal-Back-Pfannen [47].

Metal-Back-Pfannen bestehen aus einer Metallkomponente, auf welche eine Polyethylenkomponente mittels Hinterschnappmechanismus oder durch ein Konusstecksystem aufgesetzt ist. Diese PE-Komponente artikuliert dabei mit dem Humeruskopf. Im Verlauf der Jahre wurden die zementfreien Metal-Back-Pfannen dabei mehrfach überarbeitet.

Die erste MB-Glenoidprothese basierte auf dem Monoblock-Kielsegment mit metallischer Umrahmung des Kiels und wurde in den 1970er Jahren von Charles S. Neer entworfen. Sie erzielte in Studien vielversprechende Langzeitresultate mit 10-Jahres-Überlebensraten von 94% und 15-Jahres-Überlebensraten von 89% [48].

1976 wurde eine von E. English entwickelte, nicht zementierte Schulterpfanne erstmals eingesetzt. Sie bestand neben der PE-Komponente aus einem Metallträger, der über zwei Schrauben befestigt wurde. Um einen Hochstand der Prothese zu verhindern, wurde hier außerdem eine kraniale Platte verbaut [49].

Cofield entwickelte in den 1980er-Jahren ein System, welches aus einer PE-Komponente bestand, die auf eine Metallkomponente mit zentralem Zapfen und zwei im Glenoid verbauten Schrauben montiert wurde [50].

Seit 1995 gibt es das „Lima-SMR-Schulterssystem“. Dieses besitzt ebenfalls ein MB-Glenoid mit PE-Inlay [3]. Dieses Prothesensystem wurde später modifiziert [18].

1998 wurde die Univers-I-MB-Schulterpfanne (Firma: Arthrex) von Habermeyer et. al. für den klinischen Einsatz freigegeben [51]. Hierbei handelte es sich um ein modulares System.

Als Nachfolgemodell erschien 2011 eine MB-Pfanne als Monoblock-Universalpfanne („Universal“-Glenoid; Fa. Arthrex). Die Monoblock-Pfanne weist einen abgestuften, 4mm starken Titan-Basisträger mit einem zentralen Konus auf. Durch den Konus wird eine 6,5mm Kompressionsschraube bis zur Gegencorticalis eingedreht, zusätzlich werden zwei periphere winkelstabile 4,5mm Corticalisschrauben eingeschraubt. Auf die Kalzium-Phosphat beschichtete Basisplatte wird ein PE-Inlay gesetzt und über ein Konus-Stecksystem fixiert. Die „Universal“-Glenoid Pfanne ist in drei Größen - small, medium und large – erhältlich. Das PE-Inlay ist als Standard-Implantat und als „Plus“-Implantat (ein Millimeter höher) erhältlich. Im Falle eines PE-Verbrauches kann die PE-Komponente entweder ausgetauscht, oder bei Rotatorenmanschettenverschleiß eine Glenosphäre eingesetzt werden. Dies geht technisch sehr einfach und ist dem komplizierten Pfannenwechsel bei zementierten Pfannen im Vergleich deutlich überlegen.



Abbildung 6: In dieser Arbeit verwendete MB-Universal-Pfanne der Firma Arthrex [88]

2.2.2.3 Implantatspezifische Merkmale von zementierten und zementfreien Pfannen

Bei der Bearbeitung des Pfannenlagers – dem sogenannten Reaming – kann es zu einem ausgeprägten Knochenverlust kommen. Dieser ist beim Kiel-Design tendenziell stärker ausgeprägt und muss nach Ansicht von Wirth et al. durch den Einsatz einer größeren Menge von Zement kompensiert werden [62].

Bei Peg-Systemen ist der Zementbedarf in der Regel etwas geringer und auch der Knochenverlust im Rahmen der Präparation fällt geringer aus. Allerdings kann es hier – wie bereits erwähnt – zu einer Fragmentierung von umliegendem Knochen kommen, da mehrere Bohrlöcher zur Verankerung der Zapfen gebohrt werden müssen.

Ein weiterer Nachteil besteht in einer möglichen unvollständigen Befestigung der Komponenten. Diese ist laut mehrerer Studien bei Kiel-Prothesen stärker ausgeprägt als bei Peg-Prothesen und kann zur Ausbildung von Radiolucent lines (RLL) führen [139].

Ebenfalls kann es – insbesondere bei Kiel-Pfannen – zur sogenannten „Migration“ kommen, bei der es zu einer Positionsänderung des Implantates relativ zum Knochen kommt. Auch ein „Tilt“, also ein Abkippen der Hauptachse des Implantates, tritt hier gehäuft auf [125].

Eine weitere Komplikation, welche insbesondere bei zementierten Systemen auftritt, ist die glenoidale Prothesenlockerung, welche sich laut einer Studie von Young und Kollegen aus dem Jahre 2011 durch die radiologische Darstellung von RLL ankündigt. Ursachen für diese Lockerungsprozesse sind laut Young et al. die operative Präparation der Gelenkpfanne, ein jüngerer Alter mit erhöhter Aktivität und Migrationsprozesse des Humeruskopfes [140]. Höhere

Lockerungsraten bei zementierten Systemen konnten unter anderem in der Studie von Papadonikolakis und Kollegen (2014) bestätigt werden [58].

MB-Pfannen weisen teilweise eine frühzeitige Abnutzung des PE-Inlays auf. Wichtig ist hierbei die Primärstabilität. Diese steigt mit dem Anteil des im Knochen verbauten Implantat-Abschnitts und dem Reibungswiderstand durch die Beschichtung der Oberfläche und die Befestigung der Schrauben. Ziel ist dabei eine möglichst hohe Primärstabilität, also die weitestmögliche Vermeidung von Mikrobewegungen, um einem frühzeitigen Verschleiß entgegenzuwirken [33]. Dabei zeichnen sich Monoblockpfannen, wie die im Rahmen der Arbeit verwendete Pfannenkomponente, durch eine höhere Primärstabilität aus als modulare Systeme.

Durch zusätzliche Fixierung mit einem Schraubensystem können Mikrobewegungen vermindert werden [53]. Hierbei zeigen winkelstabile Schrauben eine langfristige Stabilität als Kortikalisschrauben [54].

Man unterscheidet bei MB-Systemen verschiedene Ätiologien, welche zu einem frühzeitigen Pfannenverschleiß führen können. Wichtig ist hierbei die Differenzierung in einen extrinsischen und in einen intrinsischen Versagensmodus.

Beim extrinsischen Versagensmodus kommt es durch Veränderungen der glenohumeralen Stabilität oder an der Rotatorenmanschette zu Abnutzungserscheinungen an der Pfanne. Ursächlich können hier eine Reihe von Faktoren sein, unter anderem inkorrekt implantierte Kopfprothesen, Protheseninstabilität, ein Pfannentyp B2 oder C nach Walch, oder ein Impingement am Pfannenrand [52, 88].

Ein intrinsischer Versagensmodus liegt vor, wenn es durch Vorgänge am Implantat selbst zu Verschleißerscheinungen kommt [88].

Eine weitere Komplikation zementfreier Pfannen ist die PE-Dissoziation, wobei sich das PE-Inlay vom Interface löst. Hierfür gibt es wiederum verschiedene Ursachen, welche bereits früh, oder im späteren Verlauf zur Problematik führen können [75, 76, 88].

Auch im Bereich des Interface können Probleme auftreten. Dieser Bereich zwischen dem Metal-Back und der PE-Komponente ist hoher mechanischer Spannung ausgesetzt, was im Verlauf ebenfalls zu einem PE-Verschleiß, einer Ablösung von Mikropartikeln des PE und zu Osteolyse führen kann [55].

Des Weiteren stellt die Dicke der PE-Einheit bei zementfreien Pfannen eine Herausforderung dar. Je dicker die Pfanne, desto höher ist die Gelenkvorspannung und damit das Risiko einer

Insuffizienz der Rotatorenmanschette [58, 75]. Daher wird versucht, die Höhe zu reduzieren, was allerdings die Lebensdauer der PE-Komponente reduziert. Ein dünner PE-Layer birgt die Gefahr einer vorzeitigen PE-Abnutzung. Diese PE-Abnutzung kann wiederum die Entstehung einer Metallose mit Schädigung des Metal-Backs begünstigen [57].

2.3 Morphologische Grundlagen

Um eine optimale Prothesenimplantation durchführen zu können sind Kenntnisse der physiologischen skapulo-gleno-humeralen Morphologie, aber auch der pathologischen Gelenkveränderungen vonnöten.

2.3.1 Kopf-Kalotten-Geometrie

Der anatomische Hals entspricht der Resektionslinie bei Implantation einer Prothese. Die metaphysäre Schaftachse dient als Orientierung bei der Implantation des Prothesenschaftes in den Markraum. Der Winkel zwischen dem anatomischen Hals und der metaphysären Schaftachse wird als Inklinationswinkel bezeichnet. Dieser variiert von Patienten zu Patienten und liegt, je nach Literaturangabe, zwischen 34° und 47° [109].

Der sogenannte „hinge point“ beschreibt den Punkt, an dem sich die metaphysäre Schaftachse und die Kalotte des Humeruskopfes kreuzen. Da dieser Punkt fast immer mit der metaphysären Schaftachse übereinstimmt, wird er als Ausgangspunkt bei der Eröffnung des Markraumes verwendet [109]. Der Retrotorsionswinkel gibt den Grad der Rotation der Gelenkfläche zur transepikondylären Achse an. Er ist ebenfalls sehr personenabhängig und liegt je nach verwendeter Literatur zwischen 9° und 31° (im Mittel 19°) [109; 116].

Der Durchmesser des Humeruskopfes wird auf Höhe des anatomischen Halses gemessen und beträgt zwischen 37mm und 57mm [8]. Der Kopfradius liegt im Mittel bei 23mm. Sowohl Durchmesser als auch Radius des Humeruskopfes korrelieren mit der Kalottenhöhe (Durchschnitt: 19mm). Kalottenhöhe und Kopfradius korrelieren mit der Länge des Humerusschaftes [109; 116].

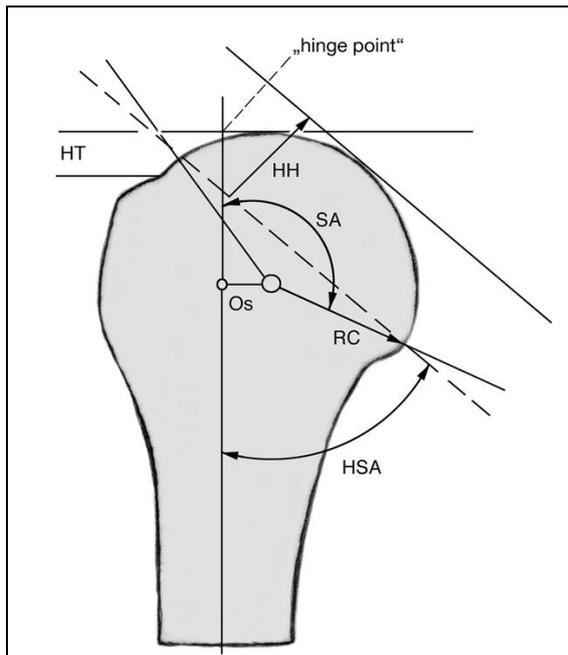


Abbildung 7: Kopf-Kalotten-Geometrie. Resektionslinie: gestrichelte Linie; Metaphysäre Schaftachse: senkrechte Linie; Inklinationswinkel: HSA; Kopfradius: RC [100]

2.3.2 Glenoidgeometrie

Eine große Diskrepanz besteht zwischen der Größe des Humeruskopfes und der des Glenoids. Dabei lässt sich die glenoidale Fläche in zwei Zonen unterteilen. Der untere Teil ist kreisförmig [117], der obere Teil zeigt sich eher ellipsoid. Zusammenfassend hat die Glenoidfläche eine asphärische, ellipsoide Form. Die Krümmung zeigt dabei von kranial nach kaudal einen leicht gebogenen Verlauf, wobei der Retroversionswinkel immer kleiner wird [93, 110].

Die Subchondralplatte des Glenoides zeichnet sich durch eine geringe Stabilität aus und ist im Durchschnitt nur knapp 2mm dick [111].

Innerhalb des Glenoides gibt es Zonen mit einem unterschiedlichen Maß an Belastbarkeit. Im Zentrum und im posterioren Pfannenbereich ist diese am höchsten [112]. Insgesamt handelt es sich beim Schultergelenk jedoch um das Gelenk mit der geringsten Belastungsfähigkeit aller großen Gelenke [109].

Die Schulterpfanne weist in der Transversalebene eine Retroversion auf. Diese beträgt etwa 0° bis 10° [109]. Da die Werte für die beobachtete Retroversion stark schwanken und je nach Bildgebungsverfahren erhebliche Unterschiede der Messwerte zeigen, sollte laut aktuellen Erkenntnissen eine OP-Planung mittels 3-D-CT erfolgen [113].

Eine weitere wichtige Orientierungshilfe im Bereich des Glenoides ist die Gelenklinie, welche linear durch das Pfannenzentrum verläuft und zur Einschätzung des glenoidalen Gelenkverbrauches verwendet werden kann [109; 120].

Die „glenoid center line“ eignet sich zur Einschätzung der Pfannenneigung. Führt man diese Gerade weiter, erreicht man wiederum den „centering point“, welcher palpabel ist und der intraoperativen Orientierung dient [121].

Um die Positionierung des Humeruskopfes zum Subakromialraum zu bestimmen, eignet sich der glenoidale Inklinationswinkel. Dies ist der Winkel zwischen Gelenklinie und der „glenoid center line“, beträgt in etwa -5° bis 5° und entspricht der Neigung der Gelenkpfanne in der Frontalebene [11]

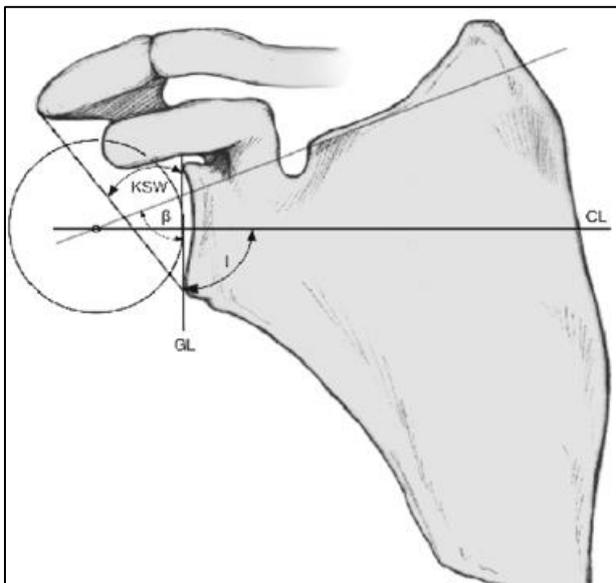


Abbildung 8: „glenoid center line“ (CL) [109]

2.4 Eigenschaften der Prothesensysteme

Die Pfanne des Schultergelenks unterliegt erheblichen Kompressions- und Scherkräften. Selbst ohne externe Belastung kommen Kräfte vor, die bei 89% des Körpergewichts liegen [24]. Unter Belastung übertreffen die Kräfte das eigene Körpergewicht bei Weitem [25, 131]. Es konnte nachgewiesen werden, dass diese Kräfte bis zu 238% des Körpergewichts ausmachen [26].

Als zusätzliche Belastung der Gelenkpfanne ist die unterschiedliche Größe der Gelenkflächen zu nennen. Dabei ist die Fläche der Pfanne erheblich kleiner als die des Humeruskopfes. Dies führt dazu, dass die Belastungsdauer - der sogenannte „duty cycle“ - der Pfanne

dementsprechend größer ist als die des Kopfes. Die Flexibilität des Knorpelgewebes gleicht diese Diskrepanzen unter physiologischen Bedingungen teilweise aus. Der Unterschied der Flächengrößen von Humeruskopf und Glenoid ist die Hauptursache für das Stabilitätsdefizit des Glenohumeralgelenks [3, 28]. Dies ist auch für den Zustand nach Implantation der Fall [29].

2.4.1 „Rocking-Horse“-Phänomen

Die oben beschriebene Konformität, welche einen verbesserten Kontakt der Gelenkflächen ermöglicht, hat in der Endoprothetik den Nachteil, die Bewegungsmöglichkeiten des Schultergelenkes zu stark einzuengen [27]. Dies führt zu einem PE-Abrieb [31]. Es entsteht dabei das sogenannte „Rocking-Horse-Phänomen“: durch exzentrische Krafteinwirkung und vermehrte Translationsbewegungen beginnt auf der gegenüberliegenden Seite die Lockerung der Glenoidkomponente [31]. Dieses Phänomen kann dabei durch verschiedene Mechanismen entstehen.

Zum einen kann es durch vertikal gerichtete Scherkräfte zu einer exzentrischen Dysbalance kommen. Man spricht hierbei vom vertikalen „Rocking-Horse“-Mechanismus, welcher beispielsweise bei Defekten der Rotatorenmanschette auftreten kann, wobei der Humeruskopf nach kranial verlagert wird.

Zum anderen kann es – beispielsweise im Rahmen einer dorsal dezentrierten Omarthrose – zu einer dorsalen Subluxationsstellung des Humeruskopfes kommen. Dabei kommt es zu einer ungleichen Belastung der Gelenkflächen in der Horizontalebene. Man spricht hierbei vom horizontalen „Rocking-Horse“-Phänomen [27].

Beide Formen können im Verlauf zu exzentrischen Dysbalancen führen. Dies resultiert langfristig in einer Lockerung der glenoidalen Prothese [27].

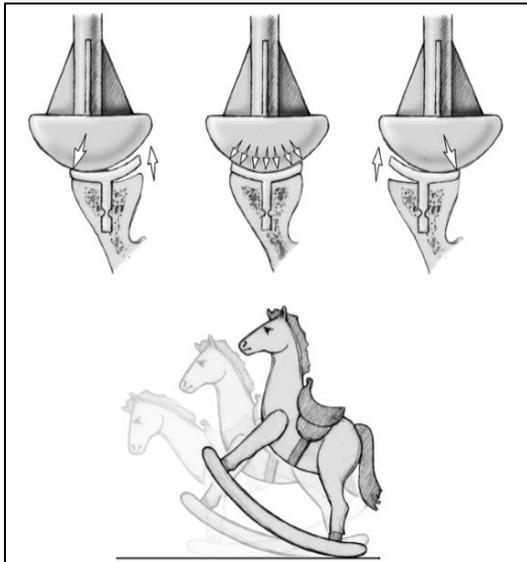


Abbildung 9: „Rocking-Horse“-Phänomen [27]

2.4.2 Konvexe vs. plane Pfannenform

Das konvexe Design der Pfannenrückfläche hat sich gegenüber der planen Pfannenform als vorteilhafter bewiesen. Gewinnbringend ist beim konvexen System die größere Kontaktfläche und damit eine verbesserte Stabilität. Außerdem sind die Kräfte, die auf eine konvexe Pfanne wirken vornehmlich komprimierend und wirken nicht so sehr als Scherkräfte. Zusätzlich werden die Scherkräfte bei konvexen Pfannenformen besser aufgefangen, da der einwirkende Stress am Pfannenrand vermindert wird [32, 33, 34]. Plane Pfannenrückflächen hingegen haben den Vorteil, dass intraoperativ genauer gefräst werden kann, als dies bei konvexen Pfannenfräsen der Fall ist. Dies führt zusätzlich dazu, dass teilweise materialsparender gearbeitet werden kann [35].

Je weiter fortgeschritten die Pfannenarthrose ist, desto mehr verliert das knöcherne Pfannenlager seine Konvexität und flacht ab, was zu einem vergrößerten Pfannenradius führt. Aus diesem Grund haben einige Hersteller (z.B. Stryker, Arthrex) den Radius der Rückseite der Pfannenimplantate angepasst und vergrößert.

Ebenfalls ist es essenziell, die Glenoidpfanne optimal zu bearbeiten und so eine möglichst große Übereinstimmung von Pfannenimplantat und -lager zu erzeugen. Es konnte gezeigt werden, dass dadurch die Stabilität erhöht und das Lockerungsrisiko erheblich gesenkt wird [36].

Des Weiteren ist es von großer Bedeutung, eine zu aggressive Pfannenbearbeitung zu vermeiden, also so knochensparend wie möglich zu agieren. Eine zu exzessive Pfannenbearbeitung

könnte in einem ungleichmäßigen Kortikalis-Verlust resultieren, was zu unterschiedlich starken Belastungen im Bereich der Auflagefläche führt. Dies kann wiederum die Lockerungsrate steigern [30].

2.4.3 Eigenschaften des Polyethylens

Wünschenswerte Eigenschaften, die eine Polyethylen-Komponente (PE) mit sich bringen sollte, sind mitunter eine geringe Abriebneigung sowie eine hohe Zugfestigkeit. Die Abriebfestigkeit wird dabei durch verschiedene Faktoren erreicht. Zum einen zeigt ultrahochmolekulares PE („Ultra heavy molecular weight polyethylene“, kurz UHMWPE) eine geringere Neigung zum Abrieb als das klassische Polyethylen. UHMWPE wird dabei durch Besonderheiten in der Fertigung und spezielle Verfahren in der Nachbehandlung hergestellt. Zum anderen sorgt eine Quervernetzung, etwa durch Gamma-Bestrahlung oder Elektronenstrahlen, für die Entstehung von hochvernetztem PE. Man spricht hier vom sogenannten Crosslink-Effekt, welcher die PE-Struktur auf molekularer Ebene so ändert, dass es zu einem verminderten Substanzverschleiß kommt [37].

Ein Nachteil des hochvernetztem PE ist, dass die hierbei entstehenden Abriebpartikel deutlich kleiner sind als die des konventionellen PE, was die Gefahr einer Osteolyse mit aseptischer Prothesenlockerung erhöht [38]. Auch scheinen hierdurch schwerwiegendere inflammatorische Prozesse entstehen zu können [39].

Eine Reduktion sowohl des Verschleißes der Kunststoffkomponente als auch der durch die Abriebpartikel hervorgerufenen Osteolyse kann dabei durch den Zusatz von antioxidativ wirkendem Vitamin E erreicht werden [40, 41].

2.4.4 Pfannengröße

Heutzutage werden verschiedene Pfannengrößen bei der Implantation einer Schulterprothese gefertigt. Wichtigstes Kriterium zur Auswahl ist dabei die bestmögliche anatomische Wiederherstellung der Ursprungssituation, wobei auf eine möglichst große Auflagefläche und niedrige Implantathöhe geachtet werden sollte. Dabei sollte die Pfanne auf den unteren kortikalen Glenoidrändern aufliegen. Dies ermöglicht eine möglichst hohe Stabilität der Pfanne und

reduziert zusätzlich die Scherkräfte, welche in der vertikalen Ebene wirken [42, 45]. Je größer die ausgewählte Pfannengröße, desto stabiler ist das Gelenk gegenüber Subluxationskräften [44].

Ist die ausgewählte Glenoidkomponente jedoch zu groß, kann es im Verlauf zu einem glenohumeralen Impingement kommen. Dies führt wiederum zu einer frühzeitigen Lockerung der verbauten Pfanne [45].

2.4.5 Bauhöhe des Implantates

Je höher ein Implantat aufgebaut ist, umso stärker wirken Scherkräfte. Dies sagt einerseits für eine Abnahme der Stabilität und andererseits für einen erhöhten PE-Verbrauch. Es konnte nachgewiesen werden, dass ein zu hoch aufgebautes Implantat zu einer ungünstigen Verteilung der Kräfte führt [42]. Es verlagert sich die Glenoidlinie aus der Mittelachse des Gelenkes heraus, wodurch die Vorspannung auf die Rotatorenmanschette und der Pfannendruck erhöht werden und es zu Lateralisierungsprozessen kommt [10].

Wichtig zu erwähnen sind hierbei die Unterschiede zwischen zementierten und zementfreien Pfannen. Würde man die Bauhöhe, die bei zementierten Systemen verwendet wird, auch bei zementfreien MB-Systemen verwenden, so würde die Bauhöhe eine kritische Marke überschreiten. Dies würde wiederum zur eben erwähnten übermäßigen Vorspannung der Rotatorenmanschette führen. Daher werden bei MB-Pfannen sowohl die PE-Komponente als auch die Basisplatte niedrig gehalten. Dies verbessert zwar die Problematik des erhöhten Pfannendrucks, sorgt aber auch für eine kürzere Lebenserwartung der Pfannenkomponente. Durch eine geringere Menge an vorhandenem Material kommt es bei gleichen Abriebprozessen zu einem früheren Metall-Metall-Kontakt.

2.5 Indikationen und Kontraindikationen in der Schulterendoprothetik

2.5.1 Indikationen

Die häufigste Indikation zu einer Schulterprothese ist die Omarthrose. Die Prävalenz der Omarthrose ist in der Gesamtbevölkerung mit 3% gering, mit zunehmendem Alter kommt es

allerdings zu einer Häufung der Fälle [65]. Der Häufigkeitsgipfel wird dabei etwa um das 60. Lebensjahr erreicht [66].

Bei der Omarthrose wird dabei in eine primäre und in eine sekundäre Form unterschieden. Die Ursache für das Auftreten einer primären Omarthrose ist noch nicht vollständig geklärt. Vermutet wird eine multifaktorielle Genese, wobei genetische Faktoren eine Hauptrolle zu spielen scheinen. Diese bewirken eine Fehlregulation der Zellen des Knorpelgewebes, was wiederum zu degenerativen Abbauprozessen und chronischen Entzündungsprozessen der Synovia führt. Diese äußern sich in einer sekundären adhäsiven Kapsulitis mit Gelenkeinstellung, progredienter Schmerzsymptomatik und fortschreitender Deformierung der Gelenkflächen. Es kommt zum Knorpelverlust mit vermehrter Belastung des darunterliegenden Knochens [67].

Die Entstehung einer sekundären Omarthrose kann durch verschiedene Faktoren induziert werden. Hierunter fallen unter anderem posttraumatische Arthrosen, Instabilitätsarthrosen, avaskuläre Nekrosen (u.a. posttraumatische Nekrosen), neurogene Arthrosen, stoffwechselbedingte Arthrosen (z.B. Kristallarthropathien), Defektarthropathien (z.B. im Rahmen von Rotatorenmanschettenrupturen), Rheumatoide Arthritis oder infektbedingte Arthrosen [43, 67].

2.5.2 Kontraindikationen

Eine zentrale und absolute Kontraindikation für die Implantation einer Schulterprothese ist das Vorhandensein einer akuten oder chronischen Infektion. Hier muss sichergestellt sein, dass der Infekt vor der operativen Prozedur vollständig saniert wurde, da es sonst zu einer septischen Prothesenlockerung kommen kann [43]. Auch eine Reihe an internistischen Erkrankungen können indirekt zu einer absoluten Kontraindikation führen. Insbesondere ist dies der Fall, wenn eine längere Anästhesie aufgrund des schlechten Allgemeinzustandes des Patienten nicht möglich ist [43].

Eine weitere absolute Kontraindikation stellt die Gruppe der neurogenen Arthropathien -beispielsweise die Syringomyelie – dar. Auch irreversible Plexusschädigungen können einen Eingriff unmöglich machen. Hierbei kann es zu einer Parese der Rotatorenmanschette und des Musculus deltoideus kommen [43].

2.6 Radiologische Untersuchungsmethoden

2.6.1 Bildgebung

Neben der Anamnese und klinischen Untersuchung des Patienten, nimmt die Bildgebung den wichtigsten Platz bei der Indikationsstellung zur Implantation eines Gelenkersatzes ein.

2.6.1.1 Röntgenuntersuchung

Die bildgebende Diagnostik beginnt dabei mit einer Röntgenaufnahme. Hierbei erfolgt die Bildgebung in verschiedenen Projektionen.

Bei der „true a.p.“- Aufnahme wird der Strahlengang auf die zu untersuchende Schulter eingestellt, während der Oberkörper in der horizontalen im 45°-Winkel versetzt ist. Außerdem sollte der Strahlengang von 20° kaudal auf die Spitze des Processus coracoideus zeigen [77]. Der Vorteil dieser Art der Aufnahme ist eine äußerst präzise Darstellung des Gelenkspaltes. Auch der akromiohumerale Abstand (AHA) kann mit dieser Art der Aufnahme gut gemessen werden, ebenso der laterale glenohumerale Offset (LGHO). Wichtig ist hierbei, den Arm in Neutral-Null-Stellung zu positionieren, um die Befunde der Vor- und der Nachuntersuchung möglichst vergleichbar gestalten zu können [79]. Für die Beurteilung der Gelenkspaltverschmälerung gibt es dabei fest definierte Grenzwerte. Eine Gelenkspaltenbreite bis 5mm gilt als normwertig. Bei einer Breite zwischen 5mm und 3mm spricht man von einem teilweisen Knorpelverbrauch. Erst eine Gelenkspaltverschmälerung auf unter 3mm gilt als manifeste Arthrose [46]. Weitere Parameter, die hier erfasst werden können, sind glenohumerale Osteophytenbildung, die mediale Pfannenprotrusion, der Grad der Kopffentrundung, sowie der glenoidale Inklinationstyp [46].

Bei der axialen Röntgenaufnahme wird der Arm in sitzender oder liegender Körperposition abduziert, während im Ellenbogengelenk eine Flexion um 90° vollzogen wird. Zusätzlich wird der Kopf zur Gegenseite geneigt [77]. So lassen sich das Glenoid, das Acromioclaviculargelenk und das Tuberculum minus gut darstellen. Dadurch kann man Gelenkspaltverschmälerungen und mögliche Osteophytenbildungen, aber auch eine mögliche Kopfabflachung, den Grad des Pfannenverbrauches, oder die Humeruskopffzentrierung beurteilen [46].



Abbildung 10: a.p.-Aufnahme (links) und axiale Aufnahme (rechts)

2.6.1.2 Sonographische Untersuchung

Bei der Ultraschalluntersuchung wird auf strukturelle Weichteilveränderungen geachtet. Dazu gehören beispielsweise Veränderungen der Rotatorenmanschette und der langen Bizepssehne.

2.6.1.3 Schnittbildgebung

Mit Hilfe eines Nativen 2-D-CT können die Humeruskopfzentrierung, Pfannenverbrauch, Pfannen­neigung und Knochenqualität beurteilt werden. Außerdem ist der Schweregrad des dorsalen Pfannenverbrauches beurteilbar und die Rotatorenmanschette kann auf fettige Infiltrationen oder eine Atrophie hin untersucht werden [46]. Durch die 3-D-CT-Rekonstruktion unter Abstraktion des Humeruskopfes kann die Glenoidmorphologie beurteilt werden. Die CT-Schnittbilder werden heute in die Planungssoftware von virtuellen Implantationssystemen eingespielt. Damit kann man einerseits präoperativ die Gelenkpfanne und den Prothesenkopf virtuell implantieren und andererseits spezifische Zielsysteme anfertigen, die die von der Software angegebene Zielrichtung für den Führungsdraht vorgeben.

Mit Hilfe einer MRT-Untersuchung kann der Status der Rotatorenmanschette, ihrer Sehnen und der ansetzenden Muskulatur bestimmt werden. Auch Knorpelschäden und entzündliche Geschehen können zuverlässig erkannt werden [46].

2.6.2 Wichtige Klassifikationssysteme und radiologische Bewertungskriterien

Um die zu Grunde liegende Pathologie des betroffenen Schultergelenkes vor dem operativen Eingriff bestmöglich beurteilen zu können, sollte eine sorgfältige Analyse des untersuchten Gelenkes erfolgen. Hierfür eignen sich verschiedene Klassifikationssysteme und Typ-Beschreibungen.

2.6.2.1 Klassifikation der Omarthrose

Die Omarthrose stellt – wie bereits im Kapitel 2.4.1 erwähnt - die häufigste Indikation für die Implantation einer Totalendoprothese dar [64]. Um den Schweregrad der Omarthrose dabei einordnen zu können, haben sich die Klassifikationssysteme nach Samilson und Pietro sowie später nach Habermeyer durchgesetzt [81].

Die Klassifikation nach Samilson und Pietro wurde im Jahre 1983 bei der Instabilitätsarthrose eingeführt. Die Einteilung basiert auf der Längenmessung von Osteophyten am Humeruskopf oder am Glenoid, welche im Rahmen einer true-a.p.-Röntgenaufnahme beurteilt werden können. Grad I beschreibt dabei eine Osteophytengröße <3mm, bei Grad II beträgt diese bereits 3-7mm, bei Grad III mehr als 7mm [74, 82].

Im Jahre 2017 wurde die Klassifikation nach Samilson und Pietro durch Habermeyer für die idiopathische Omarthrose ergänzt [84]. Hierbei wird die Osteophytengröße in vier Grade eingeteilt: Grad I: <3mm, Grad II: 3-6mm, Grad III: 7-12mm und Grad IV: >12mm. Zusätzlich wird die Omarthrose hier in eine sphärische Arthroseform A und in eine asphärische Arthroseform B eingeteilt, je nach dem Status der Sphärizität der Kalotte [84].

Die Arthroseform A beschreibt dabei eine Arthrose mit sphärischem, runden Humeruskopf. Dabei besteht keine posteriore Subluxation des Humeruskopfes. Aufgrund der erhaltenen Kopfsphärizität zeigt die Pfannenseite meist einen Pfannentyp nach Walch vom Typ A1 oder A2, seltener B1 (siehe Kapitel 2.6.2.2) [78].

Die Arthroseform B ist komplexer bei häufig schlechterem Verlauf. Hier ist der Humeruskopf asphärisch und entrundet. Es kommt zu einer transversalen Verformung, oft liegt eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes vor. Als glenoidaler Pfannentyp dominiert hierbei eher der exzentrische Typ B2 und B3 nach Walch und weniger die konzentrischen Typen, die bei der Arthroseform A vorherrschen. Die Osteophyten sind bei diesem Arthrosentyp oft länger [84].



Abbildung 11: Sphärischer (a und b) und asphärischer (c und d) Humeruskopf, jeweils in a.p.-Strahlengang und in axialem Strahlengang [78]

2.6.2.2 Transversaler Pfannentyp nach Walch

Bei der Beurteilung der Omarthrose spielt neben der Humeruskopfarthrose auch die Deformierung des Glenoids eine zentrale Rolle. Dabei hat Walch die Glenoidform, die sich aus dem Pfannenverbrauch ergibt, als erster klassifiziert. Diese Klassifikation wurde im Jahre 2016 schließlich von Bercik weiter spezifiziert [85]. Demnach kann die Glenoidform in vier Klassen eingeteilt werden:

Typ A beschreibt einen konzentrischen Pfannenverbrauch mit einer ausbalancierten Krafteinwirkung auf das Glenoid und einem zentrierten Kopf, wobei hierbei zwischen Typ A1 mit geringfügigem Pfannenverbrauch und Typ A2 – einer konkaven Pfannenvertiefung mit zentraler Protrusion des Humeruskopfes – unterschieden wird [68,85,86].

Typ B beschreibt eine exzentrische posteriore Kopfposition mit asymmetrischer Krafteinwirkung auf das Glenoid. Hier gibt es 3 Subtypen. Der Typ B1 beschreibt einen posterioren

Verbrauch der Pfanne mit subchondraler Sklerosierung und Abflachung. Besteht eine beidseitig konkave posteriore Pfannendeformität, so spricht man vom Typ B2. Der Typ B3 bedeutet eine posteriore Subluxation des Kopfes des Humerus um $>70\%$ bei nicht vorhandener nativer Glenoidebene. Hierbei liegt die Retroversion bei über 15° [68,85,86].

Typ C definiert eine primär dysplastische Pfannenretroversion von $>25^\circ$ mit glenoidaler Dysplasie. [68, 86].

Der Pfannentyp D stellt eine Sonderform dar. Hierbei liegt eine exzentrische anteriore Humeruskopfdezentrierung oder eine Glenoidanteversion vor [86].

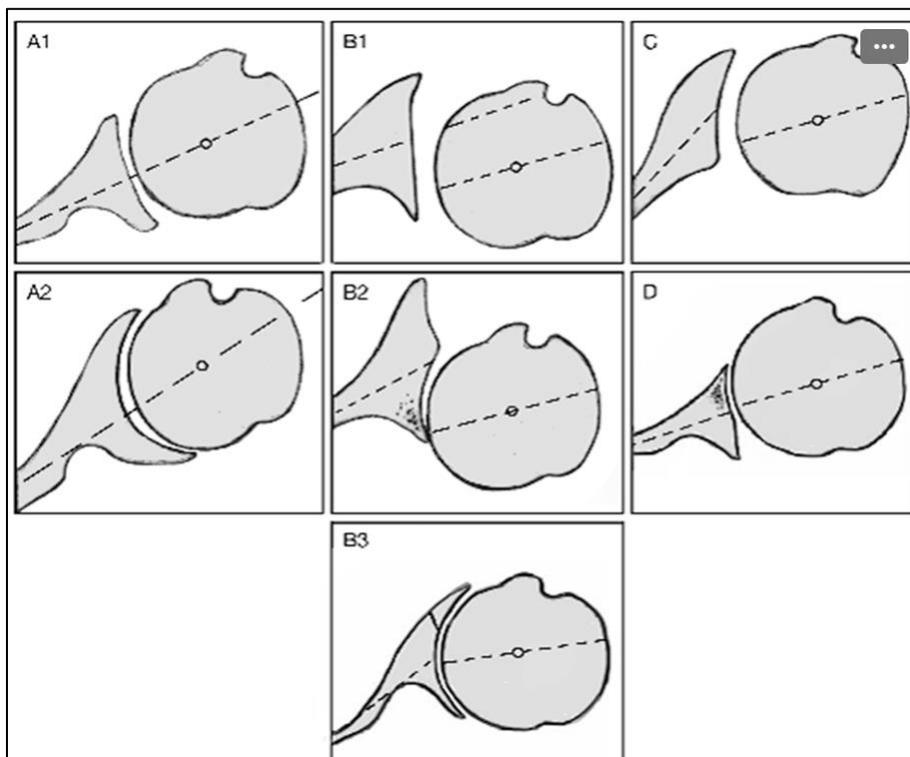


Abbildung 12: Pfannentyp nach Walch [86]

2.6.2.3 Koronarer Pfannentyp nach Sirveaux und Favard

Um erosive Veränderungen des Glenoids auch in der Koronarebene zu klassifizieren, kann der Pfannentyp anhand der Klassifikation nach Favard unterschieden werden. Man unterscheidet hierbei in fünf Grade, E0 bis E4 [87]. Beim Typ E0 liegt keine erosive Abnutzung des Glenoids vor. E1 weist auf konzentrische erosive Veränderungen hin. Liegt der Typ E2 vor, so betrifft die Erosion nur den superioren Teil des Glenoids, wohingegen die Erosion beim Typ E3 bis zum

inferioren Gleniodabschnitt ausgedehnt ist. Typ E4 beschreibt wiederum, wenn die Erosion insbesondere den inferioren glenoidalen Abschnitt betrifft [87].

2.6.2.4 Gelenkverbrauch nach Lévigne

Die Klassifikation nach Lévigne spielt vor allem bei der Beurteilung der rheumatoiden Arthritis eine wichtige Rolle. Dabei kann sowohl der Humeruskopfverbrauch, als auch der Glenoidverbrauch nach Lévigne bewertet werden [90]. Diese Bewertung wird anhand einer true-a.p.-Aufnahme durchgeführt.

Beim Humeruskopfverbrauch beschreibt das Stadium 1 Mikrozysten bei intaktem subchondralem Knochen. Liegt Stadium 2 vor, so existiert eine Zyste >10mm am Tuberculum majus. Kommt es zum Verlust der sphärischen Humeruskopfform, spricht man von Stadium 3 [90].

Im Rahmen des Glenoidverbrauches beschreibt Stadium 1 ebenfalls einen intakten subchondralen Knochen. Im Stadium 2 liegt ein Glenoidverbrauch bis zur lateralen Korakoidbasis vor. Im dritten Stadium überschreitet der Glenoidverbrauch diese laterale Basis [90].

2.6.2.5 Inklinationstyp nach Habermeyer und Messung der Glenoidinklination

Im Rahmen der Omarthrose kommt es zu einer exzentrischen Deformierung des Glenoides. Diese Deformierung findet dabei in verschiedenen Ebenen statt [92]. Zum einen kann es zu deformierenden Prozessen in supero-inferiorer Richtung kommen. Dies führt zu einer Zunahme der Glenoidinklination [92].

Andererseits kommt es im Rahmen von arthrotischen Gelenkerkrankungen auch zu einer Veränderung in der antero-posterioren Ebene und damit zu einer Veränderung der Glenoidversion. In der Regel liegt eine physiologische Glenoidversion zwischen etwa 0° und -10° vor [92]. Kommt es zu den pathologischen Veränderungen im Rahmen der Arthrose, ist häufig eine Retroversion der Gelenkpfanne zu erkennen, welche wiederum zu einer posterioren Subluxation des Humeruskopfes führt [92].

Um also die Glenoidkomponente im Rahmen von schulterendoprothetischen Eingriffen zu planen, müssen sowohl die Glenoidversion als auch die Glenoidinklination bestimmt werden.

Die Glenoidinklination - und damit der exzentrische Pfannenverbrauch - kann dabei anhand der Klassifikation nach Habermeyer in vier Typen unterteilt werden. Für die Messung wird eine Tangente vom kranialen zum kaudalen Pol des Glenoides gezogen, die sogenannte Glenoidlinie. Dann wird eine weitere Linie gezogen, welche entlang der Basis des Korakoides verläuft – man spricht hier von der Korakoidbasislinie. Anhand dieser zwei Geraden lässt sich dann die Glenoidinklination bestimmen [68]. Beim Typ 0 verläuft die Korakoidbasislinie parallel zur Glenoidlinie, er stellt ein normales Glenoid dar. Liegt ein Typ 1 vor, so kreuzen sich die beiden Linien unterhalb des unteren Glenoidpoles. Bei Typ 2 findet die Überkreuzung zwischen dem unteren Pol und dem Mittelpunkt des Glenoids statt. Typ 3 beschreibt eine Kreuzung oberhalb der Korakoidbasis [68]. Der Inklinationstyp nach Habermeyer korreliert dabei mit dem im Folgenden beschriebenen kritischen Schulterwinkel [94].

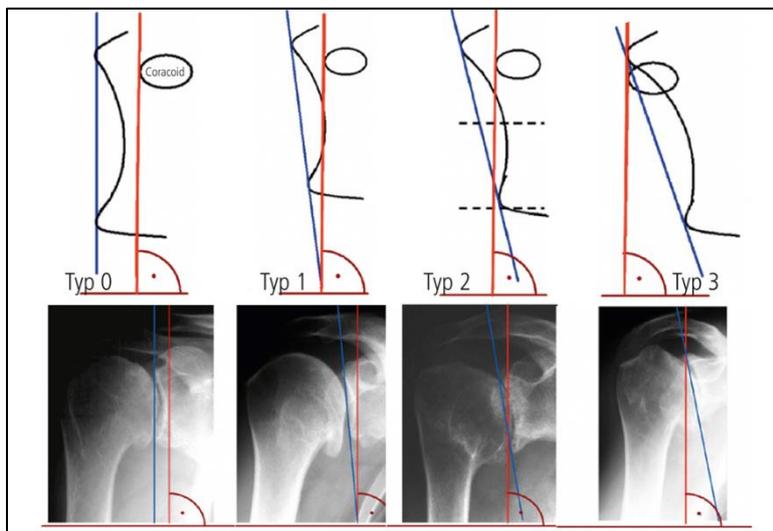


Abbildung 13: Inklinationstyp nach Habermeyer [86]

Für die Messung der Glenoidversion muss zunächst die Tangente „E“ gebildet werden. Dann wird in der Skapularebene – ausgehend vom Zentrum der Glenoidebene – eine Linie „S“ gezogen und eine Senkrechte „s“ dazu gebildet. Nun kann man den Winkel zwischen „E“ und „s“ abmessen und so die Glenoidversion feststellen. Liegen E und s parallel zueinander, so ist die Glenoidversion 0° . Diese Messmethode wurde erstmalig von Friedmann im Jahre 1992 beschrieben [92, 95].

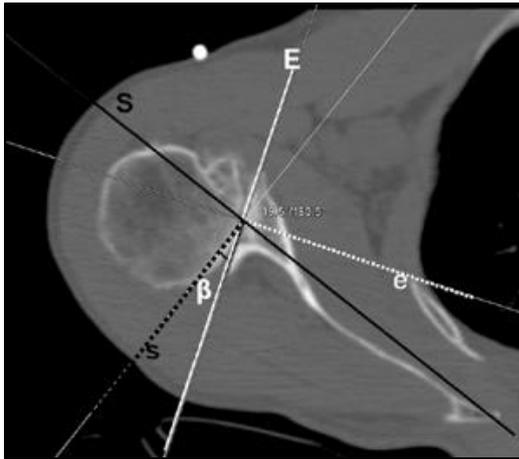


Abbildung 14: Messung der Glenoidversion [92]

2.6.2.6 Kritischer Schulterwinkel

Der Kritische Schulterwinkel nach Moor und Gerber (KSW) beschreibt den Winkel zwischen der Verbindungslinie von kranialem und kaudalem Pfannenpol – also der Glenoidlinie – einerseits und dem unteren Pfannenpol sowie dem lateralen Ende des Akromions andererseits [96]. Er beträgt physiologisch etwa 33° [98]. Es konnte ein Zusammenhang zwischen einem vergrößerten kritischen Schulterwinkel und degenerativen Insuffizienzen der Rotatorenmanschette bewiesen werden [83].

Ein großer Winkel von $>35^\circ$ führt dabei zu einer Belastungssteigerung der Rotatorenmanschette mit einem wahrscheinlicheren Risiko einer Ruptur. Folglich kann es, gerade bei Abduktionsbewegungen, zu einer Lockerung und Destabilisierung der glenoidalen Komponente kommen [83, 98, 99].

Ein kleiner KSW $<30^\circ$ erhöht das Risiko einer Omarthrose, da es durch den kleinen Winkel zu einer Kompression des Humeruskopfes in Richtung Gelenkpfanne kommt. Es zeigt sich also, dass der Bereich zwischen einer pathologischen Veränderung durch einen zu großen Winkel und der durch einen zu kleinen Winkel sehr schmal ist [83].

2.6.2.7 Lateraler glenohumeraler Offset

Der laterale glenohumerale Offset, kurz LGHO, stellt die Entfernung zwischen dem äußeren Rand des Tuberculum majus des Humerus und der Gelenklinie dar. Er beträgt physiologisch etwa 45 bis 55 Millimeter [100].

Im Rahmen der Implantation der Schulterprothese muss darauf geachtet werden, den LGHO so genau wie möglich wiederherzustellen, da es sonst zu weiteren pathologischen Veränderungen im Verlauf kommen kann. Hierfür ist es auch wichtig, die Kopfprothese in der richtigen Größe zu implantieren. Ist der Kopf zu klein, kommt es zu einer Medialisierung des Humerusschaftes und somit zu einer Verkleinerung des LGHO. Eine Folge eines kleinen LGHO ist eine Verminderung der Funktionsfähigkeit des Musculus deltoideus und ein verminderter Abduktionsumfang [101]. Ist der implantierte Kopf hingegen zu groß, kommt es zu einer Lateralisierung des Humerusschaftes und somit zu einer gesteigerten Belastung für die Rotatorenmanschette mit der Gefahr einer späteren Ruptur [13].

2.6.2.8 Akromiohumeraler Abstand

Der akromiohumerale Abstand, kurz AHA, gibt die Strecke zwischen der Unterkante des Akromions und dem höchsten Punkt des Humeruskopfes in der Frontalebene an. Er beträgt physiologisch etwa 7 bis 14 Millimeter [102, 103].

Zu einer Veränderung des AHA kann es im Rahmen mehrerer pathologischer Prozesse kommen. Bei einer Ruptur der superioren Rotatorenmanschette kann der Kopf der implantierten Schultertotalprothese nach kranial verschoben werden, da die Stabilität durch die geschädigte Muskulatur vermindert ist. Dies führt zu einer Verringerung des akromiohumeralen Abstandes [105]. Dabei tritt diese radiologische Auffälligkeit meist erst im Verlauf auf, da sich die Kranialisierung des Humeruskopfes in der Regel über einen längeren Zeitraum hinweg entwickelt. [104, 105].

Auch konnte gezeigt werden, dass das Ausmaß der RM-Ruptur mit dem Ausmaß der Migration des Humeruskopfes korreliert [104].

2.7 Operatives Vorgehen

2.7.1 Humerale Komponente

Die operative Versorgung im Rahmen der Implantation einer Schultertotalprothese erfolgt in Intubationsnarkose. Zusätzlich wird eine Interskalenäre Blockade (Winnie-Blockade) gelegt. Vorteil dieser Kombinationsanästhesie ist einerseits ein reduzierter Bedarf an intraoperativ verabreichten Narkotika, andererseits eine verbesserte Kontrolle der postoperativen Schmerzen [123]. Beispielsweise wird zur Narkose ein Kombinationsantibiotikum bestehend aus Clindamycin und Gentamycin über 24h i.v. verabreicht.

Für die Lagerung des Patienten wird bei der Implantation der hier verwendeten Prothese die sogenannten „Beach-Chair-Position“ gewählt, in welcher der Oberkörper um 30° aufgestellt wird und die Beine im Kniegelenk gebeugt werden. Der Arm der zu operierenden Schulter wird frei auf einem Unterarm-Beistelltisch gelagert. Dabei ist es wichtig, dass der Oberarm in Adduktion und Extension platziert wird, um den proximalen Humerus gut darstellen zu können [107].

Im Anschluss erfolgt das Einzeichnen eines deltoideo-pektoralen Zuganges. Die Schnittführung beginnt über der Basis des Processus coracoideus und verläuft von dort aus in Richtung des Ansatzes des Musculus deltoideus an der Tuberositas deltoidea des proximalen Humerus. Dabei wird der Oberarm leicht abduziert und außenrotiert.

Es erfolgt die Präparation des Sulcus deltoideopectoralis. Im Sulcus wird der Ansatz des Musculus pectoralis major dargestellt. Anschließend wird die Sehne des Musculus pectoralis major an der Crista humeri eingekerbt, um im Verlauf eine einfachere Freilegung des Humeruskopfes durchführen zu können.

Nun erfolgt die subpektorale Tenodese der langen Bizepssehne unter Beibehaltung der physiologischen Sehnenvorspannung. Dabei wird die Sehne in Mason-Allen-Nahttechnik an den Ansatz der Sehne des Musculus pectoralis major angenäht. Teilweise wird eine Exzision der meist inflammatorisch veränderten und abgenutzten langen Bizepssehne vorgenommen [107].

Nun wird die klavipektorale Faszie eingeschnitten. Außerdem werden die Bursa subacromialis, subcoracoidea und subdeltoidea entfernt. Der Musculus biceps brachii und der Musculus coracobrachialis werden an ihrer unteren Seite vom Musculus subscapularis digital mobilisiert. Dies dient dem Schutz des Nervus musculocutaneus, welcher durch den Musculus

coracobrachialis verläuft. Wichtig ist bei diesem Schritt, die Musculi biceps brachii und coracobrachialis nicht zu beschädigen, da sonst die Wahrscheinlichkeit einer Läsion des Plexus brachialis stark ansteigt [123].

Anschließend erfolgt die Freilegung des Musculus subscapularis mit Arteria und Vena circumflexa humeri anterior und des Nervus axillaris. Um bei den nächsten Schritten Blutungen zu vermeiden, werden Arteria und Vena circumflexa humeri mit Durchstechungsligatur unterbunden.

Im nächsten Schritt wird das Rotatorenintervall mit einem Elektrokauter eröffnet. Es folgt ein operatives Lösen des Gleitraums für die Rotatorenmanschette. Dabei sollte der Gleitraum entlang des Nervus axillaris eröffnet werden – dies bezeichnet man als „nerve-to-nerve-release“ [124]. Nun wird der Musculus subscapularis am oberen Sehnenrand eingeschnitten, wobei die Inzision bis zum kaudalen Drittel des Muskels, welcher oberhalb des Collum chirurgicum am Oberarm ansetzt, fortgeführt wird.

Unterhalb der Sehne der Musculus subscapularis liegt die Kapsel, welche im nächsten Schritt am Sehnenansatz und im Rotatorenintervall gemeinsam mit der Sehne gekappt wird. Der abgetrennte Oberrand der Subscapularissehne wird nun mit insgesamt vier Fiber-Wire-Faden (Firma Arthrex) der Stärke 2 in Mason-Allen-Nahttechnik armiert.

Nach Exposition des Humeruskopfes müssen unter Umständen Osteophyten, welche nahe des Collum anatomicum liegen, entfernt werden, da sie die Beurteilung der bestmöglichen Resektionslinie beeinträchtigen.

Die Humeruskopfresektion erfolgt mittels einer Resektions- und Zielschablone exakt im anatomischen Hals.

Anschließend wird mit einem Kronenfräser der Zugang für die Hohlschraube vorgeschritten. Außerdem wird ein graduierter Bohrdraht bis zur Gegenkortikalis eingesetzt, um zu ermitteln, welche Länge die Hohlschraube aufweisen muss. Ist der Wert zwischen zwei Kennzeichnungen zu finden, so wird die kürzere Schraube präferiert. Der zweifach beschichtete Kalottenträger weist auf seiner Unterfläche Antirotationslamellen auf. Er wird nun auf die Resektionsfläche des Humerus angebracht und mit einem Hohlstößel befestigt.

Die gewählte Hohlschraube wird nun, mit Hilfe der Führungshülse, langsam in die Spongiosa eingedreht. Die Hohlschraube darf nur bis zum festelastischen Widerstand eingeschraubt werden.

Schließlich wird eine Probierkalotte aufgesetzt. Schlussendlich wird die definitive Kalotte aufgesetzt und mit einem Kopfpaktor befestigt.

2.7.2 Glenoidale Komponente

Vor Beginn der Pfannenpräparation erfolgt die Exzision des Labrum glenoidale. Anschließend wird der Gelenkknorpel vollständig entfernt. Sind Veränderungen in Form von Osteophyten ersichtlich, müssen diese entfernt werden, um Komplikationen wie Schäden an der Rotatorenmanschette zu vermeiden [126].

Im nächsten Schritt erfolgt die Fräsung der Pfanne. Dieser Vorgang wird als „Reaming“ bezeichnet. Durch die Pin-Führung wird eine möglichst große Übereinstimmung zwischen der Rückfläche der Pfanne und dem Knochenbett sichergestellt [126]. Auch sollte stets versucht werden, so knochenschonend wie möglich zu fräsen und so den subchondralen Knochen möglichst zu erhalten [125].

Es existieren unterschiedliche Verfahren bei der Durchführung des Reaming. Dabei kann die Fräsung „On-axis“, also entlang der „glenoid center line“ durchgeführt werden. Diese orientiert sich wiederum am „centering point“, welcher zwischen der Vorderseite der Skapula und der Fossa subscapularis liegt. Liegt eine ausgeprägte Retroversion vor, kann es durch dieses Verfahren zu einem übermäßigen Fräsen des vorderen und oberen Pfannenrandes kommen. Hier kann daher alternativ das sogenannte „Off-axis“-Reaming durchgeführt werden, bei dem die Fräsrichtung im 90°-Winkel zur Glenoidlinie liegt. Vorteil hierbei ist das Umgehen eines zu ausgeprägten Knochenverlustes. Bei beiden Formen des Reamings ist es wichtig zu berücksichtigen, dass es bei zunehmender Befräsung zu einer Verkleinerung des glenoidalen Radius kommt, was die Größe und Stabilität der Glenoidkomponente beeinflussen kann [126].

Bei der Wahl der Pfannengröße konnte gezeigt werden, dass sich die Stabilität verbessern ließ, indem eine möglichst große Glenoidkomponente in kraniokaudaler Richtung gewählt wurde. Dabei muss allerdings darauf geachtet werden, dass ventral und dorsal kein Überhang besteht [127].

Essenziell zur Sicherstellung einer zufriedenstellenden Funktionalität und einer ausbalancierten Glenoidbelastung ist die Verringerung der Retroversion. Nach Korrektur der Retroversion konnte ein symmetrisches Stressverteilungsmuster mit Maximum im Zentrum des Implantates

sichergestellt werden. Lag die Retroversion jedoch über 20°, so verschob sich diese Stressbelastung nach posterior [128].

Ein Weiterer wichtiger Schritt ist die Korrektur des glenoidalen Inklinationswinkels. Diese Maßnahme sollte ab einem Inklinationstyp II nach Habermeyer durchgeführt werden [68]. Ziel dieses Prozesses ist dabei die Achsen-Korrektur des Glenoides auf 0° Inklination in der Koronarebene, um eine exzentrische Pfannenbelastung und in Folge das Auftreten eines „Rocking-Horse“-Phänomens zu vermeiden [126].

Für die Implantation der zementfreien MB-Prothese wird zunächst die Basisplatte aufgesetzt und anschließend mit einer Zentralschraube und zwei winkelstabilen peripheren Schrauben fixiert. Auf diese Basisplatte wird dann das PE-Inlay gesetzt. Dies erfolgt über ein Konusstecksystem mit einem Schnappmechanismus.

Liegt ein Pfannentyp B2 nach Walch vor gibt es mehrere Vorgehensweisen. Unter anderem kann die sogenannte „Ream-and-run“-Technik nach Matsen zu Einsatz kommen [129]. Indikation hierbei ist die Trias aus bikonkaver Deformität der Pfanne mit Retroversion >15° und posteriorer Subluxation bei Patienten, die das 60. Lebensjahr noch nicht erreicht haben. Hierbei wird eine gleichmäßige, äußerst vorsichtige Fräsung der Pfanne durchgeführt, wodurch es zur Transformation der Bikonkavität in eine Konkavität kommt. Dies führt zu einer Reduktion der Translation des Humeruskopfes und begünstigt seine Zentrierung. Zuletzt wird das Rotatorenintervall vernäht, was die Zentrierung der Prothese weiter verbessert [126].

2.7.3 Abschluss der Operation und postoperatives Procedere

Nach Reposition der Humeruskopfprothese erfolgt die Wiederbefestigung des Musculus subscapularis. Dafür sollte die Extremität in leichter Abduktion und Außenrotation gelagert sein. Hierbei werden die Sehnenränder in Mason-Allen-Nahttechnik End-zu-End vernäht. Um einem Defekt der Naht vorzubeugen, sollten nichtresorbierbare Fäden der Stärke zwei zur Anwendung kommen und mindestens vier Fäden bei weiblichen Patientinnen bzw. fünf Fäden bei männlichen Patienten verwendet werden [130].

Anschließend erfolgt der schichtweise Wundverschluss. Es wird eine Redon Drainage angelegt, der Wundverschluss vollendet und ein Kompressionsverband angebracht, welcher 48 Stunden verbleiben sollte.

Das Nachbehandlungsschema richtet sich stets nach der Operationstechnik und den Empfehlungen der jeweiligen Klinik. Im Falle des eben beschriebenen Operationsverfahrens sollte der operierte Bereich für 21 Tage in 20° Abduktions- und 30° Innenrotationsstellung des Unterarmes ruhiggestellt werden. Dafür wird ein Abduktionskissen verwendet. Anschließend wird eine stationäre rehabilitative Nachbehandlung empfohlen [130].

Ab der vierten postoperativen Woche dürfen aktiv-assistierte Bewegungen durchgeführt werden (Flexion/Abduktion/Außenrotation 90°/60°/30°). Diese sollen ab der fünften postoperativen Woche auf 90°/90°/0° angepasst werden.

Ab der siebten postoperativen Woche ist die volle Bewegung gestattet. Nun soll mit der freien Flexions- und Rotationsbewegung begonnen werden. Zusätzlich sollte mit konzentrischem Training der Rotatorenmanschette und des Deltamuskels begonnen werden. Ist die volle Beweglichkeit wieder gewährleistet, kann die Belastung Stück für Stück erhöht werden [130].

3 Material und Methoden

3.1 Studienpopulation

In dieser retrospektiven, bizenitrischen Studie werden die klinischen, radiologischen und funktionellen Ergebnisse nach Implantation einer schaftfreien, zementfreien Schultertotalprothese vom Typ „Eclipse“ mit konvertierbarer Universalpfanne untersucht.

Im Zeitraum von September 2012 bis Januar 2020 wurde bei insgesamt 57 Patienten eine Schultertotalprothese implantiert. 39 Patientinnen und Patienten erfüllten die Anforderungen zur Aufnahme in die Studie. Vier der Studienteilnehmer erhielten einen beidseitigen Gelenkersatz. Somit wurden insgesamt 43 Schulterprothesen implantiert, welche in die Studie eingeschlossen werden konnten. Dies entspricht einem Anteil von 75,4%, was im Folgenden als Follow-Up-Rate bezeichnet wird. Sechs Patienten konnten telefonisch nicht erreicht werden. Zwei Patienten wollten nicht an der Studie teilnehmen. Zehn Patienten erfüllten die Studienanforderungen nicht.

Die Einschlusskriterien zur Aufnahme in die Studienpopulation waren die Teilnahme an einer klinischen und radiologischen Nachuntersuchung oder alternativ das Ausfüllen eines standardisierten Fragebogens (siehe Graphik B43), sowie eine Follow-Up-Zeit von mindestens 24 Monaten. Ausschlusskriterien waren die Implantation einer Hemiprothese, die Implantation einer

inversen Prothese sowie die Implantation einer zementierten PE-Pfanne oder eines anderen Modells einer MB-Prothese.

52% der operierten Patienten waren männlich, 48% waren weiblich. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt des Eingriffes lag bei 66,5 Jahren (Range 47-81 Jahre).

Die Zeit zwischen operativer Versorgung und Kontrolluntersuchung wird im Folgenden als Follow-Up-Zeit (FU-Zeit) bezeichnet. Die FU-Zeit lag dabei durchschnittlich bei 71,2 Monaten (Range 30-124 Monate).

Erfassungszeitraum	2012 -2020
Patientenkollektiv vor Triage	57
Patientenkollektiv der Studie	43
Follow-Up-Rate	75,4%
Durchschnittliche Follow-Up-Zeit	71,2 Monate (5,93 Jahre)
Durchschnittsalter bei OP	66,5 Jahre

Tabelle 1: Allgemeine Studiendaten

3.2 Implantierter Prothesentyp

3.2.1 Glenoidale Komponente

Alle in dieser Studie eingeschlossenen Patienten erhielten eine konvertierbare Universal-Pfanne vom Typ „Universal Glenoid“ des Herstellers Arthrex.

3.2.2 Humeruskopfimplantat

Auch bei der humeralen Komponente wurde allen in der Studie eingeschlossenen Patienten der gleiche Prothesentyp verbaut. Die hier implantierte Prothese gehört zur fünften Generation der Implantate. Hierbei handelt es sich um eine schaftfreie Humeruskopfprothese vom Typ „Eclipse“ des Herstellers Arthrex.

Die humerale Komponente besteht sich dabei aus mehreren Einzelbausteinen. Hierzu zählen der Kalottenträger und eine Hohlschraube, welche gefenstert ist. Die Hohlschraube fixiert den Kalottenträger dabei in der Metaphyse des Knochens. Zusätzlich wird der Kalottenträger auf den kortikalen Rändern der Metaphyse fixiert, sodass eine Kombination aus kortikaler und metaphysärer Stabilisierung entsteht. Auf den dadurch stabil sitzenden Kalottenträger kann nun die Kalotte montiert und verankert werden.

3.3 Klinische Untersuchungsparameter

3.3.1 Anamnese und körperliche Untersuchung

Neben der allgemeinen anamnestischen Fragestellung wurden mögliche Schmerzzustände (VAS), Bewegungseinschränkungen, Alltagseinschränkungen (SSV) und die Schlafqualität abgefragt.

Der Bewegungsumfang wurde sowohl aktiv wie auch passiv für Flexion, Abduktion, Außenrotation und Innenrotation bestimmt.

3.3.2 Kraftmessung

Die Kraftmessung wurde mit Hilfe eines Kraftmessgerätes des Herstellers Hoggan Scientific (Typ microFET 2) durchgeführt.

Der hierbei vom Gerät gemessene Wert wird in Kilogramm angegeben und kann im Verlauf zur Berechnung des Constant-Scores verwendet werden. Dies geschieht durch eine Multiplikation des gemessenen Wertes mit dem Faktor 25 und einer anschließenden Division durch zwölf. Alternativ ist auch eine Multiplikation des gemessenen Wertes mit dem Faktor 2,2 möglich [122, 132, 133,].

3.3.3 Constant-Score

Der 1987 eingeführte Constant-Murly Score (CS) wurde prä- und postoperativ erhoben. Zum einen wird hierbei das aktuelle Schmerzempfinden erfragt und auf einer visuellen Analogskala von 0 bis 15 Punkte eingeordnet, wobei 0 Punkte den maximal möglichen Schmerz und 15 Punkte kein Schmerzgefühl darstellt. Die Alltagsaktivität umfasst die Berufsfähigkeit (0-4 Punkte), die Freizeitaktivität (0-4 Punkte), die Schlaffähigkeit (0-2 Punkte) und die schmerzfreie Reichweite des Armes (0-10 Punkte), sodass in diesem Segment maximal 20 Punkte erreicht werden können. Daneben wird auch der Bewegungsumfang erfragt, wobei hier maximal 40 Punkte erreicht werden können. Hierbei werden Flexion (0-10 Punkte), Abduktion (0-10 Punkte), Außenrotation (0-10 Punkte) und Innenrotation (0-10 Punkte) getestet. Schließlich wird die Kraftmessung in die Berechnung des CS miteinbezogen. Dadurch erhält man den korrekten Teilwert für den CS (0-25 Punkte). Somit kann beim CS eine Punktzahl zwischen 0 und 100 Punkten erreicht werden [132, 133].

3.3.4 Alter- und geschlechtsabhängiger normierter Constant-Score

Ein Nachteil des eben beschriebenen CS ist die fehlende Vergleichbarkeit der Punktzahl bei Patienten unterschiedlichen Geschlechts und Alters. Daher sollte nicht nur der absolute CS, sondern auch der sogenannte „relative“ CS bestimmt werden. Hierbei werden Alter und Geschlecht der Patienten berücksichtigt. Basierend auf der Dissertation von Constant [134] wurde der Constat Score alters- und geschlechtsabhängig angepasst [115].

3.4 Radiologische Untersuchung und Bildauswertung

Insgesamt wurde bei 30 Patienten eine postoperative radiologische Beurteilung der Schulter im Rahmen des Follow-Up durchgeführt. Bei diesen Patienten wurden eine Röntgen a.p. und eine axiale Aufnahme vorgenommen. Die Follow-Up-Untersuchungen fanden während der Covid-19-Pandemie statt, in welcher einige Patienten eine Nachuntersuchung in einer medizinischen

Einrichtung aufgrund des damals hohen Infektionsrisikos ablehnten. Dies erklärt die geringe Anzahl der radiologisch untersuchten Patienten am Gesamtkollektiv.

Bei den Bewertungskriterien orientierte man sich an der Veröffentlichung von Magosch, Habermeyer, Vetter (2021), und an Durchholz et al. (2019) [135,136].

Die Beurteilung der Röntgenbilder fand durch zwei Ärzte unabhängig voneinander statt. Prof. Dr. Peter Habermeyer wertete die angefertigten Röntgenaufnahmen am 30.04.2023 und am 26.06.2023 aus. Die unabhängige zweite Röntgenanalyse wurde von Prof. Dr. Patric Raiss am 23.05.2023 durchgeführt. Befunde, bei denen nach den Auswertungen noch Abweichungen zwischen den Beurteilern vorlagen, wurden von einem dritten Gutachter, Dr. Eck, Facharzt für Radiologie, beurteilt und abschließend definiert.

Name	Kurzbeschreibung
RLL (Radio-Lucent-Lines)	Radiologische Lockerungssäume im Bereich der Pfannenkomponente
RLL-Inzidenz (Radio-Lucent-Lines-Inzidenz)	Anteil der Patienten mit RLL am Gesamtkollektiv (in%)
RLL-Score (Radio-Lucent-Lines-Score)	Ergebnis der Addition aller vorhandenen RLL's aller Zonen (max. 12 Punkte)
Osteolyse	Prozess des Knochenabbaus im Bereich der Pfannenkomponente
Osteolyse-Inzidenz	Anteil der Patienten mit Osteolyse am Gesamtkollektiv (in%)
Osteolyse-Score	Ergebnis der Addition aller Osteolysezonen (max. 6 Punkte)
R-Score	Summe aus RLL-Score und Osteolyse-Score (max. 18 Punkte)
Lateraler Glenohumeraler Offset (LGHO)	Abstand zwischen Gelenklinie und lateraler Begrenzung des Tuberculum majus des Humerus
Akromiohumeraler Abstand	Abstand zwischen höchstem Punkt der Humeruskalotte und der Akromionunterfläche

Tabelle 2: Radiologische Beurteilungskriterien nach Magosch, Habermeyer, Vetter (2021) [135]

Name	Kurzbeschreibung
Subsidence	Einsinken des Implantates
Tilt	Implantatneigung
Shift	Implantatverschiebung Kombination aus Subsidence und Tilt
Head upward migration	Verschiebung des Humeruskopfes nach kranial
PE-Abrieb	Verschleiß der Polyethylenkomponente
Shoulder joint displacement	Dislokation des Humeruskopfes nach anterior/posterior

Tabelle 3: Radiologische Beurteilungskriterien nach Durchholz et al. (2019) [136]

3.4.1 Radiolucent lines (RLL), RLL-Inzidenz und RLL-Score

RLL beschreiben radiologische Lockerungssäume, welche im Verlauf im Bereich der Pfannenkomponente entstehen und mit der Zeit fortschreiten können. Diese Lockerungssäume sorgen für ein schlechteres klinisches Outcome und gelten als Frühindikator und Risikofaktor für Lockerungsprozesse am Implantat [135, 136, 140].

Zur Beurteilung für das Vorliegen von RLL wird die Pfanne sowohl in der a.p.-Aufnahme als auch in der axialen Aufnahme in je drei Zonen unterteilt.

In der a.p.-Darstellung beschreibt Zone A die superiore Fixierungsschraube mit der benachbarten Rückfläche der Basisplatte. Zone B stellt den Zentralkonus mit der Zentralschraube dar. Zone C umschreibt die inferiore Fixierungsschraube mit der benachbarten Rückfläche der Basisplatte [135].

In der axialen Aufnahme stellt Zone 1 den vorderen und Zone 3 den hinteren Pfannenrand dar. Zone 2 schließt den Zentralkonus mit Zentralschraube, sowie die beiden peripheren Fixierungsschrauben ein [135].

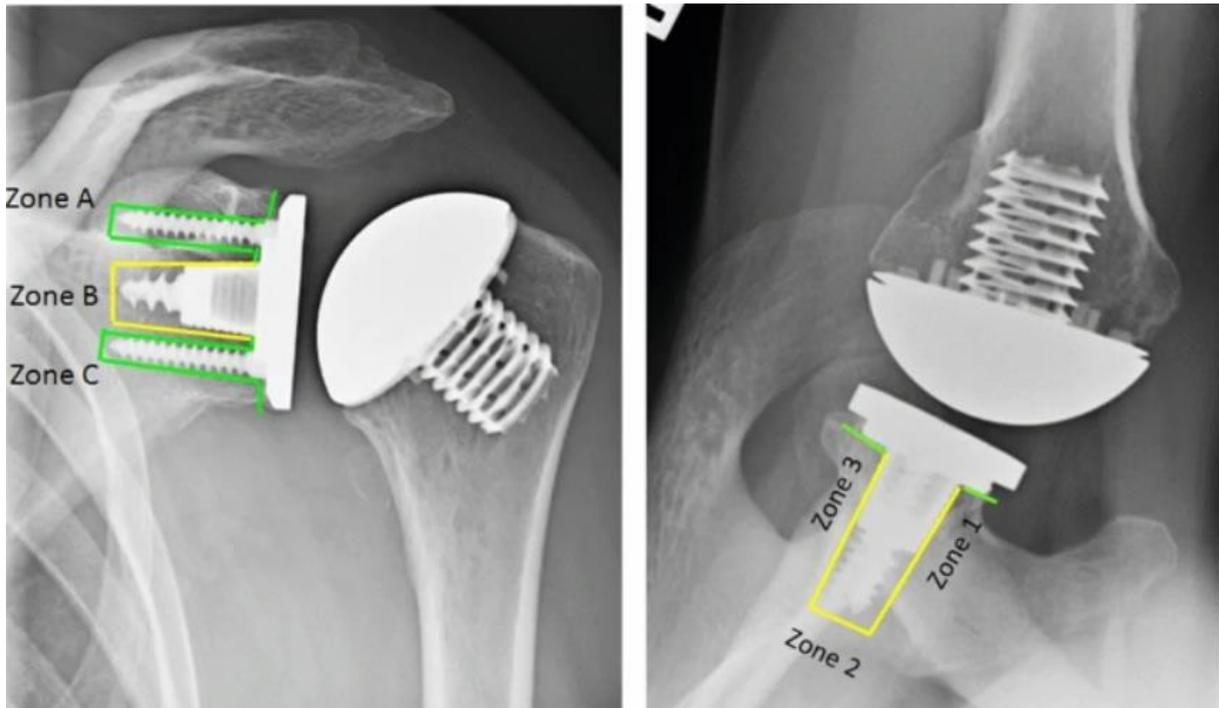


Abbildung 15: Aufteilung der glenoidalen Zonen für MB-Pfannen nach Magosch et al. in der a.p.-Aufnahme (links) und in der axialen Aufnahme (rechts) [135]

Magosch et al. unterteilen die RLL in solche, welche kleiner als 2mm sind (1 Punkt) und solche, welche größer als 2mm sind (2 Punkte). Anhand der RLL lässt sich der sogenannte RLL-Score bestimmen, welcher maximal 12 Punkte betragen kann [135].

Die RLL-Inzidenz beschreibt das Verhältnis der Patienten mit Vorliegen von RLL in Bezug auf die Gesamtzahl der Patienten.



Abbildung 16: a.p.-Aufnahme: Patient mit RLL (Zone A, C) mit einem RLL-Score von 10; Osteolyse in allen Zonen

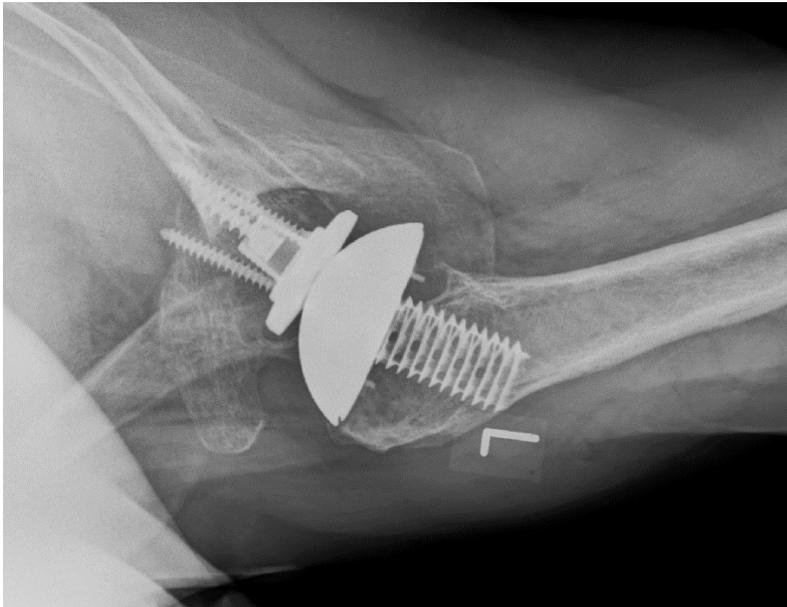


Abbildung 17: axiale Aufnahme: Patient mit RLL (Zone 1,2,3) mit einem RLL-Score von 10; Osteolyse in allen Zonen

3.4.2 Osteolyse, Osteolyse-Inzidenz und Osteolyse-Score

Die Osteolyse bezeichnet im Allgemeinen den Prozess des Knochenabbaus. Knochenabbauende Prozesse können dabei durch verschiedene pathologische Vorgänge induziert werden, wie beispielsweise entzündliche Veränderungen. Auch bei Lockerungen von Implantaten können sich durch den PE-Abrieb Osteolysen als Lockerungssäume bilden. Die Osteolyse zeigt sich im Röntgenbild durch Zonen erhöhter Transparenz, sowie einer Zerstörung der Kortikalis.

Bei der Beurteilung der Osteolysezonen wurde die identische Einteilung in die Zonen verwendet, wie bei der Beurteilung der RLL (A, B, C, 1, 2, 3). Lag eine Osteolyse in einer Zone vor, so wurde ein Punkt vergeben. Lag keine Osteolyse vor, so wurde kein Punkt vergeben. Anhand dessen ließ sich im Folgenden der Osteolyse-Score errechnen, wobei hier maximal 6 Punkte erreicht werden konnten.

Die Osteolyse-Inzidenz beschreibt das Verhältnis der Patienten mit Vorliegen einer Osteolyse in Bezug auf die Gesamtzahl der Patienten.

3.4.3 R-Score

Die Summe des RLL-Scores und des Osteolyse-Scores lässt sich als „over-all radiologic score“, kurz „R-Score“ zusammenfassen. Dieser kann einen maximalen Wert von 18 erreichen, sollten RLL >2mm in allen sechs Zonen vorhanden sein (RLL-Score von 12) und gleichzeitig eine Osteolyse in allen Zonen vorliegen (Osteolyse-Score von 6) [135].

3.4.4 Lateraler Glenohumeraler Offset

Der Lateral Glenohumeral Offset, kurz LGHO, beschreibt die Entfernung zwischen der Gelenklinie der Pfanne und dem lateralen Rand des Tuberculum majus des Humerus [100]. Der LGHO wurde im Rahmen der radiologischen Beurteilung am Computer ausgemessen. Hierfür wurde von der Pfannenmitte eine Verbindungslinie zum lateralen Rand des Tuberculum majus gezogen.

3.4.5 Akromiohumeraler Abstand

Der Akromiohumerale Abstand, kurz AHA, beschreibt die Strecke zwischen dem höchsten Punkt der Kalotte des Humerus und der Unterfläche des Akromions [102,103].

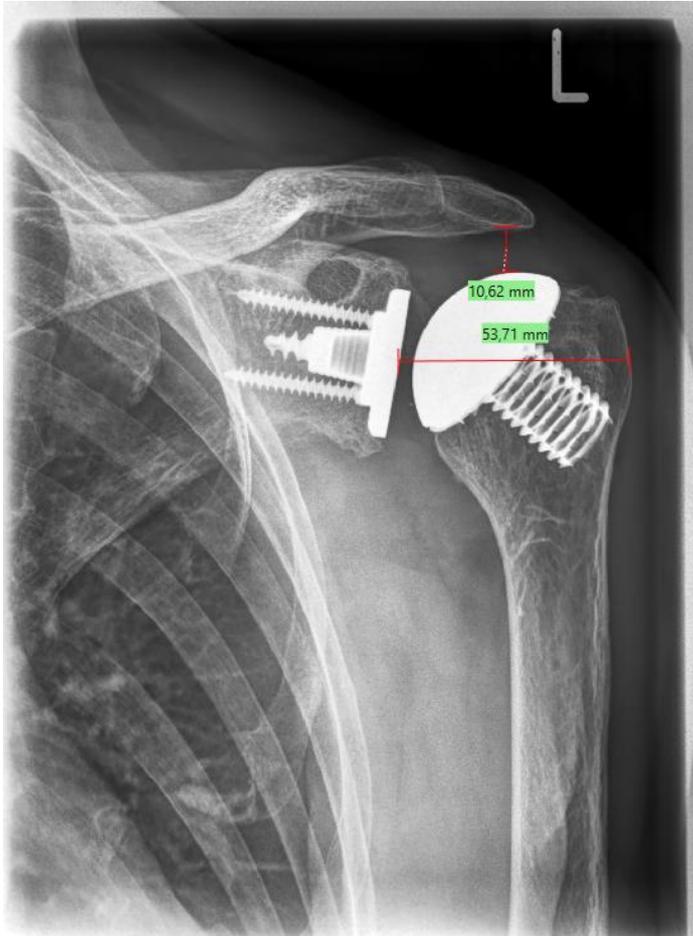


Abbildung 18: a.p.-Aufnahme: Ausmessung des LGHO (horizontale Markierung) und des AHA (vertikale Markierung) am Computer

3.4.6 Einsinken, Neigung und Verschiebung des Implantates

Ein weiterer Parameter ist der Oberbegriff der „Implant migration“, welcher als Zeichen von Lockerungsprozessen des Implantats gesehen werden kann [136]. Unter diesen Begriff fallen wiederum mehrere Unterbegriffe. Zum einen zählt dazu ein Einsinken des Implantates im Vergleich mit der postoperativen Aufnahme, die sogenannte „Subsidence“. Bei der Subsidence wurde eruiert, ob diese weniger als 5mm oder mehr als 5mm betrug [136].

Außerdem wurde die Implantatneigung („Tilt“) als Kriterium verwendet. Beim Tilt wurde festgehalten, ob dieser weniger als 10° maß, oder ob eine Neigung von mehr als 10° stattgefunden hatte [136].



Abbildung 19: a.p.-Aufnahme: Patientin mit „Tilt“

Schließlich wurde die Verschiebung – der „Shift“ – des Implantates berücksichtigt. Der „Shift“ beschreibt dabei eine Kombination aus „Subsidence“ und „Tilt“ [136]. Von einem „vermuteten Shift“ spricht man, wenn sowohl „Subsidence“ als auch „Tilt“ vermutet werden oder aber wenn einer der beiden Parameter sicher vorliegt und der andere vermutet wird [136]. Hierbei wurde lediglich notiert, ob eine Implantatverschiebung vorlag, oder ob keine Verschiebung erkennbar war.

3.4.7 PE-Verschleiß

Ein weiteres radiologisches Kriterium ist der Nachweis eines Abriebs des PE-Inlays, PE-Verschleiß oder auch PE-Wear genannt. Er kann radiologisch durch eine Verschmälerung des Gelenkspaltes erkannt werden [136]. In der aktuellen Arbeit wurde nach Absprache zwischen Prof.

Habermeyer, Prof. Raiss und Dr. Eck von einem PE-Wear gesprochen, wenn sowohl in der a.p.-Aufnahme als auch in der axialen Aufnahme der Gelenkspalt nicht frei projizierbar war. Durch die Begutachtung eines eventuellen PE-Verschleißes kann ein drohender PE-Wear und in der Folge eine Osteolyse erkannt werden [136].



Abbildung 20: axiale Aufnahme: Patientin mit radiologisch sichtbarem PE-Verschleiß

3.4.8 Humeruskopfposition

Zuletzt wird begutachtet, ob eine kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes ersichtlich ist und eine Dezentrierung des Humeruskopfes nach anterior oder posterior in Form einer Subluxation oder einer Dislokation stattgefunden hat.

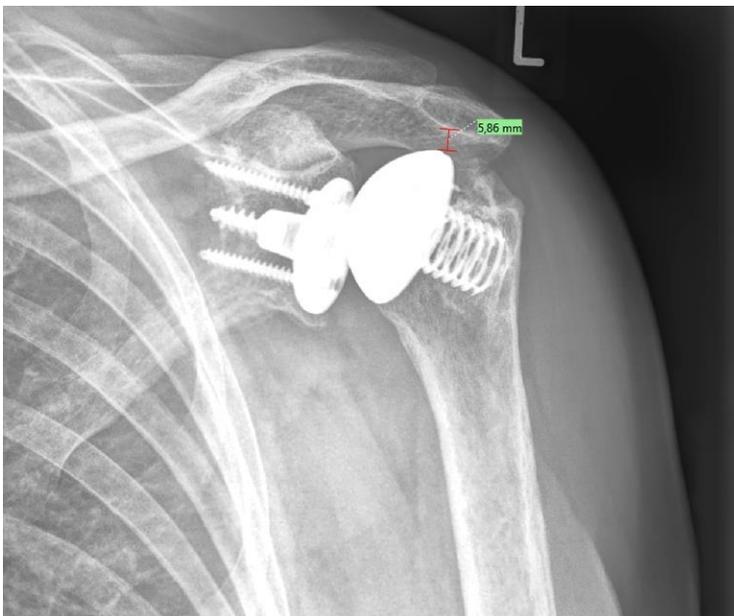


Abbildung 21: a.p.-Aufnahme: Patient mit sichtbarer kranialer Dezentrierung des Humeruskopfes (eingezeichnet ist der AHA)

3.5 Statistische Methodik

3.5.1 Software

Für die statistische Auswertung der erhobenen Daten wurde das Programm MedCalc, Version V20.015, verwendet (www.medcalc.org; Copyright 1993-2021; MedCalc Software Ltd.). Je nach Fragestellung wurden in dieser Software unterschiedliche Testverfahren angewandt, und zwar der Wilcoxon-Test, der Mann-Whitney-Test, der Kruskal-Wallis-Test (Rangvarianzanalyse), die Bestimmung der Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman und Kendall, der t-Test, der „Signed rank sum test“ und der Chi-Quadrat-Mehrfeldertest.

3.5.2 Begriffe und Verfahren

Man unterscheidet in der Statistik [80, 91] Variablen nach ihrem Skalentyp. Dieser bestimmt, welche statistischen Kenngrößen und Verfahren angewendet werden können.

Nominalvariablen sind bloße Namen. Es gibt keine Rangordnung.

Rangvariablen (Ordinalvariablen) können in eine Ordnung gebracht werden, die Differenzen zwischen den Stufen sind aber nicht miteinander vergleichbar. Daher ist die Bildung des arithmetischen Mittelwertes und darauf aufbauende Verfahren wie der t-Test nicht geeignet. Man kann jedoch einen Median angeben und Verfahren wie die Berechnung von Rangkorrelationskoeffizienten oder den Wilcoxon-Test verwenden [80,91].

Intervallvariablen (Variablen auf Intervallskalenniveau) haben interpretierbare Differenzen und erlauben die Berechnung des arithmetischen Mittelwertes und darauf aufbauender Größen sowie die Anwendung des t-Testes, falls die Daten normalverteilt sind [80, 91]. Falls die Daten nicht normalverteilt sind, lässt sich stattdessen der „Signed rank sum test“ durchführen [175].

In vielen Fällen waren die prä- und postoperativen Größen keine Intervallvariablen, sondern Rangvariablen. Deshalb wurde bei verbundenen Stichproben (Vergleich der Resultate von Patienten mit ihren eigenen Resultaten, also dem Vergleich zweier Stichproben aus denselben Patienten) der Wilcoxon-Test ("paired samples") verwendet [114]. Bei unverbundenen Stichproben (Vergleich der Resultate einer Gruppe von Patienten mit den Resultaten einer anderen Gruppe, die sich nicht vollständig überlappen), wurde der Mann-Whitney-Test, auch U-Test genannt ("independent samples"), durchgeführt [114]. In diesen Fällen wurde vorausgesetzt,

dass die vorhandenen prä- und perioperativen Daten und die postoperativen Daten der Tendenz nach auch auf die Patienten zutreffen, bei denen diese nicht erfasst worden waren.

Beim Vergleich mehrerer Stichproben wurde der Kruskal-Wallis-Test (Rang-Varianzanalyse) verwendet [161].

In den Fällen, die eine Interpretation der Daten als Rangvariablen zuließen, wurden die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman und Kendall bestimmt [97, 166, 167].

In den Fällen, in denen sowohl die präoperative Einflussgröße als auch das postoperative Ergebnis eine Nominalvariable war, wurde ein Chi-Quadrat-Mehrfeldertest zur Überprüfung der Fragestellung nach einem Zusammenhang verwendet [106].

3.5.3 Übersicht über die erhobenen Variablen

Der Arthrosegrad nach Samilson wird unterteilt in drei Stufen (1, 2 und 3), wobei die Osteophytengröße von 1 nach 3 zunimmt. Dies ist keine intervallskalierte Variable, weil die Differenz zwischen Stufe 1 und 2 und die Differenz zwischen Stufe 2 und 3 nicht gleichwertig ist. Aber mit steigender Stufenzahl wird der Zustand nachteiliger für den Patienten. Also liegt eine Rangskala vor.

Die Arthroseform nach Habermeyer (A für sphärisch und B für asphärisch) kann auch als Rangvariable betrachtet werden, weil ein asphärischer Humeruskopf für die Bewegung des Gelenkes als ungünstiger angenommen werden muss.

Der Pfannentyp nach Walch wird unterschieden in A1, A2, B1, B2, B3, C und D. Dabei ist es im Vorhinein unbestimmt, welche der Typen im Hinblick auf die zu erwartenden Outcomes nach der Operation günstig oder ungünstig sind. Daher bilden diese Typen keine Rangvariablen. Sie werden als Nominalvariablen behandelt.

Der Pfannentyp nach Favard wird unterschieden in E0, E1, E2, E3 und E4. Auch hierbei gibt es im Vorhinein keine Rangordnung nach Prognose für das Ergebnis der Operation. Daher bilden auch diese Typen keine Rangvariablen. Sie werden als Nominalvariablen behandelt.

Der Gelenkverbrauch nach Lévine in den Stufen 1, 2 und 3 geht in Richtung eines für den Patienten immer ungünstigeren Zustands. Daher handelt es sich um eine Rangvariable.

Die Zentrierung hat zwei Ausprägungen, zentriert (günstig) und dezentriert (ungünstig). Hier liegt eine Rangvariable vor.

Die SSV (subjective shoulder value, “subjective Schulter-Gebrauchstauglichkeit”) von 0% bis 100% gibt den subjektiven Eindruck der Patienten bezüglich der Funktionsfähigkeit der Schulter im Alltag wieder. Auch dieser ist, wie der subjektive Schmerzeindruck, eine Rangvariable.

Zur Berechnung des absoluten Constant-Score (CS) werden einige der oben genannten Variablen kombiniert, so dass sich eine Rangvariable ergibt. Der relative Constant-Score ergibt sich aus dem absoluten Constant-Score, indem man ihn durch alters- und geschlechtsspezifische Normwerte dividiert. Auch bei dieser Variablen handelt es sich um eine Rangvariable.

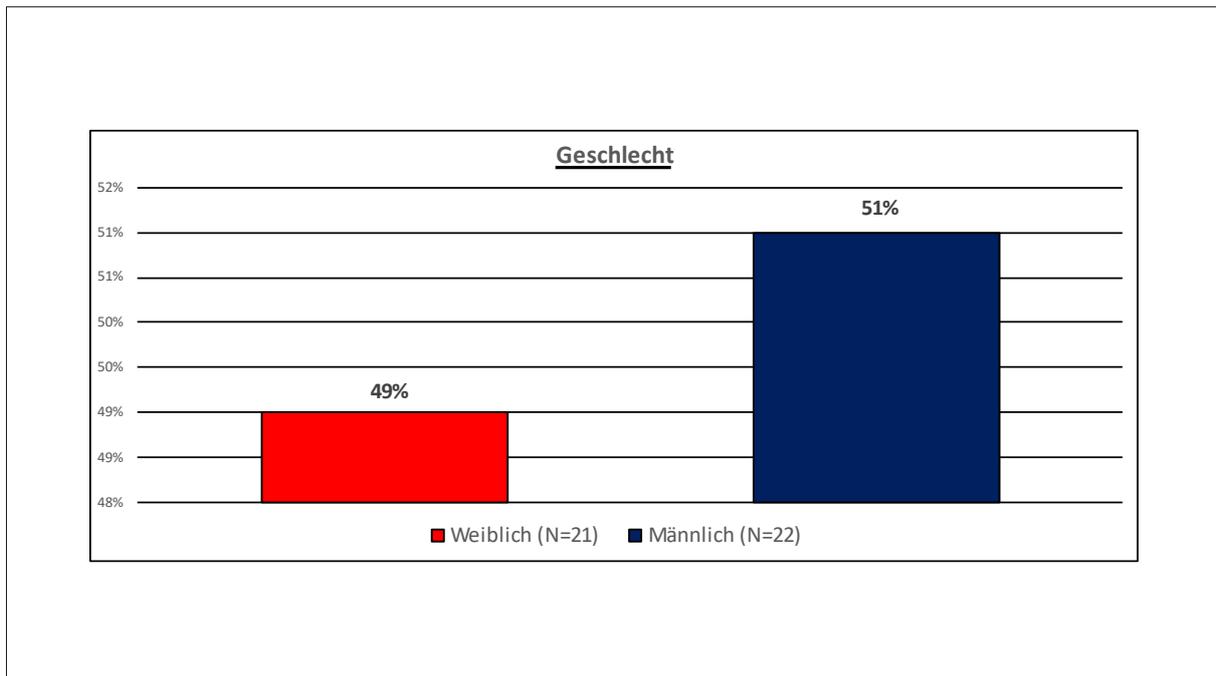
Alle statistischen Tests wurden zweiseitig durchgeführt. Es wurde also nicht vorausgesetzt, dass sich eine Verbesserung eingestellt hat. Daraus ergibt sich, dass die Wahrscheinlichkeitsmasse des p-Werts zu gleichen Teilen auf beiden Seiten der Verteilung liegt. Es ist also schwieriger, ein signifikantes Ergebnis zu erzielen, als bei einem einseitigen Test. Wenn der Test trotzdem signifikant wird, spricht das für die Qualität der Daten.

4 Ergebnisse

4.1 Allgemeine Ergebnisse

4.1.1 Geschlechterverteilung

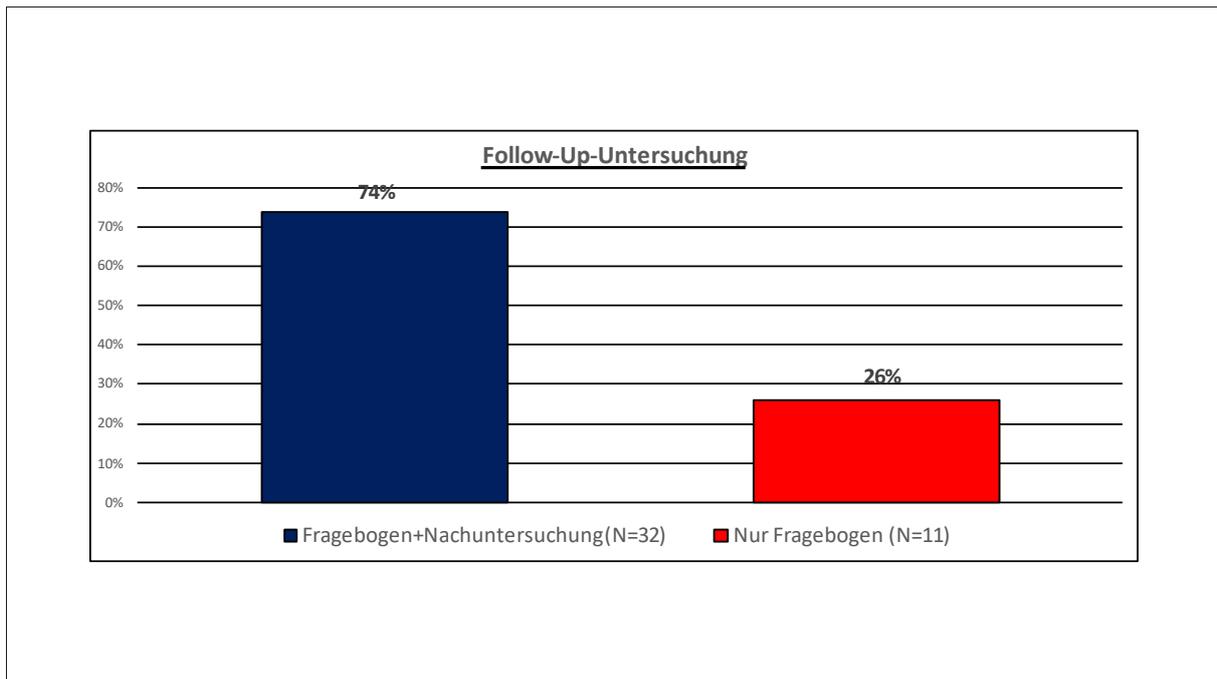
Das Patientengut setzte sich aus 22 männlichen Patienten (51,2%) und 21 weiblichen Patienten (48,8%) zusammen.



Graphik 1: Geschlechterverteilung der Studienpopulation

4.1.2 Form der Follow-Up-Untersuchung

Insgesamt umfasste das Patientengut 43 operierte Schultern (n=43). 74% dieser Studienpopulation erhielten im Rahmen der Follow-Up-Untersuchung eine klinische Nachuntersuchung und füllten zusätzlich den standardisierten Fragebogen aus (n=32). 26% der Patienten reichten den Fragebogen (siehe Graphik B43 im Anhang) postalisch ein, eine Nachuntersuchung vor Ort erfolgte nicht (n=11). Die im Rahmen der Doktorarbeit erfolgte Nachuntersuchung fand während der Corona-Pandemie statt, was einige Patienten dazu veranlasste, nicht zur klinischen Nachuntersuchung kommen zu wollen.



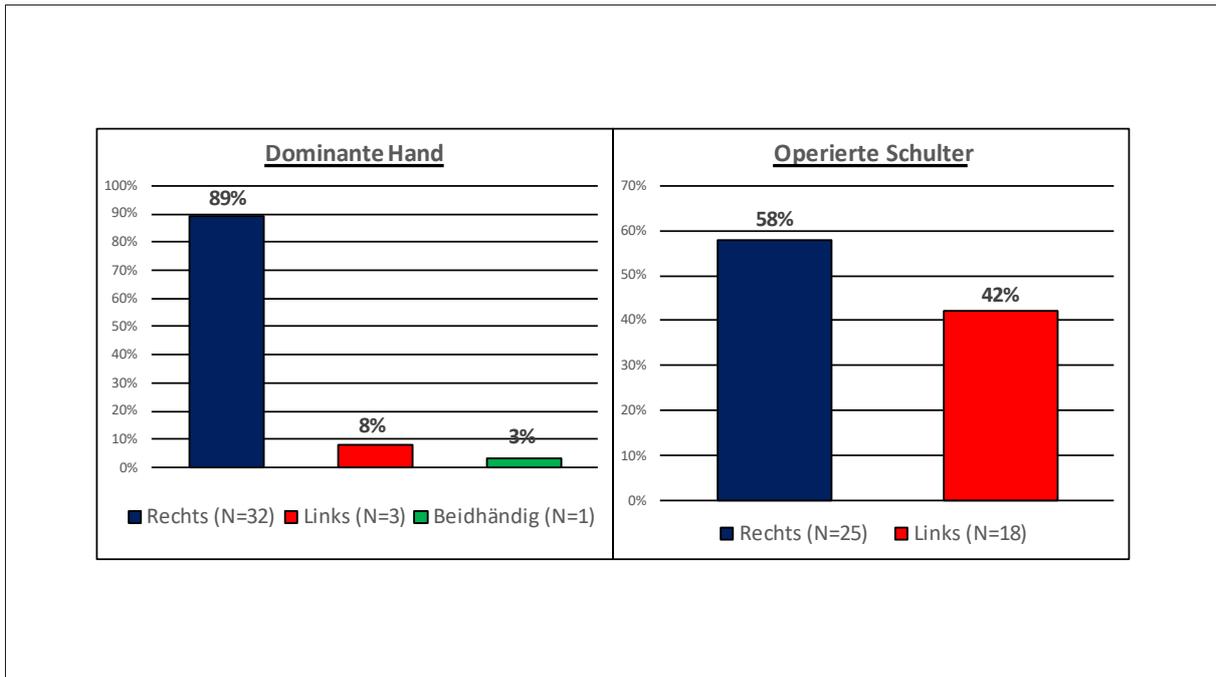
Graphik 2: Art der absolvierten Follow-Up-Untersuchung

4.1.3 Seitenverteilungen

Von 36 Teilnehmern lagen Informationen über die dominante Hand vor (n=36). 88,9% der operierten Patienten sind Rechtshänder (n=32). 8,3% der Studienteilnehmer sind Linkshänder (n=3), 2,8% gaben an, beidhändig zu sein (n=1).

In 58,1% der Fälle wurde die rechte Schulter operiert (n=25), in 41,9% erfolgte der Eingriff an der linken Schulter (n=18).

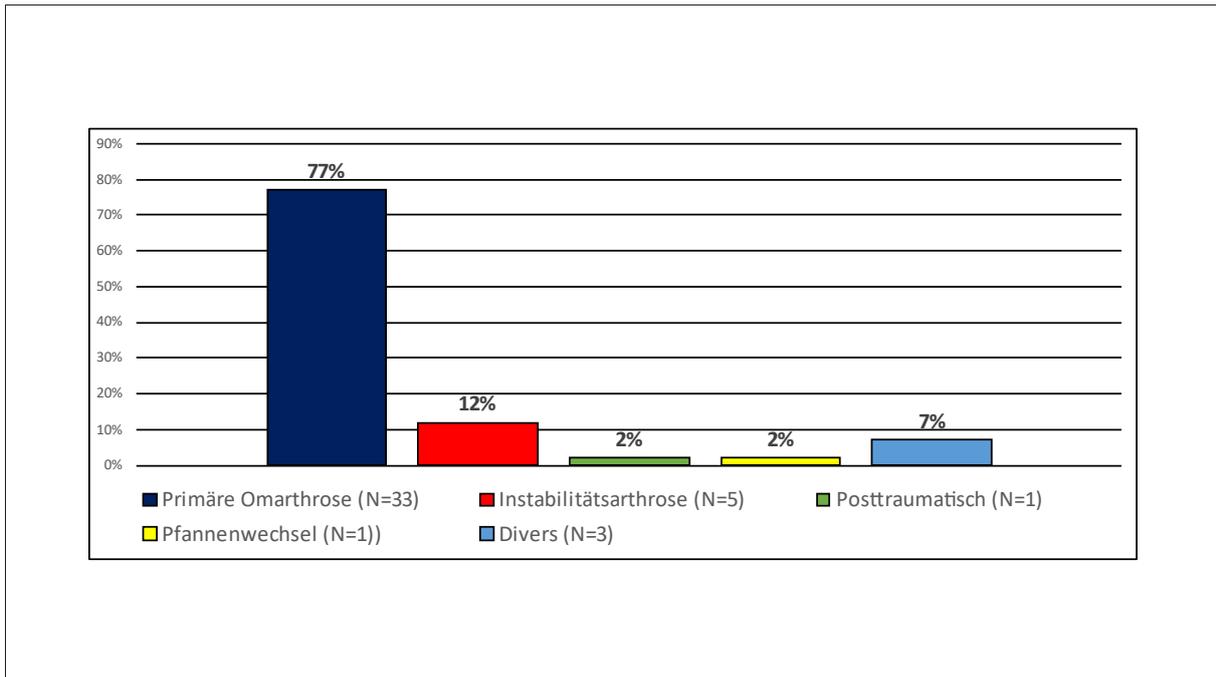
Die dominante Hand wurde in 51% der Fälle operiert (n=18), in 49% der Fälle wurde die Prothese auf der nicht-dominanten Seite implantiert (n=17).



Graphik 3: Seitenverteilung des Patientenkollektivs

4.1.4 Ätiologie der Arthroseformen

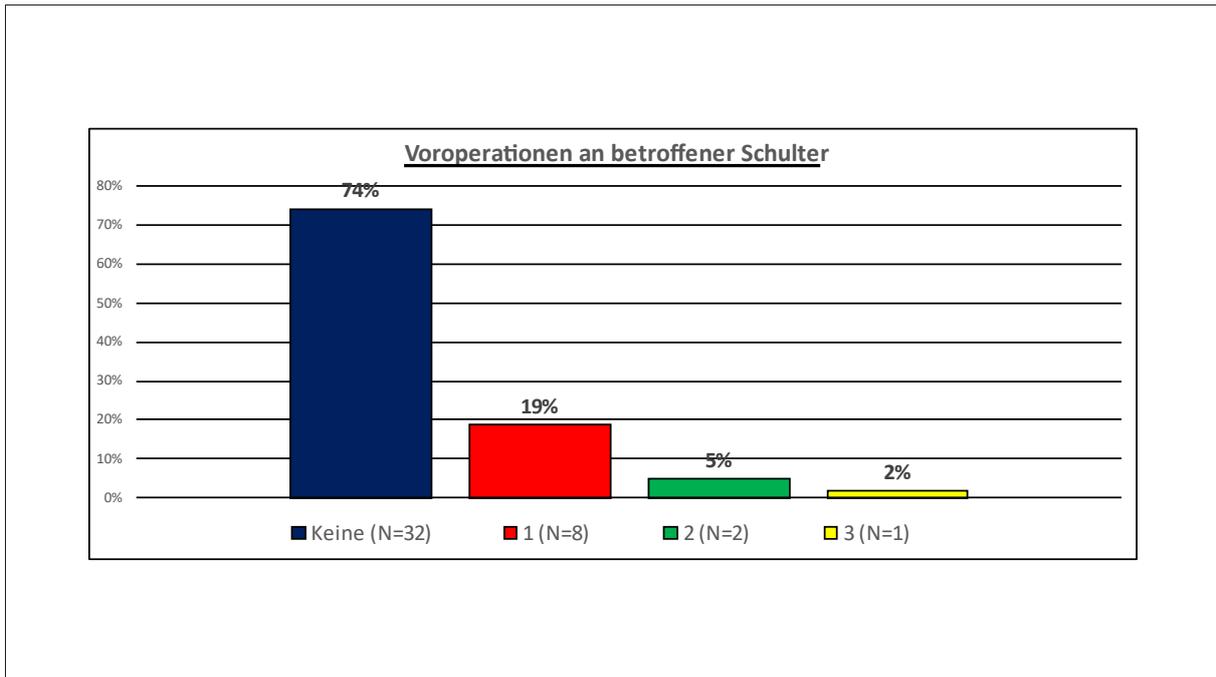
76,7% der Studienteilnehmer wurden aufgrund einer primären Omarthrose operiert (n=33). 11,6% der Patienten erhielten die Schultertotalprothese bei Vorliegen einer Instabilitätsarthrose (n=5). Eine posttraumatische Arthrose war in 2,3% der Fälle die Ursache (n=1). Bei 7% der Studienpopulation lagen andere Ursachen für den operativen Eingriff vor (n=3).



Graphik 4: Ätiologie der Arthroseformen

4.1.5 Anzahl der Voroperationen

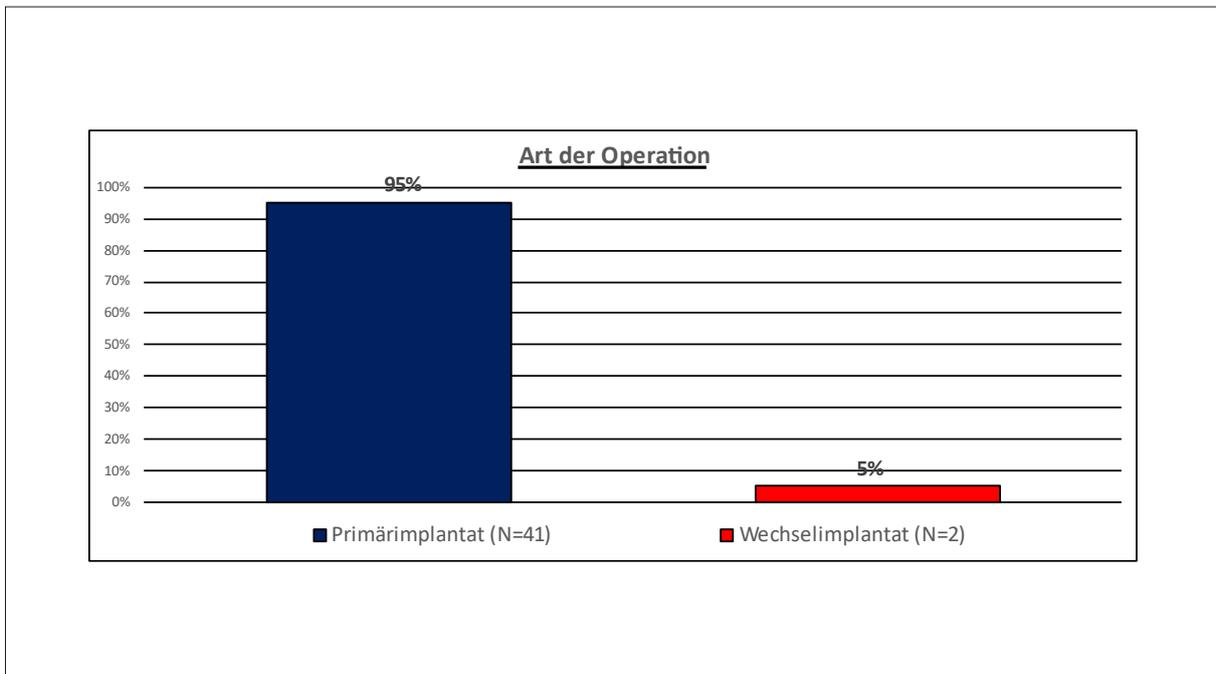
74,4% der Patienten waren nicht voroperiert (n=32). 18,6% hatten einen vorausgegangenen Eingriff (n=8), 4,7% wiesen zwei Voroperationen auf (n=2), 2,3% berichteten über drei Voroperationen (n=1). Insgesamt waren also bei 25,6% der untersuchten Patienten vor der Implantation der TEP eine oder mehrere invasive Eingriffe an der Betroffenen Schulter durchgeführt worden (n=11).



Graphik 5: Anzahl der Voroperationen am betroffenen Schultergelenk

4.1.6 OP-Form

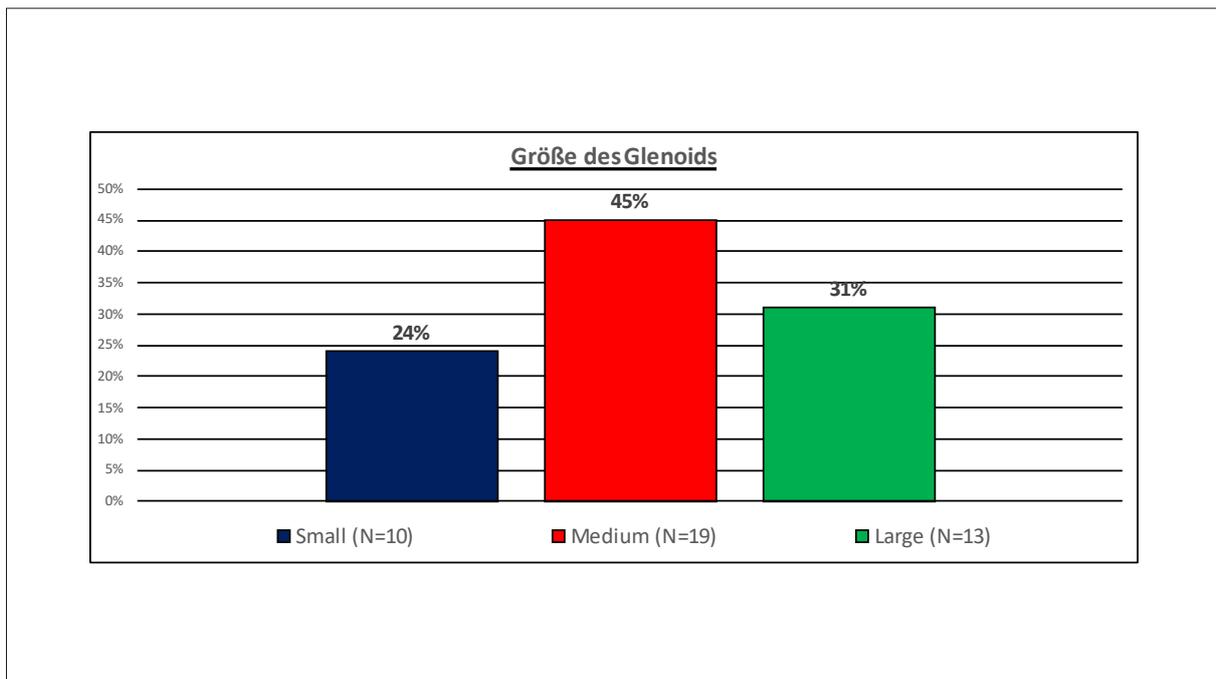
In 95% der Fälle handelte es sich um die Primärimplantation einer Schultertotalendoprothese (n=41). 5% der Betroffenen erhielten ein Wechselimplantat (n=2).



Graphik 6: Art der Operation

4.1.7 Größe des eingesetzten Glenoids

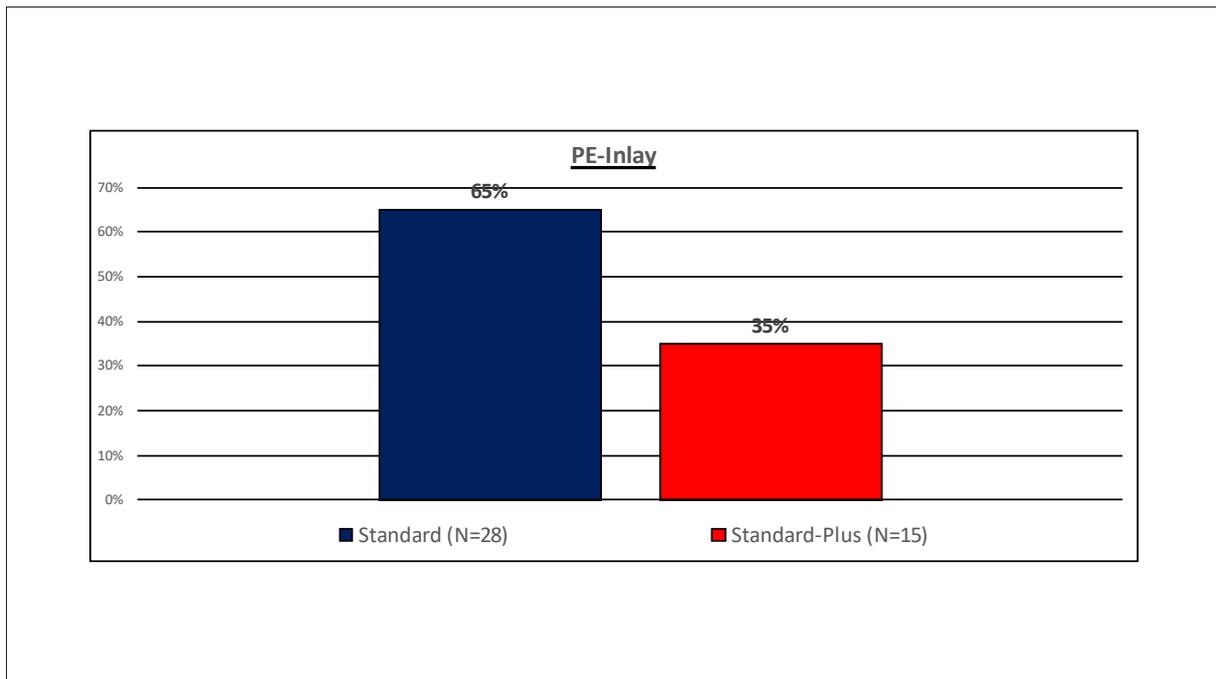
Von 42 Patienten wurde bei 10 Patienten (23,8%) eine glenoidale Komponente der Größe Small (S) eingesetzt. 19 Patienten (45,2%) erhielten ein Glenoid der Größe Medium (M). 13 Patienten (31,0%) erhielten eine glenoidale Komponente der Größe Large (L). In einem Fall (2,3%) konnte die Größe des implantierten Glenoids nicht eruiert werden.



Graphik 7: Größe des eingesetzten Glenoids

4.1.8 PE-Inlay

Von den insgesamt 43 operierten Schultern der Studienpopulation wurde in 28 Fällen (65,1%) ein PE-Inlay des Typs „Standard“ implantiert. Bei 15 Eingriffen (34,9%) wurde das PE-Inlay des Typs „Standard-Plus“ implantiert.



Graphik 8: Art des implantierten PE-Inlays

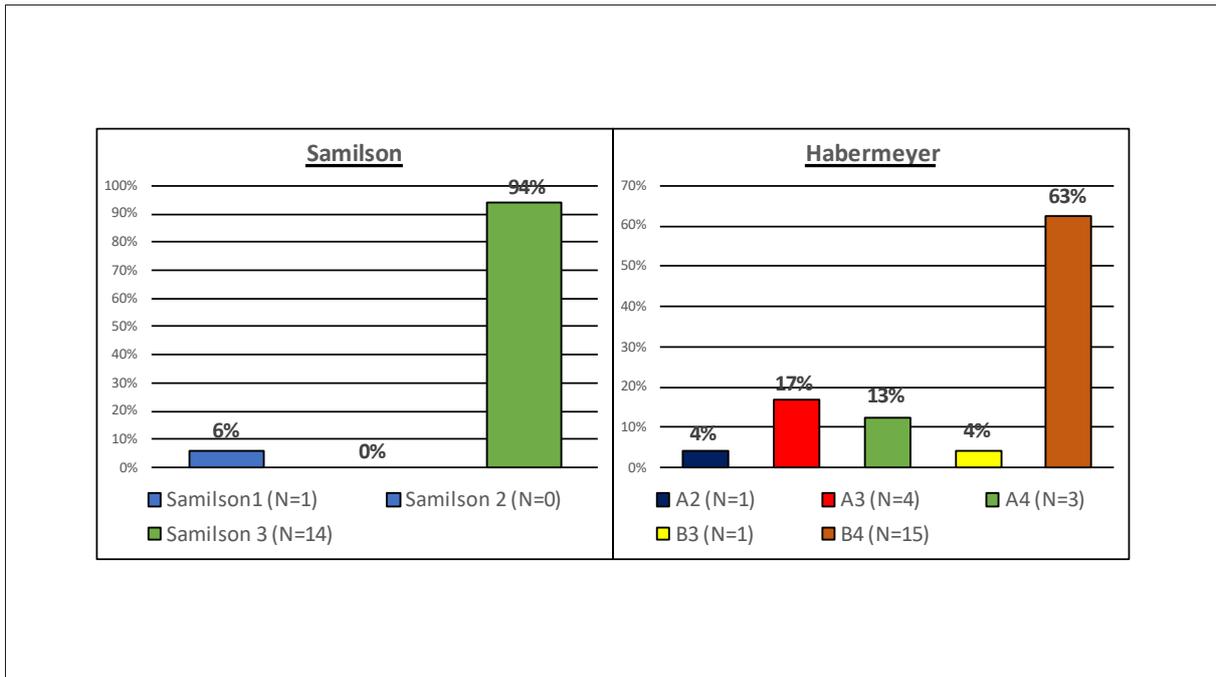
4.2 Verteilung innerhalb unterschiedlicher Klassifikationssysteme

4.2.1 Klassifikation nach Samilson und Habermeyer

Bei den im Rahmen dieser Studie untersuchten Patienten wurde die Omarthrose teilweise nach Samilson und teils nach Habermeyer klassifiziert [78]. So ergibt sich im Folgenden eine unterschiedlich große Stichprobengröße für die einzelnen Systeme.

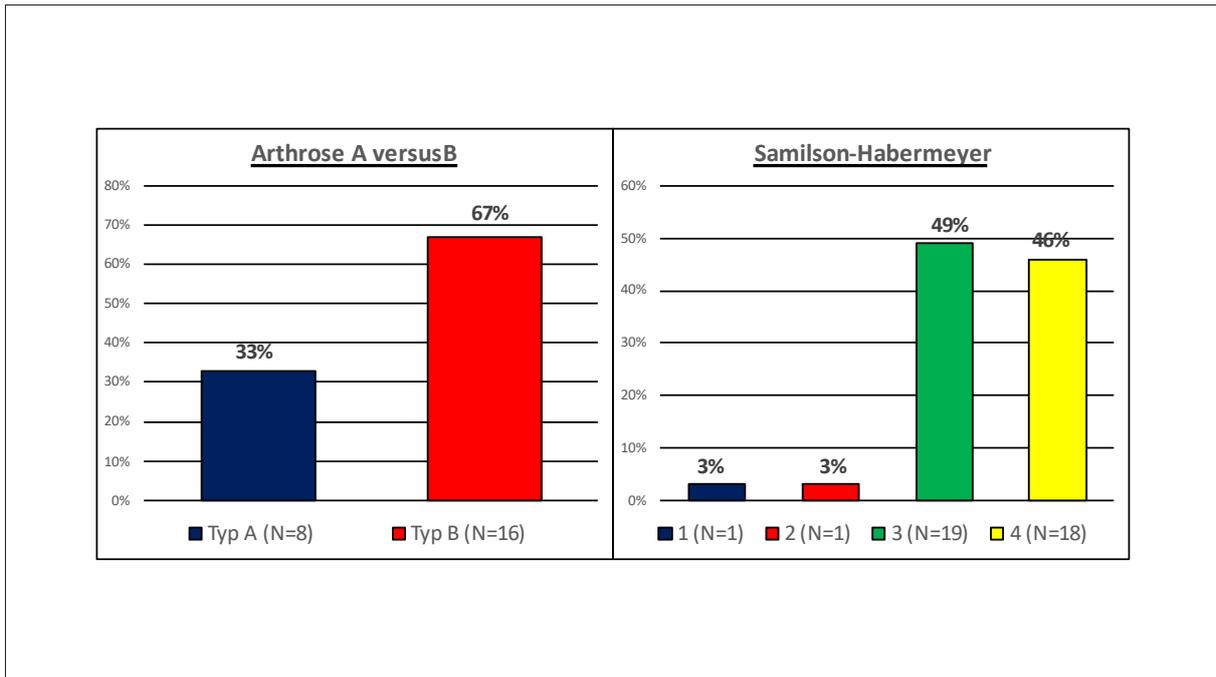
Bei insgesamt 16 Patienten wurde die Klassifikation nach Samilson verwendet. Typ 1 konnte dabei bei einem Patienten (6,3%) festgestellt werden. Typ 2 wurde bei keinem Patienten diagnostiziert. Mit 15 Patienten (93,8%) konnte der Großteil der Untersuchten dem Typ 3 zugeordnet werden.

Bei insgesamt 24 Patienten wurde die Klassifikation nach Habermeyer verwendet. Hierbei ergab sich folgende Verteilung: A1: 0 Patienten (0%); A2: 1 Patient (4,2%); A3: 4 Patienten (16,7%); A4: 3 Patienten (12,5%); B1: 0 Patienten (0%); B2: 0 Patienten (0%); B3: 1 Patient (4,2%); B4: 15 Patienten (62,5%).



Graphik 9: Klassifikation nach Samilson (links)/ Habermeyer (rechts)

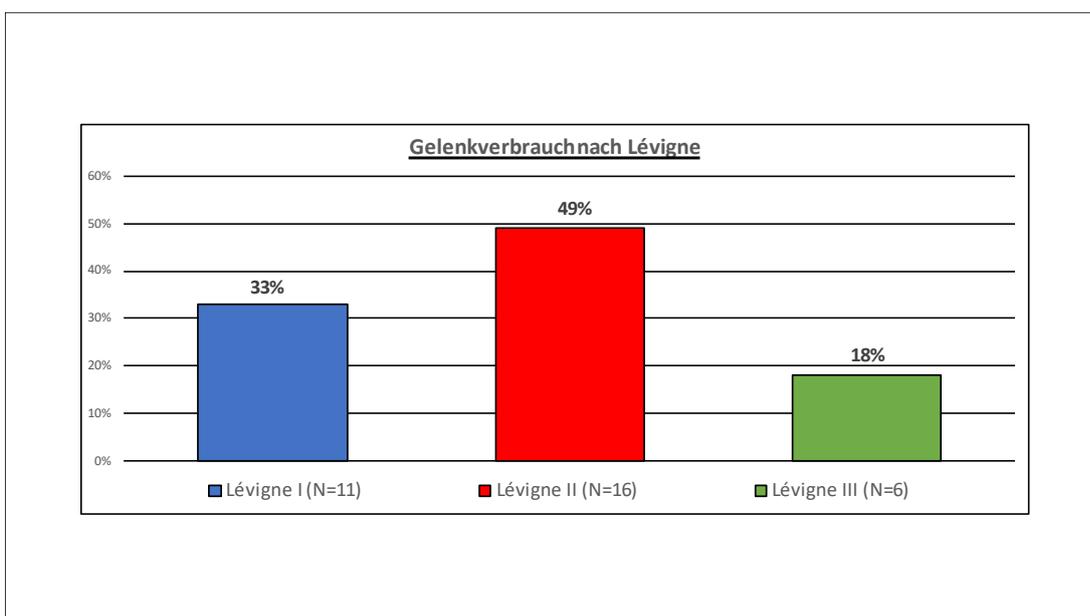
Der Arthroseform A nach Habermeyer konnten insgesamt 8 der 24 Patienten (33,3%) zugeordnet werden. 16 Patienten (66,6%) entfielen auf die Arthroseform B. Zusammenfassend lässt sich die Osteophytengröße auch anhand der Samilson-Habermeyer-Klassifikation beschreiben. Diese Daten liegen bei 39 Patienten vor. Hierbei entfielen auf den Typ 1 und den Typ 2 je ein Patient (2,6%). 19 Patienten (48,7%) konnten dem Typ 3 zugeordnet werden, bei 18 Patienten (46,2%) wurde der Typ 4 festgestellt.



Graphik 10: Arthrosotyp A versus B (links) und Samilson-Habermeyer-Klassifikation (rechts)

4.2.2 Pfannenprotrusion nach Lévigne

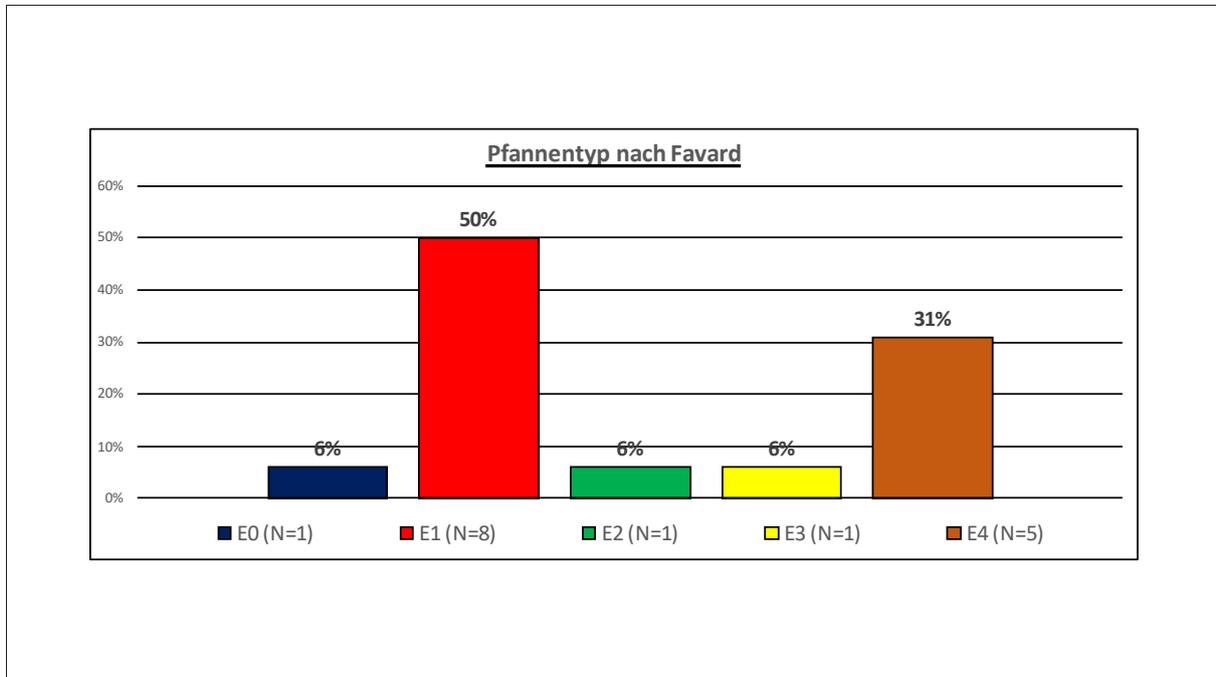
Es wurde bei 33 Patienten eine Klassifikation nach Lévigne [90] erstellt. 11 Patienten (33,3%) wiesen einen Gelenkverbrauch Typ 1 nach Lévigne auf. Bei 16 Patienten (48,5%) wurde ein Typ 2 nach Lévigne festgestellt, sechs Patienten (18,2%) konnten dem Typ 3 zugeordnet werden.



Graphik 11: Pfannenprotrusion nach Lévigne

4.2.3 Koronarer Pfannentyp nach Favard & Sirveaux

Insgesamt wurde bei 16 Patienten der koronare Pfannentyp nach Favard [87] klassifiziert. Jeweils ein Patient (6,3%) konnte dabei dem Typen E0, E2 und E3 zugeteilt werden. Acht Patienten (50%) entsprachen dem Typen E1, fünf Untersuchte (31,3%) fielen in die Gruppe E4.

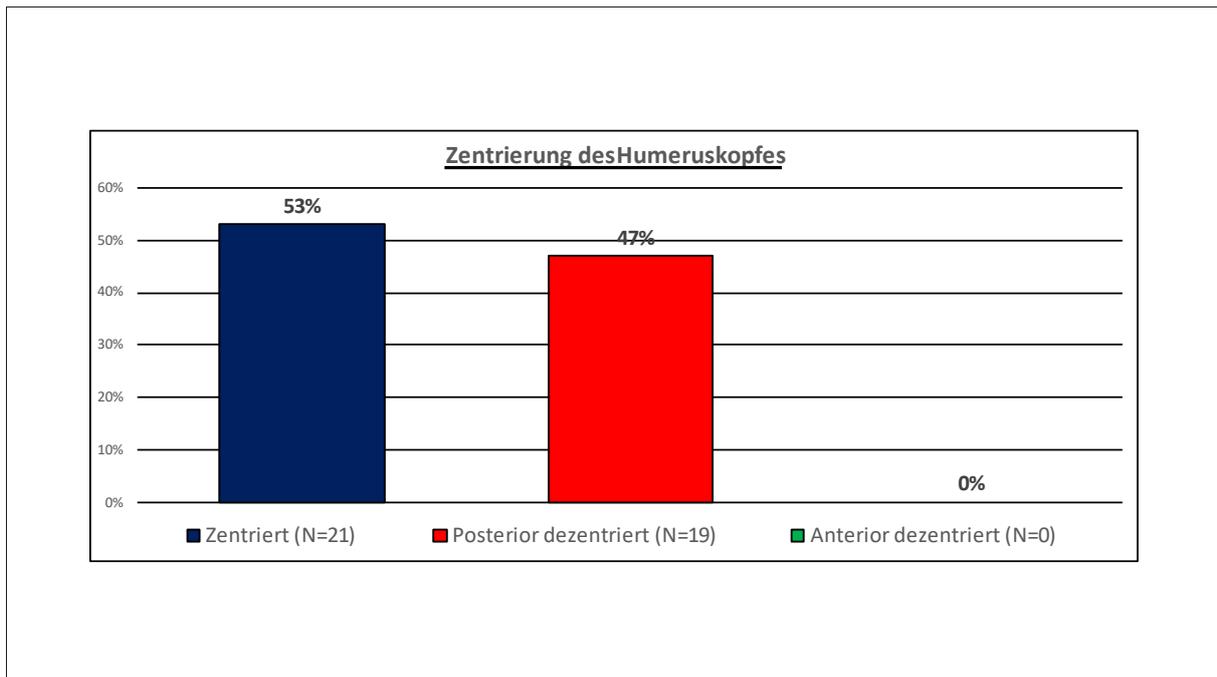


Graphik 12: Koronarer Pfannentyp nach Favard & Sirveaux

4.2.4 Zentrierung des Humeruskopfes

Innerhalb dieser Gruppierung wurde unterschieden, ob der Humeruskopf zentriert oder ob er anterior oder posterior dezentriert ist.

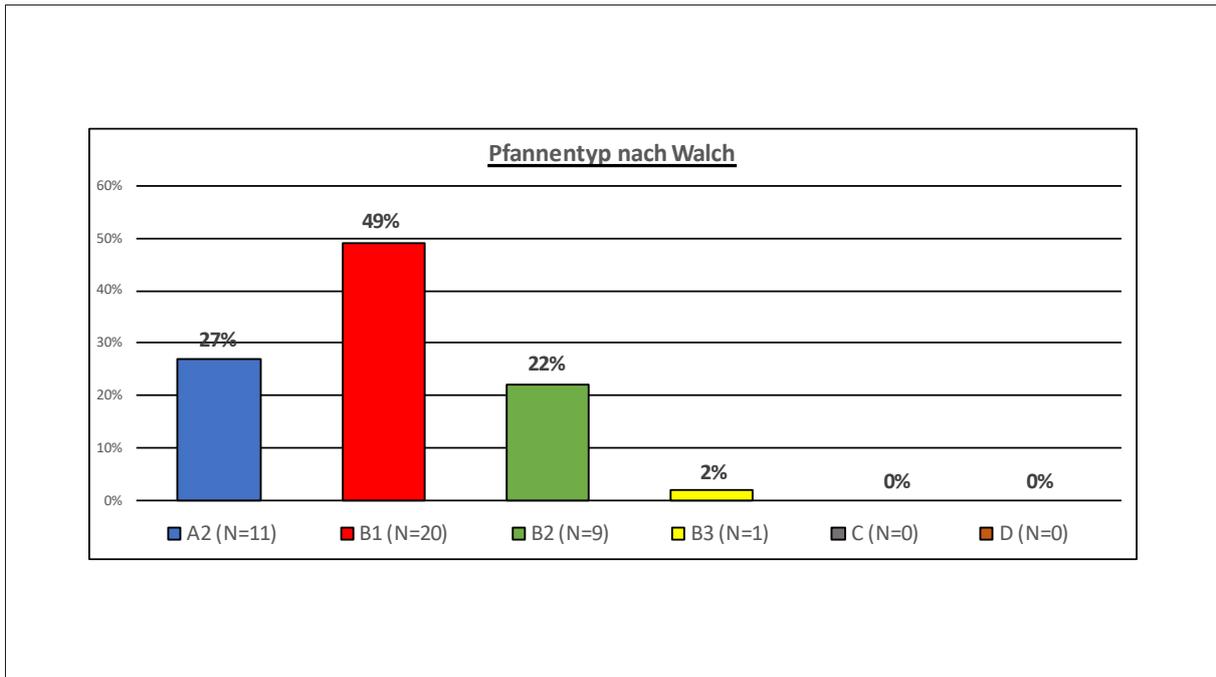
Bei insgesamt 40 Patienten der Studienpopulation konnte der Humeruskopf auf eine mögliche Dezentrierung untersucht werden. 21 Patienten (52,5%) zeigten dabei einen zentrierten Humeruskopf. Bei 19 Patienten (47,5%) konnte eine posteriore Dezentrierung nachgewiesen werden. Eine anteriore Dezentrierung wurde bei keinem der untersuchten Patienten ersichtlich.



Graphik 13: Zentrierung des Humeruskopfes

4.2.5 Pfannentyp nach Walch

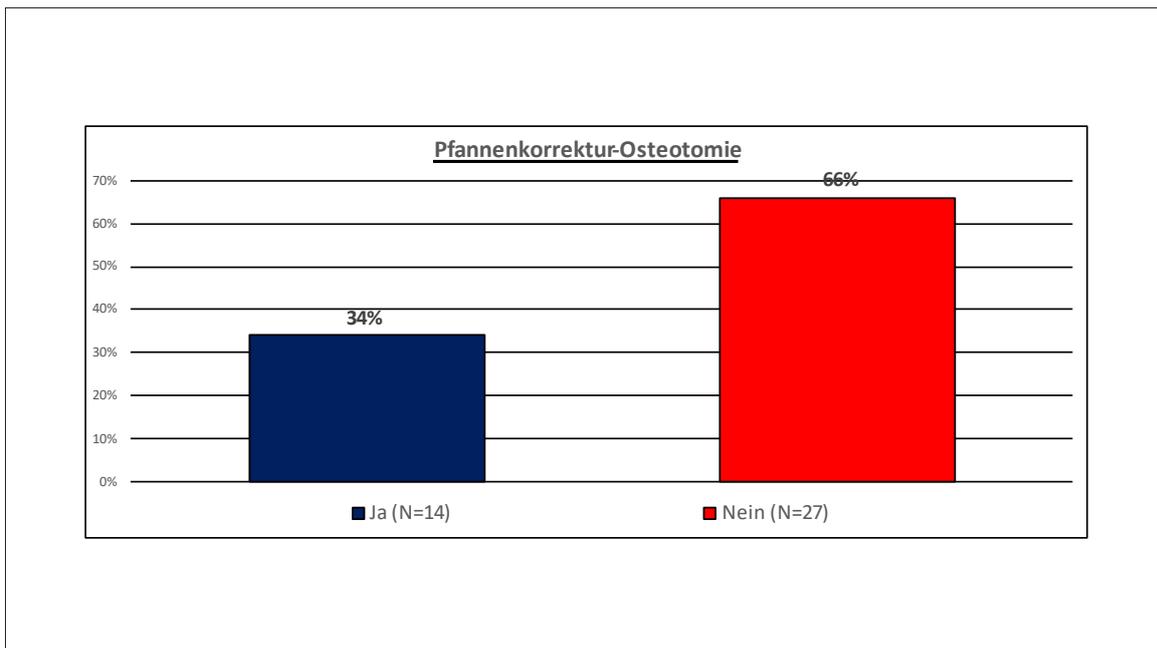
Von 41 Patienten fand sich in der Klassifikation nach Walch [86] folgendes Verteilungsmuster: A1: 0 Patienten (0%); A2: 11 Patienten (26,8%); B1: 20 Patienten (48,8%); B2: 9 Patienten (22,0%); B3: 1 Patient (2,4%); C: 0 Patienten (0%); D: 0 Patienten (0%).



Graphik 14: Pfannentyp nach Walch

4.2.6 Pfannenkorrektur-Osteotomie

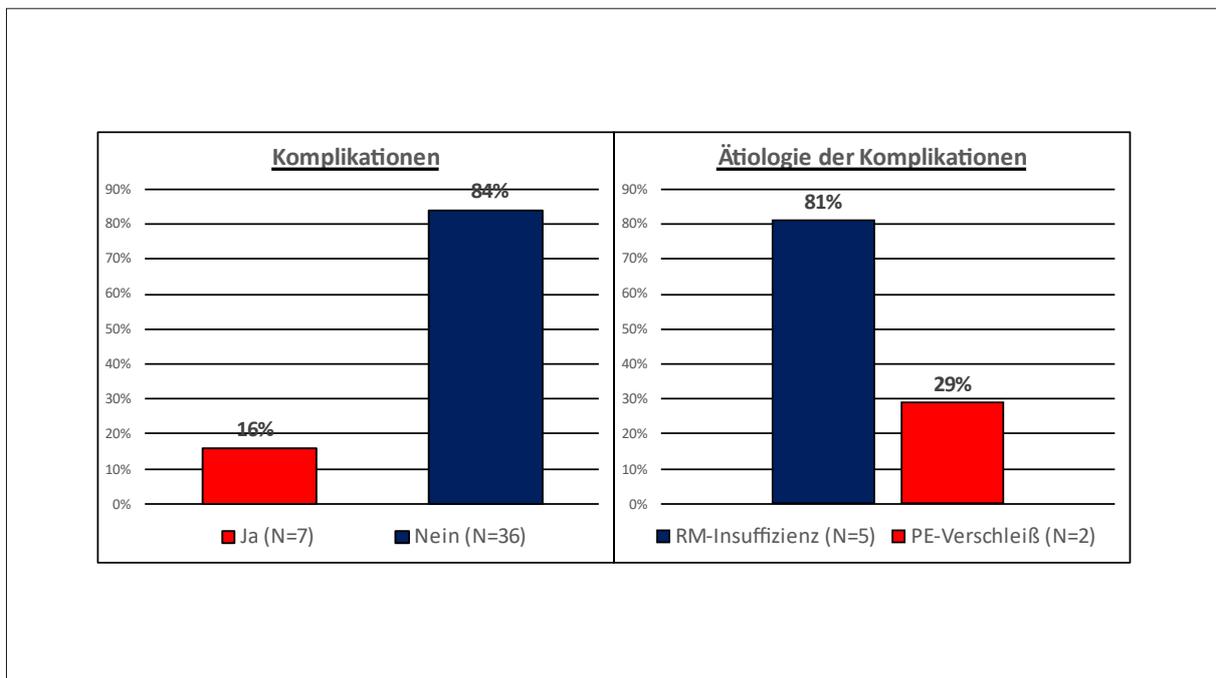
Ein weiterer relevanter Aspekt ist die Frage nach der Durchführung einer Pfannenkorrektur-Osteotomie. Von 41 Patienten, für welche diese Daten vorliegen, erhielten 14 (34%) eine Pfannenkorrektur-Osteotomie um 10° nach ante. 27 Patienten (66%) erhielten diese Prozedur nicht.



Graphik 15: Pfannenkorrektur-Osteotomie

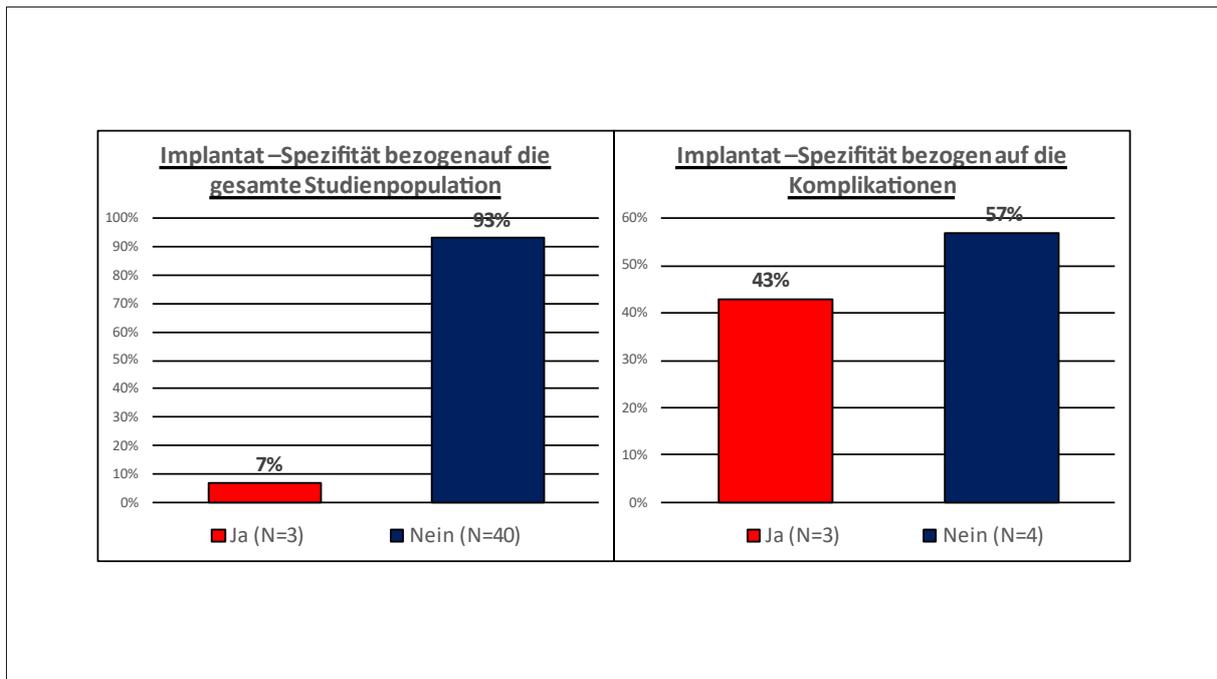
4.2.7 Komplikationen und Revisionen im Verlauf

Es kam bei insgesamt sieben operierten Schultern (16,3%) im Verlauf zu Komplikationen. Ursächlich dafür waren in fünf Fällen Insuffizienzen an der Rotatorenmanschette, wobei eine RM-Insuffizienz in Kombination mit einem septischen Infekt und einem Bruch der MB-Pfanne auftrat und sich eine weitere RM-Insuffizienz im Rahmen einer periprothetischen proximalen Humerusfraktur mit Ausriss der Rotatorenmanschette entwickelte. Die übrigen zwei Komplikationen traten im Rahmen von Verschleißprozessen am PE-Inlay auf.



Graphik 16: Auftreten von Komplikationen (links) und deren Ätiologie (rechts)

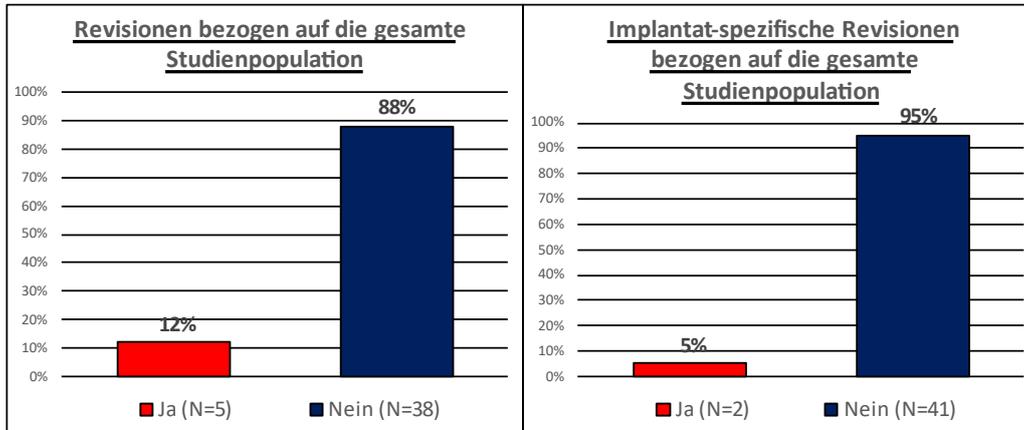
Des Weiteren wurde analysiert, ob die aufgetretenen Komplikationen Implantat-spezifisch auftraten oder unabhängig von der eingebrachten Prothese erschienen. Hierbei ergab sich, dass drei der sieben Komplikationen Implantat-spezifische Ursachen hatten, nämlich einen PE-Verschleiß (n=2) und einen Bruch der MB-Pfanne mit RM-Insuffizienz (n=1). Dies entspricht einem Anteil von 7,0% der Studienpopulation. In Bezug auf die Anzahl der Patienten mit Komplikationen im Verlauf ergab sich also, dass 42,9% der aufgetretenen postoperativen Probleme Implantat-spezifisch waren.



Graphik 17: Implantat-spezifische Komplikationen in Bezug auf die gesamte Studienpopulation (links) sowie in Bezug auf die Patienten mit Komplikationen (rechts)

Insgesamt mussten fünf Patienten mit Komplikation (11,7%) revidiert werden, eine Implantat-spezifische Revision erfolgte bei zwei Patienten (4,7%).

Wichtig ist zu erwähnen, dass bei allen Revisionsfällen die MB-Trägerplatte in situ verbleiben konnte, was bei zementierten Pfannen nicht möglich ist. Bei allen revidierten Patienten wurde eine Konversion der anatomischen Implantate auf ein inverses Prothesensystem des Herstellers Arthrex (Arthrex GmbH; Freiham) vorgenommen, bei dem die vormals eingebrachte glenoidale Trägerplatte in situ verbleiben konnte.

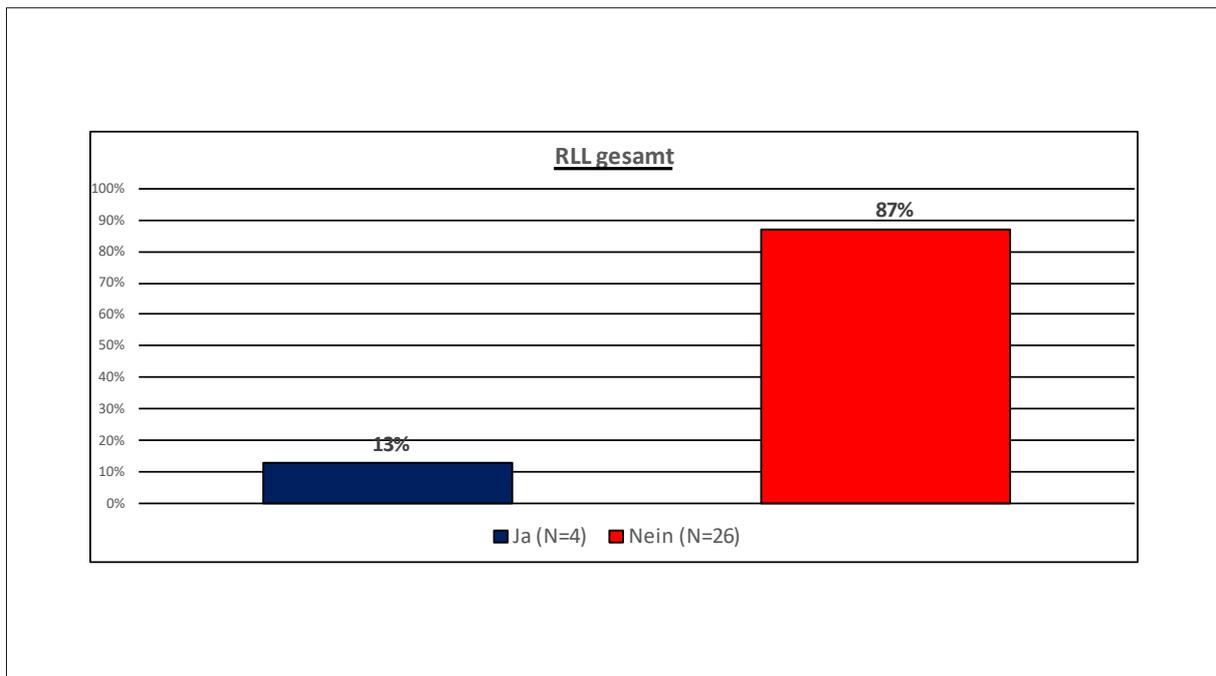


Graphik 18: Implantat-spezifische Revisionen in Bezug auf die gesamte Studienpopulation (links) sowie Implantat-spezifische Revisionen bei Patienten mit Revision (rechts)

4.3 Radiologische Ergebnisse

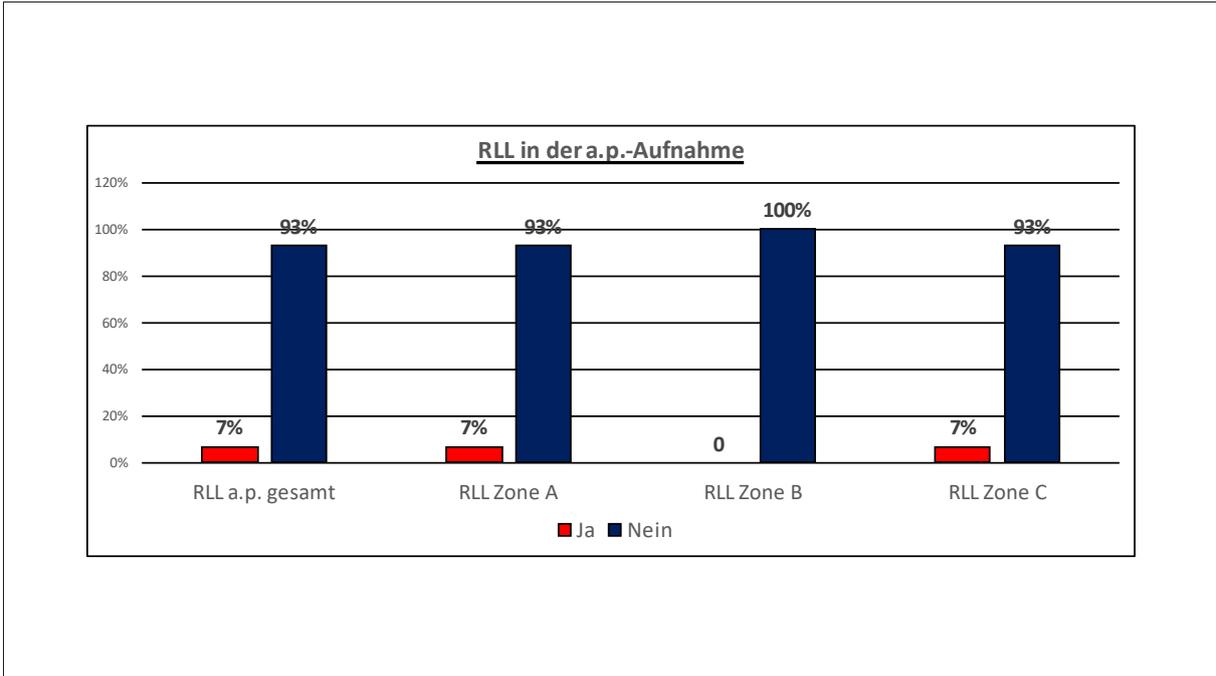
4.3.1 RLL, RLL-Inzidenz, RLL-Score

RLL konnten bei 4 der insgesamt 30 radiologisch befundeten Patienten festgestellt werden. Daraus ergibt sich eine RLL-Inzidenz von 13,3%. Bei zwei Patienten waren die vorhandenen RLL kleiner als 2mm. Ein Patient hatte je nach begutachteter Zone teilweise RLL kleiner als 2mm, teilweise waren sie größer als 2mm. Ein Patient wies RLL größer als 2mm auf.



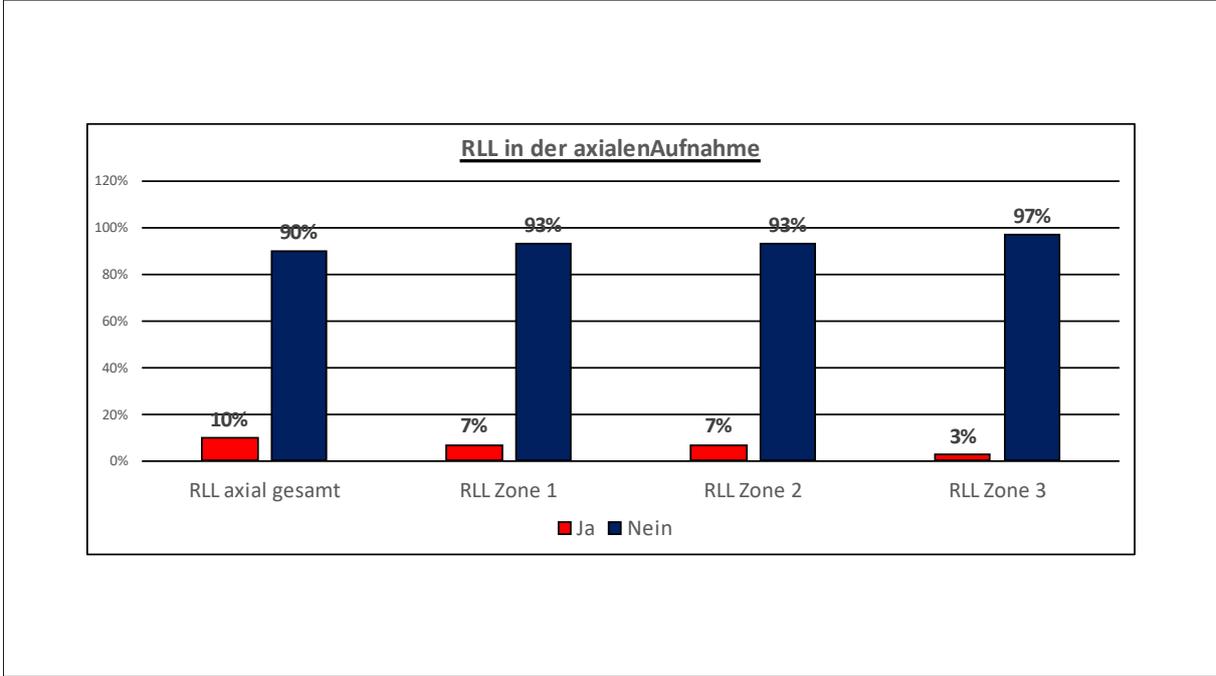
Graphik 19: Radiolucent lines in der gesamten Studienpopulation

In der a.p.-Aufnahme wurden bei 2 Patienten RLL nachgewiesen. Die a.p.-spezifische RLL-Inzidenz entspricht somit 6,7%. Dabei konnten diese je zwei Mal in Zone A und in Zone C festgestellt werden. Die Zone B war nie betroffen. Die RLL-Inzidenz beträgt somit für Zone A 6,7%, für Zone B 0% und für Zone C wiederum 6,7%.



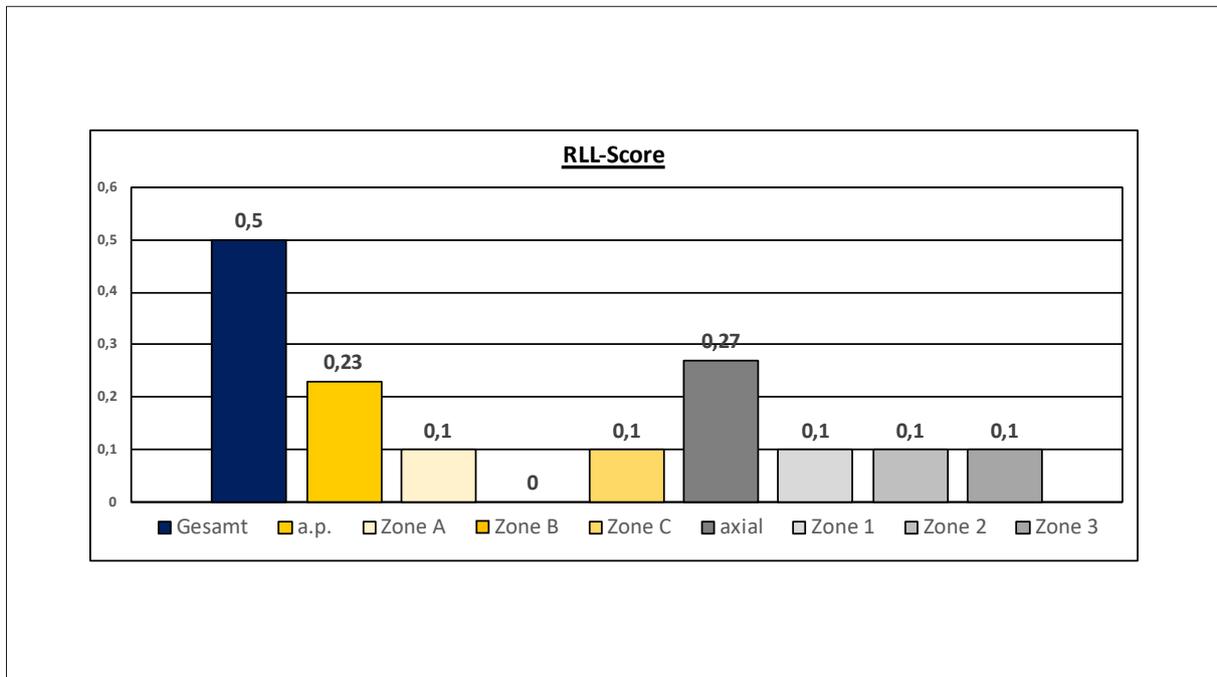
Graphik 20: Radiolucent lines in der a.p.-Aufnahme

Im axialen Röntgenbild konnten bei 3 Patienten RLL gesehen werden, die RLL-Inzidenz beträgt hier 10%. Dabei befanden sich die RLL bei zwei Patienten in Zone 1, bei zwei Patienten in Zone 2 und bei einem Patienten in Zone 3. Die RLL-Inzidenz beträgt somit für Zone 1 6,7%, für Zone 2 6,7% und für Zone 3 3,3%.



Graphik 21: Radiolucent lines in der axialen Aufnahme

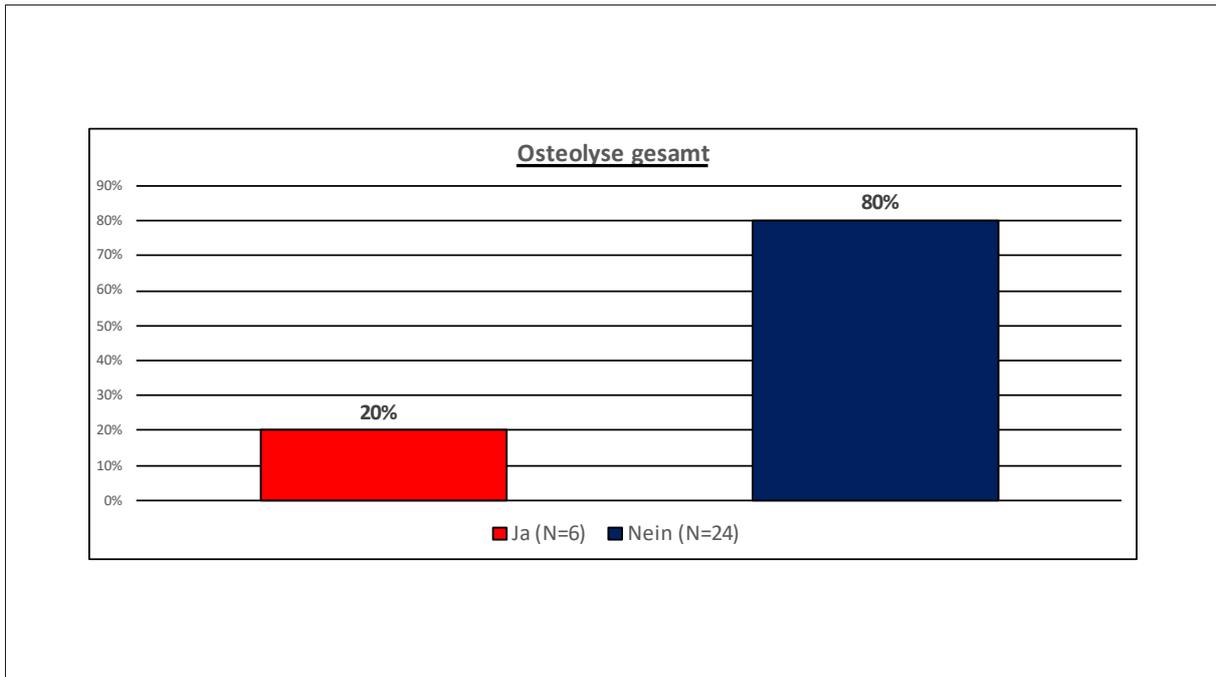
Bezogen auf die gesamte radiologisch begutachtete Studienpopulation (n=30) betrug der RLL-Score 0,5 Punkte (Range 0-10 Punkte). Der a.p.-spezifische RLL-Score betrug 0,23 Punkte (Range 0-4 Punkte). Der RLL-Score für die axiale Ebene betrug 0,27 Punkte (Range 0-6 Punkte). Der RLL-Score kann dabei maximal 12 Punkte betragen.



Graphik 22: RLL-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen

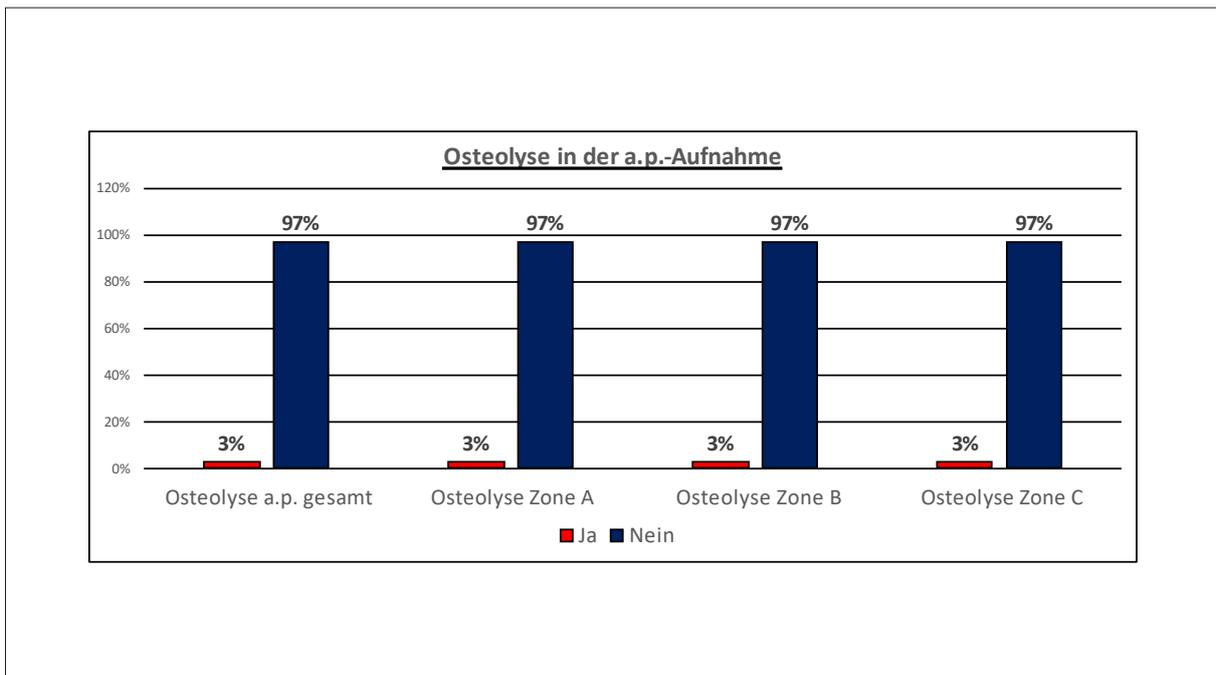
4.3.2 Osteolyse, Osteolyse-Inzidenz, Osteolyse-Score

Bei insgesamt 6 der 30 untersuchten Patienten zeigte sich eine Osteolyse. Daraus ergibt sich eine Osteolyse-Inzidenz von 20%.



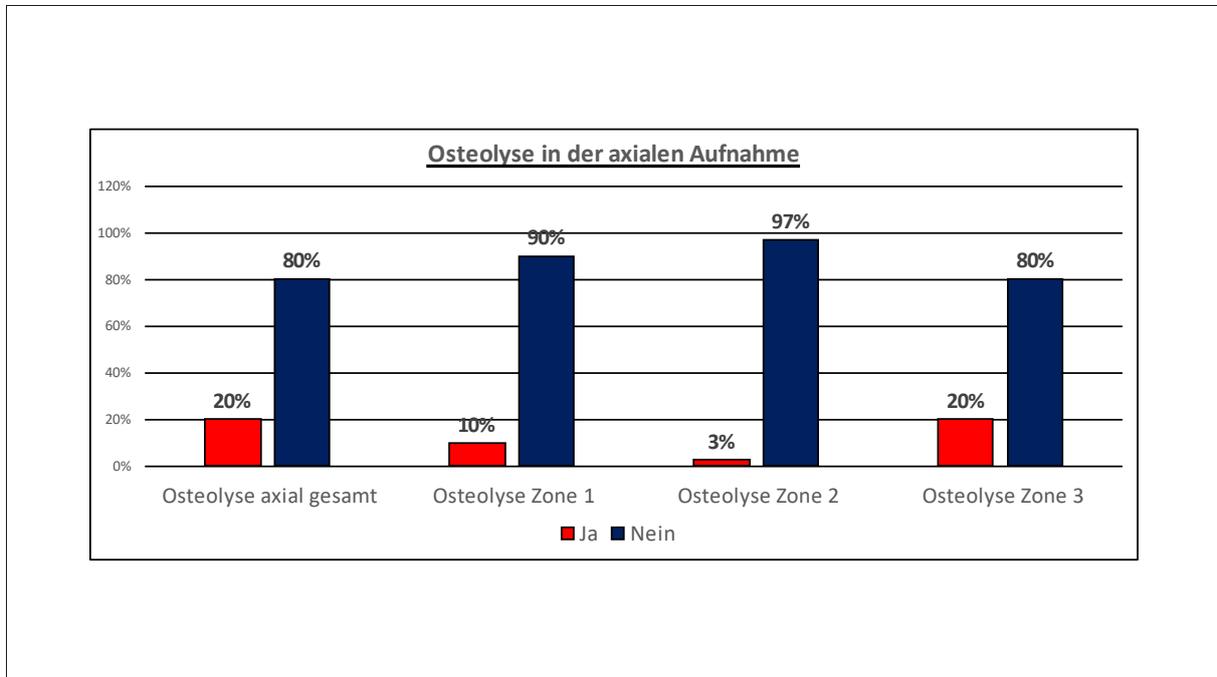
Graphik 23: Osteolyse gesamt

In der a.p.-Aufnahme konnte bei einem Patienten eine Osteolyse diagnostiziert werden. Die a.p.-spezifische Osteolyse-Inzidenz beträgt somit 3,3%. Dabei trat die Osteolyse in allen Zonen (A, B und C) auf.



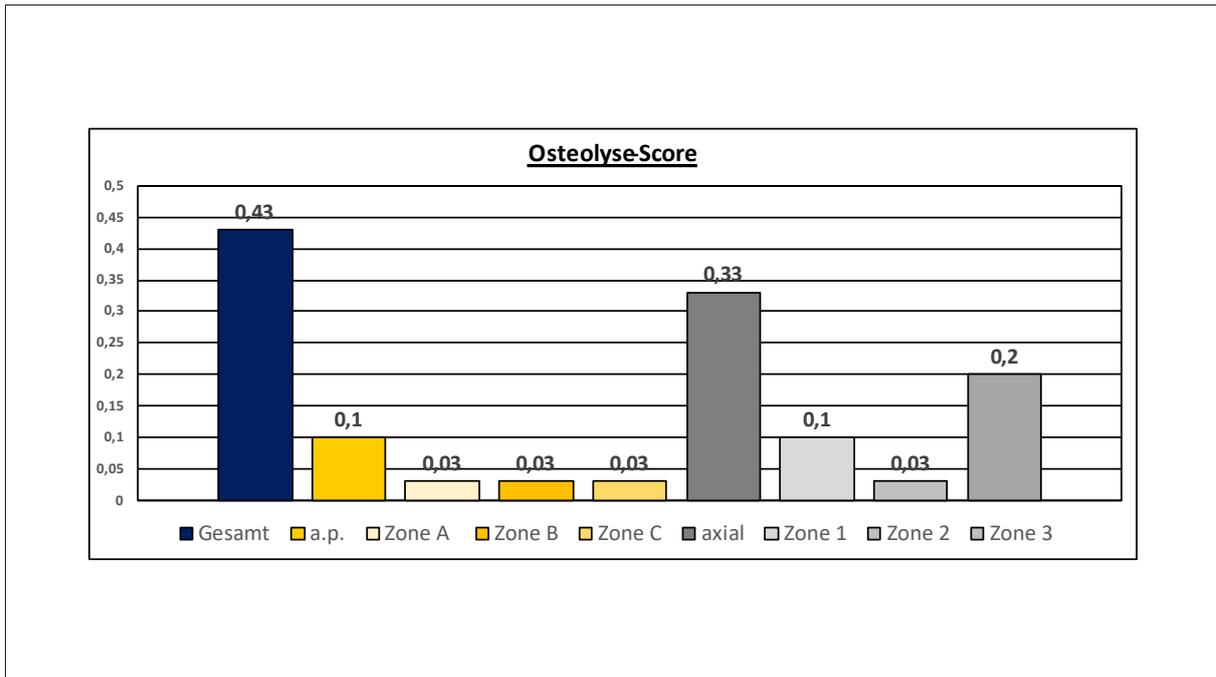
Graphik 24: Osteolyse in der a.p.-Aufnahme

In der axialen Aufnahme wurde bei 6 der 30 untersuchten Patienten eine Osteolyse festgestellt. Die spezifische Osteolyse-Inzidenz in dieser Ebene beträgt somit 20%. Dabei trat die Veränderung drei Mal in Zone 1 auf, ein Mal in Zone 2 und sechs Mal in Zone 3.



Graphik 25: Osteolyse in der axialen Aufnahme

Auf das gesamte Patientengut bezogen (n=30) ergab sich ein durchschnittlicher Osteolyse-Score von 0,43 Punkten (Range 0-6 Punkte). Der a.p.-spezifische Osteolyse-Score des betroffenen Patienten betrug 0,1 Punkte. Der Osteolyse-Score für die axiale Ebene betrug 0,33 Punkte (Range 0-3 Punkte). Der Osteolyse-Score kann dabei maximal sechs Punkte betragen.

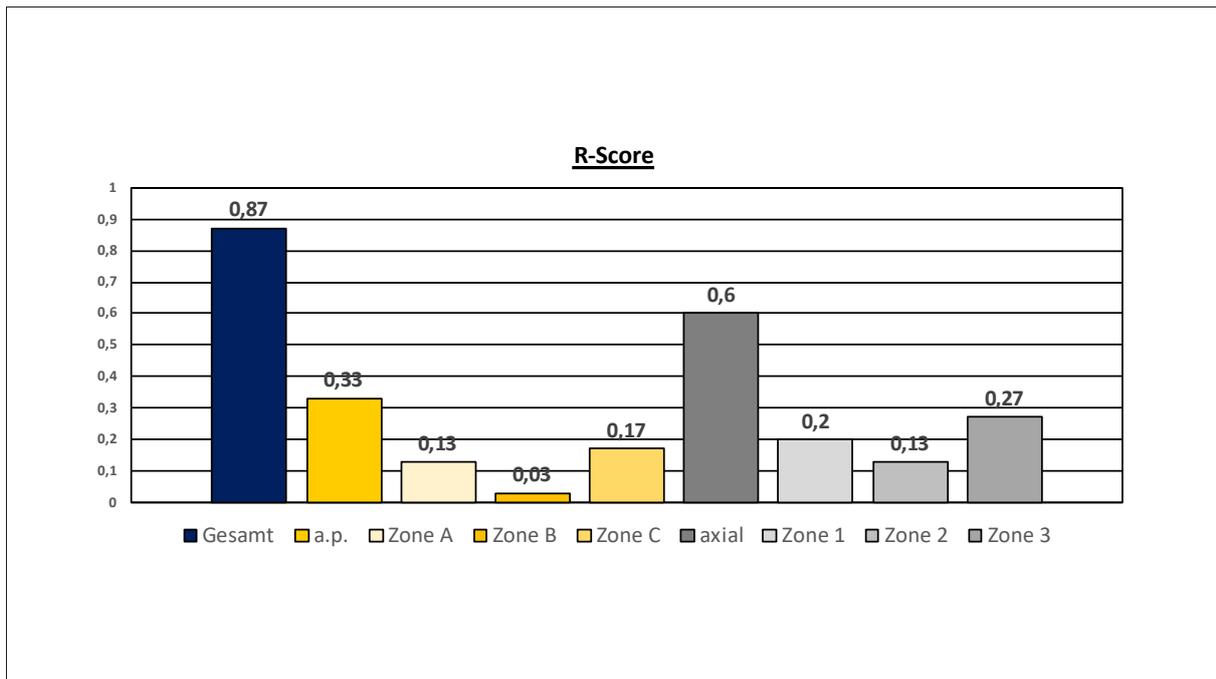


Graphik 26: Gesamt-Osteolyse-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen

4.3.3 R-Score

Der radiologische R-Score errechnet sich durch Addition des RLL-Scores und des Osteolyse-Scores und kann im schlechtesten Fall maximal 18 Punkte betragen.

Für insgesamt 7 Patienten konnte bei der radiologischen Beurteilung das Vorliegen von RLL und/oder das Vorhandensein einer Osteolyse bestätigt werden. Bezogen auf die gesamte Studienpopulation ergab sich ein R-Score von durchschnittlich 0,87 Punkten (Range 0-16 Punkte). Der a.p.-spezifische R-Score betrug 0,33 Punkte (Range 0 bis 7 Punkte). Der axiale R-Score betrug 0,6 Punkte (Range 0 bis 9 Punkte).



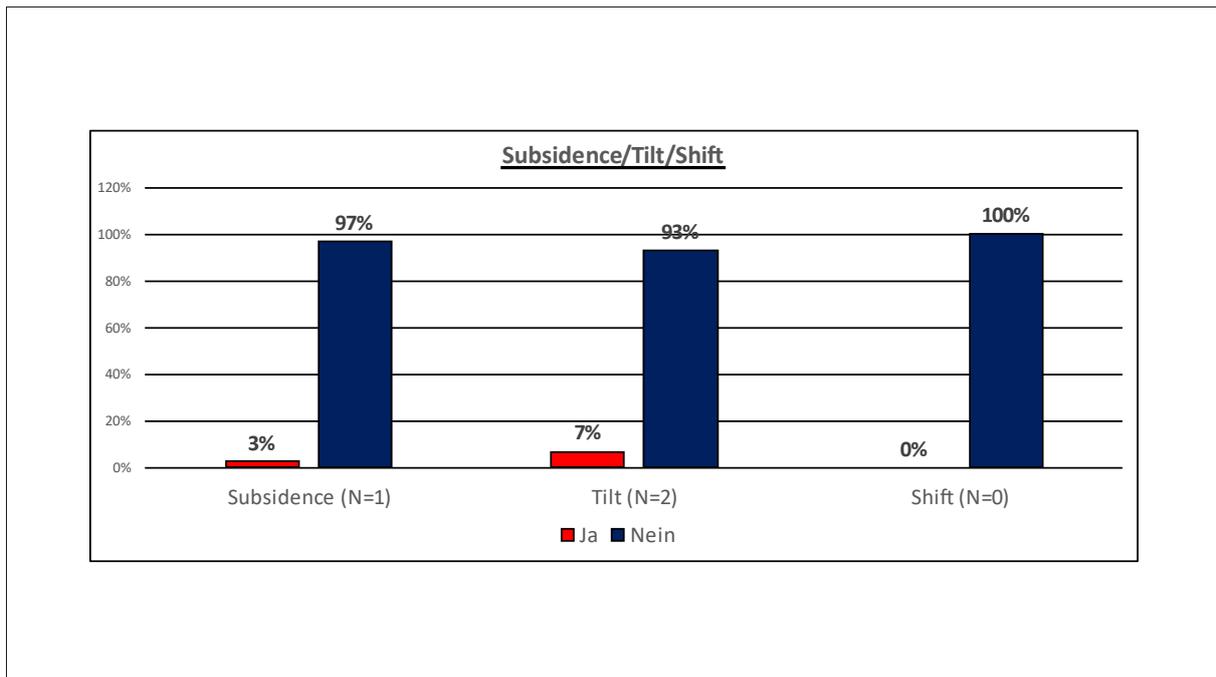
Graphik 27: R-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen

4.3.4 Subsidence, Tilt und Shift

Ein Einsinken des Implantates, die sogenannte Subsidence, konnte bei einem Patienten (3,3%) beobachtet werden. Dabei war das Ausmaß der Subsidence kleiner als 5mm.

Eine Veränderung des Neigungswinkels des Implantates, der sogenannte Tilt, konnte bei zwei Patienten (6,7%) beobachtet werden. Hierbei erfolgt laut Durchholz et al. [136] eine Unterscheidung in einen Neigungswinkel kleiner als 10° und größer als 10°, wobei letzteres bei beiden Patienten der Fall war.

Die Verschiebung des Implantates wird auch als Shift bezeichnet und beschreibt dabei eine Kombination aus Einsinken und Veränderung des Neigungswinkels. Ein Shift konnte bei keinem Patienten nachgewiesen werden.



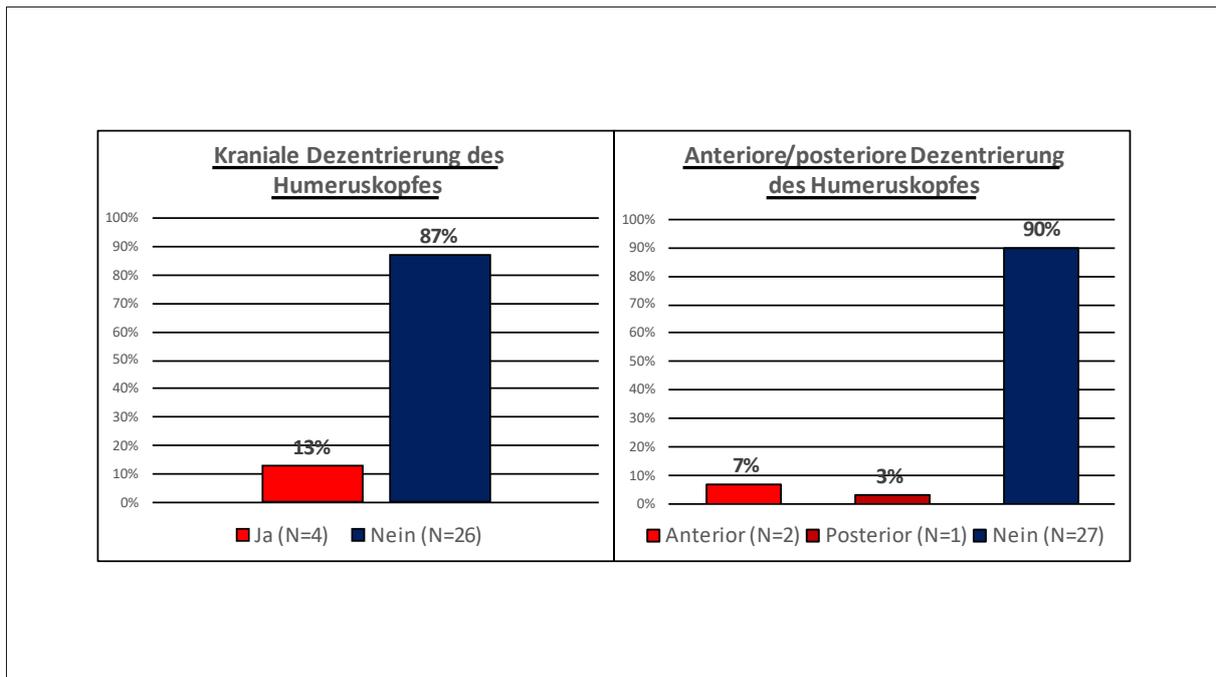
Graphik 28: Übersicht über die „Implant-migration“

4.3.5 Kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes

Eine kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes wird auch als Humeruskopfhochstand bezeichnet. Diese liegt vor, wenn die Dezentrierung des Humeruskopfes über 5mm beträgt. Ein derartiger Befund konnte bei 4 der 30 radiologisch befundeten Patienten (13,3%) sichergestellt werden.

4.3.6 Postoperative anteriore und posteriore Dezentrierung des Humeruskopfes

Eine Dezentrierung der Schulterprothese konnte in insgesamt 3 der 30 untersuchten Fälle (10%) beobachtet werden. Dabei handelte es sich in einem Fall (3,3%) um eine posteriore Dezentrierung. Bei zwei Patienten (6,7%) wurde eine anteriore Dezentrierung festgestellt.

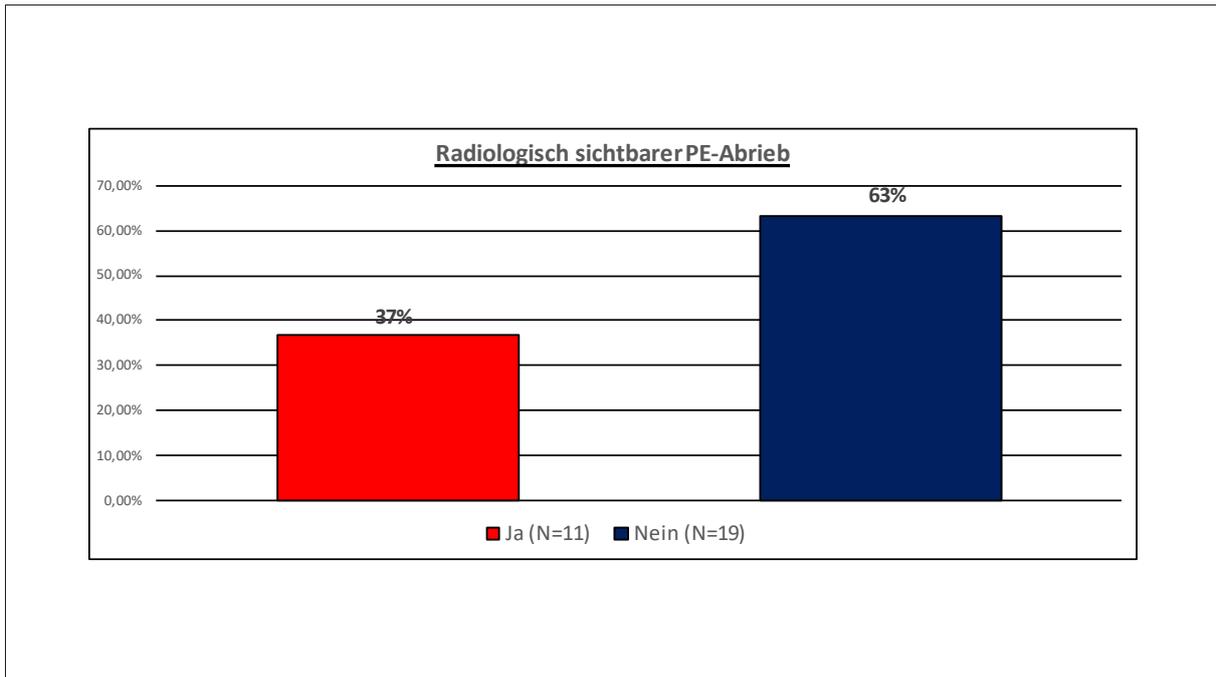


Graphik 29: Dezentrierung des Humeruskopfes

4.3.7 PE-Abrieb

Der PE-Abrieb muss als regelhafter Verschleiß, sowohl bei zementierten als auch bei unzementierten Pfannen im postoperativen Verlauf berücksichtigt werden. Es ist allerdings nicht immer einfach, einen solchen Abrieb zuverlässig radiologisch zu erkennen. Auch ein Rotationsphänomen bei der Einstellung des Röntgenbildes kann den Anschein eines PE-Abriebes erwecken. Wir definieren einen PE-Verschleiß, wenn sowohl in der a.p.-Aufnahme als auch in der axialen Aufnahme der Gelenkspalt nicht frei projizierbar ist.

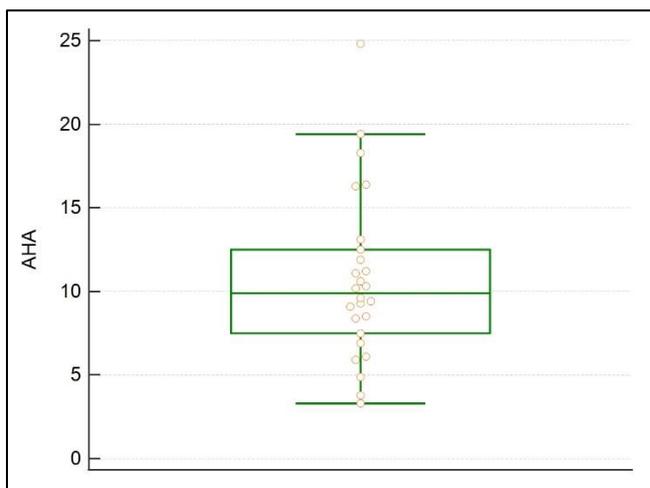
Insgesamt konnte so bei 11 der 30 untersuchten Patienten (36,7%) radiologisch ein PE-Abrieb festgestellt werden, während bei 19 Patienten (63,3%) kein PE-Abrieb festgestellt werden konnte.



Graphik 30: PE-Abrieb

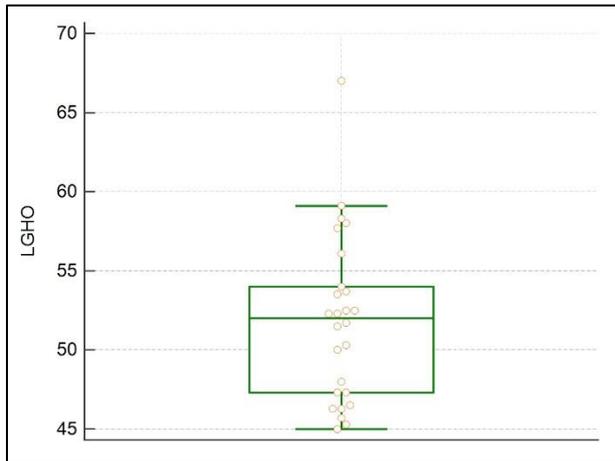
4.3.8 Akromiohumeraler Abstand (AHA) und Lateraler glenohumeraler Offset (LGHO)

Insgesamt konnte von 26 Patienten der AHA bestimmt werden. In vier Fällen war die Qualität des Röntgenbildes nicht ausreichend, um eine sichere Beurteilung zu vollziehen. Der AHA liegt physiologisch zwischen sieben und 14 Millimetern. In der eigenen Arbeit betrug der Mittelwert 10,7mm, die Standardabweichung 5,0mm.



Graphik 31: Akromiohumeraler Abstand in Millimetern

Insgesamt konnte von 26 Patienten der LGHO bestimmt werden. In vier Fällen war die Qualität des Röntgenbildes nicht ausreichend, um eine sichere Beurteilung zu vollziehen. Der Laterale Glenohumerale Offset beträgt physiologisch 45 bis 55 Millimeter. In der eigenen Arbeit betrug der Mittelwert 51,9mm, die Standardabweichung 5,3mm.



Graphik 32: Lateraler Glenohumeraler Offset in Millimetern

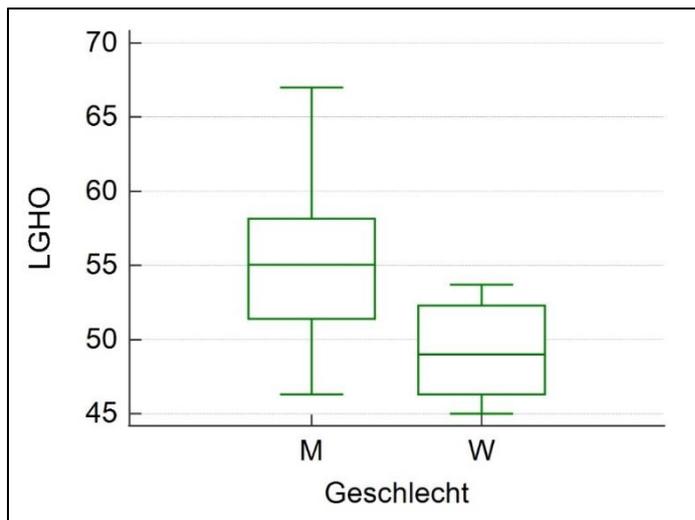
Zusätzlich wurde der LGHO der männlichen Studienpopulation dem der weiblichen Studienpopulation gegenübergestellt. Hierbei konnten die radiologischen Befunde von 12 Männern und von 14 Frauen verwendet werden.

Männer zeigten einen Median von 55,1mm (95%-Konfidenzintervall 50,7mm bis 58,3mm). Der Mittelwert lag bei 54,9mm, die Standardabweichung lag bei 5,8mm (siehe Tabelle A1).

Frauen zeigten einen Median von 49,0mm (95%-Konfidenzintervall 46,2mm bis 52,3mm). Der Mittelwert lag bei 49,2mm, die Standardabweichung lag bei 3,1mm. (siehe Tabelle A2).

Zum Vergleich der beiden Geschlechter wird der Kruskal-Wallis-Test herangezogen, weil man über die Verteilung der Variablen keine Informationen hat.

Es ergibt sich bei Männern ein mittlerer Rang von 18,1 und bei Frauen von 9,6. Die Rangdifferenz beträgt 8,0 und ist statistisch signifikant ($p=0,0046$). Demnach liegt der LGHO der Männer statistisch signifikant über dem LGHO der Frauen (siehe Tabelle A3).



Graphik 33: LGHO von männlichen und weiblichen Patienten im Vergleich

Schließlich wurden die LGHO-Werte der Patienten mit RM-Insuffizienz den Patienten mit intakter RM gegenübergestellt. Für den LGHO der Patienten ohne RM-Insuffizienz ergab sich ein Median von 51,7mm (95%-Konfidenzintervall 47,5mm bis 53,1mm). Wegen der geringen Anzahl von Patienten mit RM-Insuffizienz (fünf Patienten, wobei nur in drei Fällen verwendbare Röntgenaufnahmen zur Verfügung stehen) wurden drei t-Tests für die drei vorhandenen Einzelwerte durchgeführt. Der Einzelwert 58mm hat einen t-Wert von 5,91 ($p < 0,0001$), liegt also signifikant über dem Mittelwert von 51,57mm der Patienten ohne RM-Insuffizienz. Der Einzelwert 57,7mm hat einen t-Wert von 5,62 ($p < 0,0001$), liegt also signifikant über dem Mittelwert von 51,57mm der Patienten ohne RM-Insuffizienz. Der Einzelwert 46,3mm hat einen t-Wert von 4,84 ($p < 0,0001$), liegt also signifikant unter dem Mittelwert von 51,57mm der Patienten ohne RM-Insuffizienz.

Es zeigt sich, dass die getesteten Einzelwerte signifikant von den Werten der Patienten ohne RM-Insuffizienz abweichen. Allerdings findet die Abweichung in beide Richtungen statt. Deshalb und wegen der geringen Stichprobengröße ist eine Interpretation dieser Daten nicht möglich (siehe Tabellen A4 bis A7).

4.3.9 Ergebnisse der Eclipse-Komponente

An der humeralen Eclipse-Prothese wurden keine klinischen oder radiologischen Auffälligkeiten beobachtet. Es traten keine Prothesenlockerungen auf, die zu einer Revision geführt hätten. Auch andere Komplikationen wurden nicht registriert.

4.4 Klinische Ergebnisse

4.4.1 Allgemeine Vorbemerkung

Die kleinen Kreise in den Diagrammen, wenn vorhanden, stehen für Ausreißer, also Datenpunkte, die aus unerklärlichen Gründen viel zu weit von den übrigen Daten abweichen.

Bei jeder Fragestellung wurden zunächst alle vorhandenen präoperativen Werte und alle vorhandenen postoperativen Werte in die Auswertung einbezogen. Da nicht für alle Patienten beide Werte vorhanden waren, wurde der Mann-Whitney-Test für unverbundene Stichproben („independent samples“) verwendet.

Im Anschluss wurden im Rahmen jeder Fragestellung nur die Patienten einbezogen, für welche sowohl präoperative als auch postoperative Werte vorhanden waren. Daher konnte man erstens den Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben („paired samples“) verwenden und zweitens auch die Veränderung des klinischen Parameters für jeden Patienten einzeln darstellen. Da bei dieser Testung hauptsächlich die präoperativen Daten fehlten, ist auszuschließen, dass es zu einer Auswahlverzerrung gemäß dem Operationsergebnis gekommen ist. Man hat also alle postoperativen Ergebnisse, gegebenenfalls auch ungünstige in die Auswertung einbezogen.

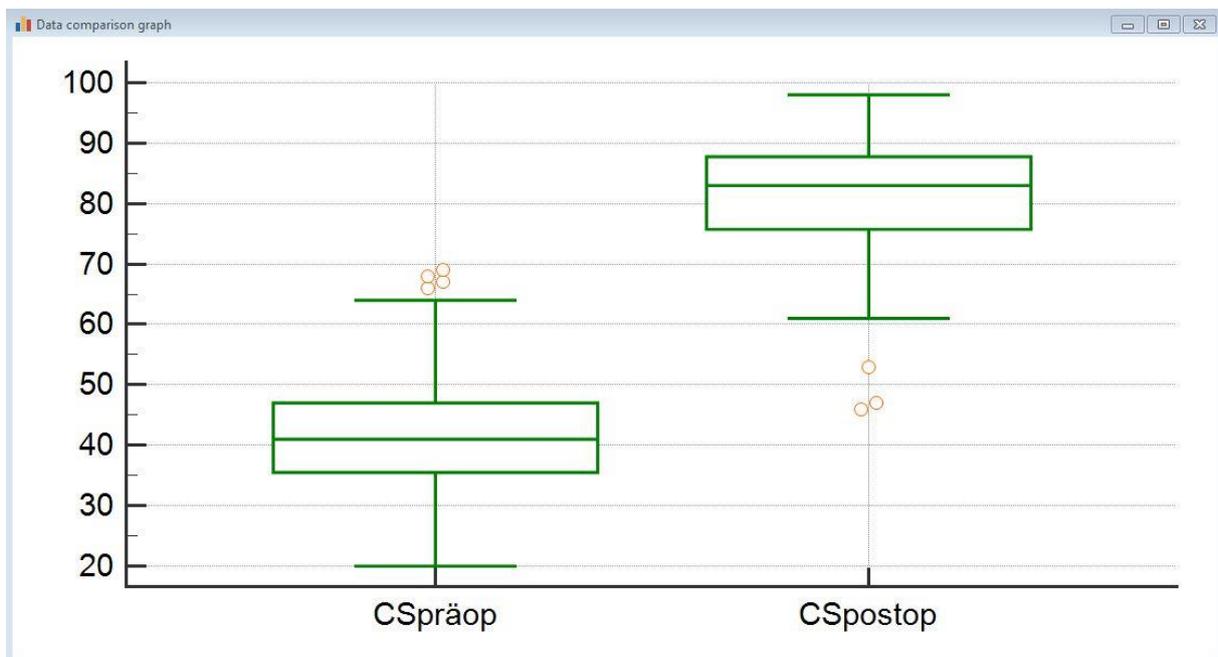
Bei der Darstellung der Ergebnisse im Bereich der Bewegungsumfänge, des Schmerzempfindens und der Alltagsaktivität ist ersichtlich, dass es in einem Fall stets zu einer drastischen Verschlechterung der postoperativen funktionellen Parameter gekommen ist. Hier liegt vermutlich ein Missverständnis seitens des Patienten bei der Angabe mehrerer funktioneller Daten vor. Dieser Ausreißer ist ausnahmslos in jeder der genannten Kategorien ersichtlich. Überdies beklagte der Patient nach Aktenlage postoperativ keine Verschlechterung. Der Vollständigkeit halber soll dieser Fall jedoch separat erwähnt werden.

Im Anhang dieser Arbeit ist eine vollständige Sammlung aller Tabellen und Graphiken, welche im Rahmen dieser Auswertung entstanden sind, zu finden.

4.4.2 Absoluter Constant Score

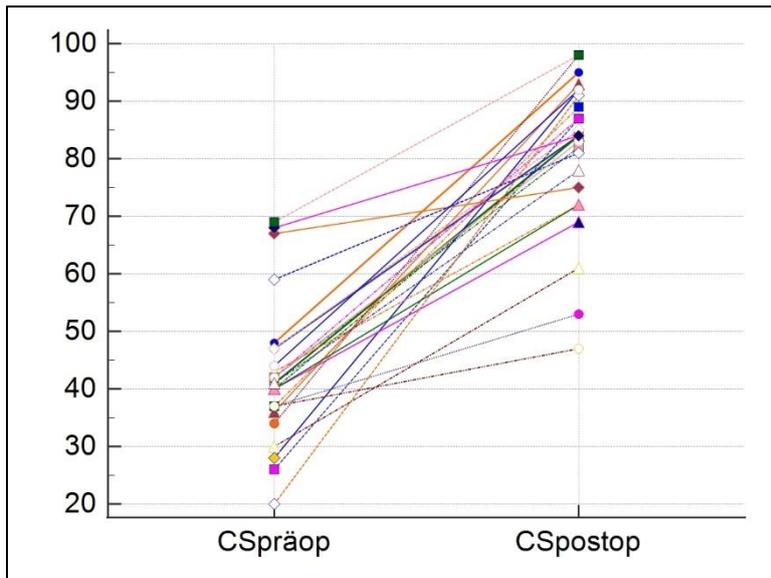
Die postoperativen absoluten CS-Werte unterscheiden sich signifikant von den präoperativen absoluten CS-Werten (siehe Tabelle A8).

Präoperativ reicht der CS-Wert von 20 bis 69 Punkten mit einem Median von 41, postoperativ von 46 bis 98 Punkten mit einem Median von 83. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p < 0,0001$). Der präoperative Mittelwert liegt bei 42,97 Punkten, der postoperative Mittelwert beträgt 80,1 Punkte.



Graphik 34: Constant Score (CS) absolut, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei jedem Patienten der absolute CS verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p < 0,0001$; siehe Tabelle A9).

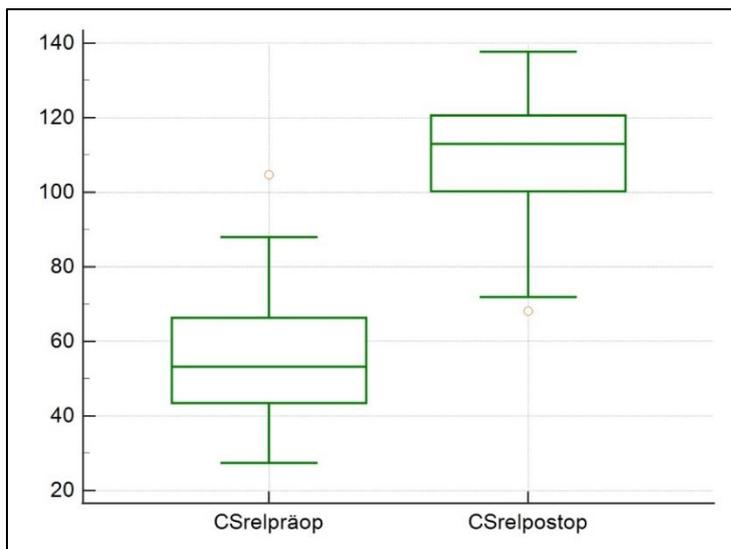


Graphik 35: Veränderung des CS absolut

4.4.3 Relativer Constant Score

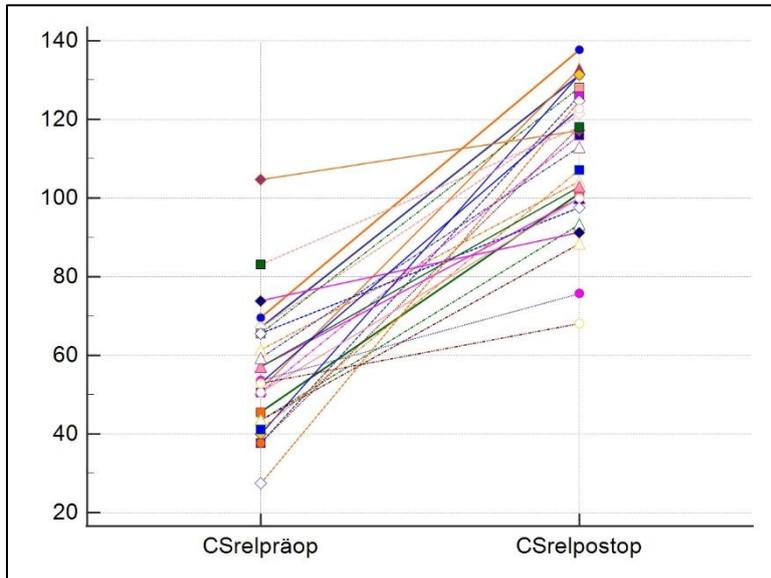
Die postoperativen relativen CS-Werte unterscheiden sich signifikant von den präoperativen relativen CS-Werten (siehe Tabelle A10).

Präoperativ reicht der relative CS-Wert von 27,4% bis 104,7% mit einem Median von 53,25%, postoperativ von 68,1% bis 137,7% mit einem Median von 113%. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p < 0,0001$). Der präoperative Mittelwert liegt bei 56,33%. Der postoperative Mittelwert beträgt 109,63%.



Graphik 36: Constant Score (CS) relativ, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei jedem Patienten der relative CS verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p < 0,0001$; siehe Tabelle A11).

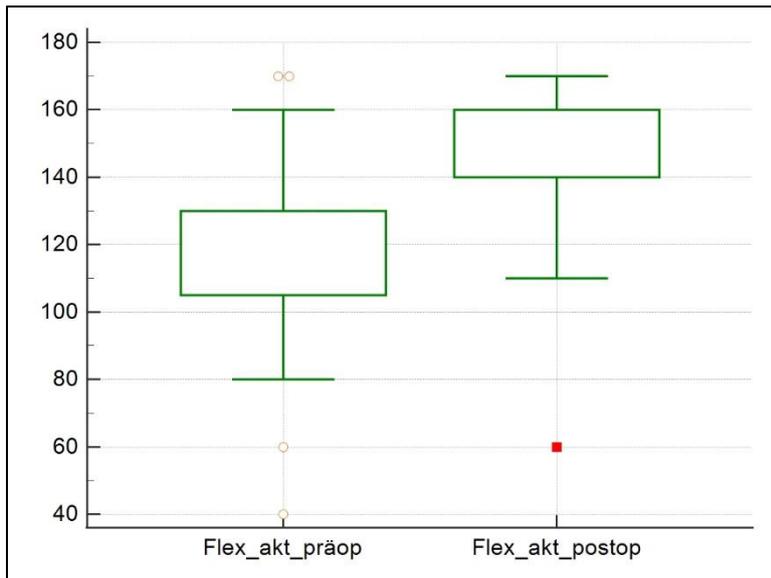


Graphik 37: Veränderung des relativen CS

4.4.4 Aktive Flexion, prä- und postoperativ

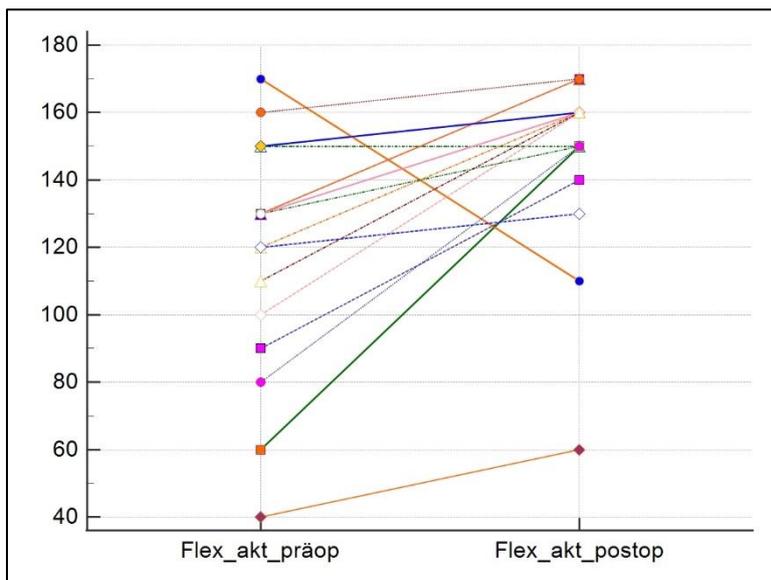
Die aktive Flexion verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A12).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 40° und 170° mit einem Median von 130° , postoperativ zwischen 60° und 170° mit einem Median von 160° . Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0002$).



Graphik 38: Flexion aktiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die aktive Flexion verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0033$; siehe Tabelle A13).

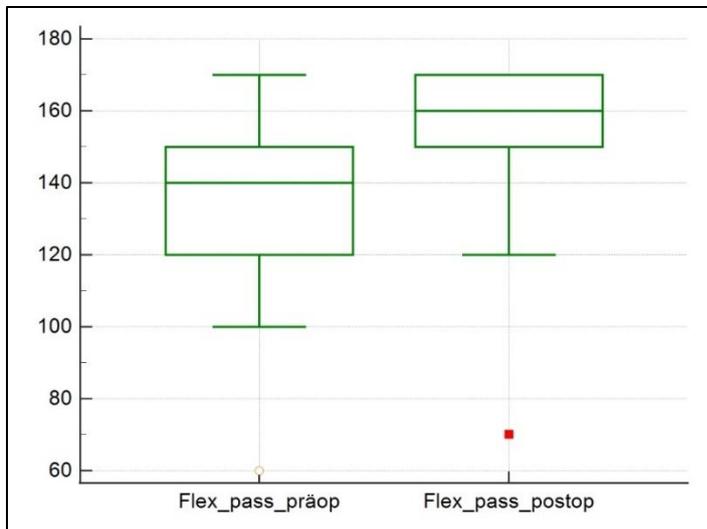


Graphik 39: Veränderung der aktiven Flexion

4.4.5 Passive Flexion, prä- und postoperativ

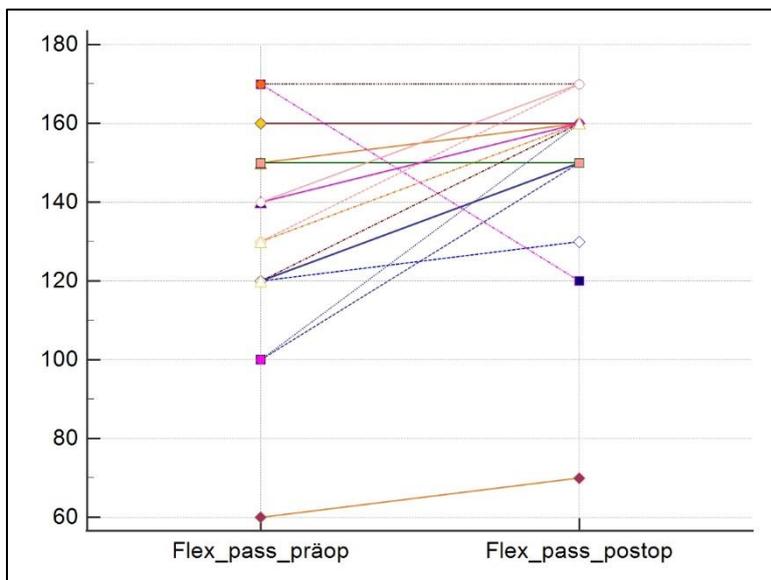
Die passive Flexion verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A14).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 60° und 170° mit einem Median von 140°, postoperativ zwischen 70° und 170° mit einem Median von 160°. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0013$).



Graphik 40: Flexion passiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die passive Flexion verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0175$; siehe Tabelle A15).

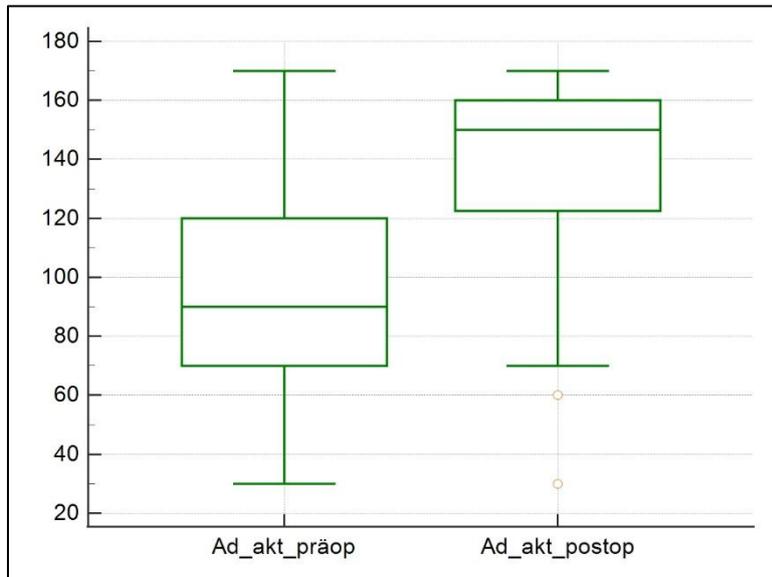


Graphik 41: Veränderung der passiven Flexion, präoperativ und postoperativ

4.4.6 Aktive Abduktion, prä- und postoperativ

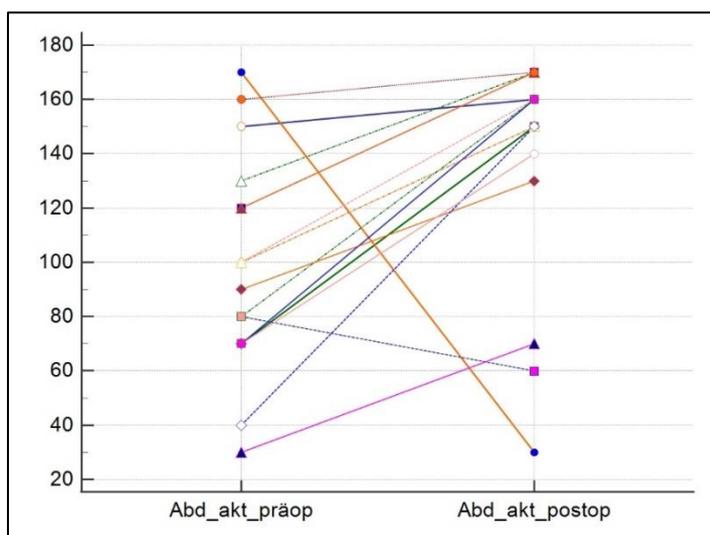
Die aktive Abduktion verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A16).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 30° und 170° mit einem Median von 90°, postoperativ zwischen 30° und 170° mit einem Median von 150°. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0003$).



Graphik 42: Abduktion aktiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die aktive Abduktion verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0075$; siehe Tabelle A17).

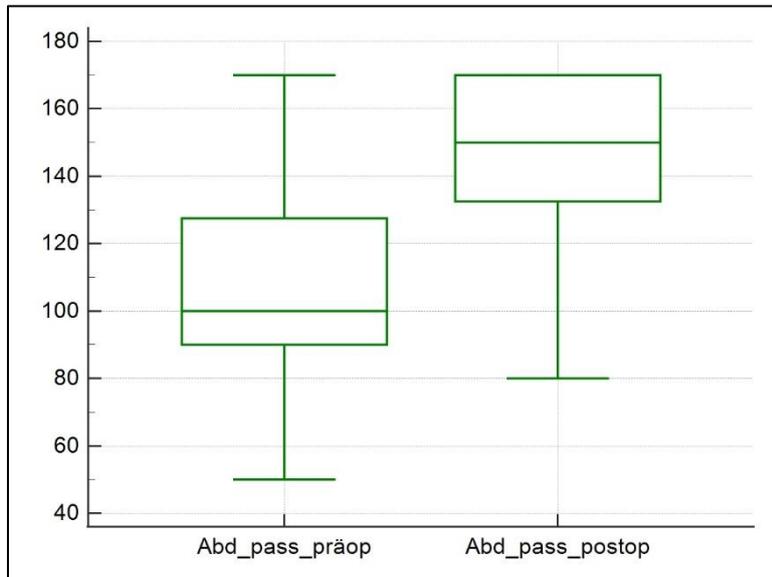


Graphik 43: Veränderung der aktiven Abduktion, präoperativ und postoperativ

4.4.7 Passive Abduktion, prä- und postoperativ

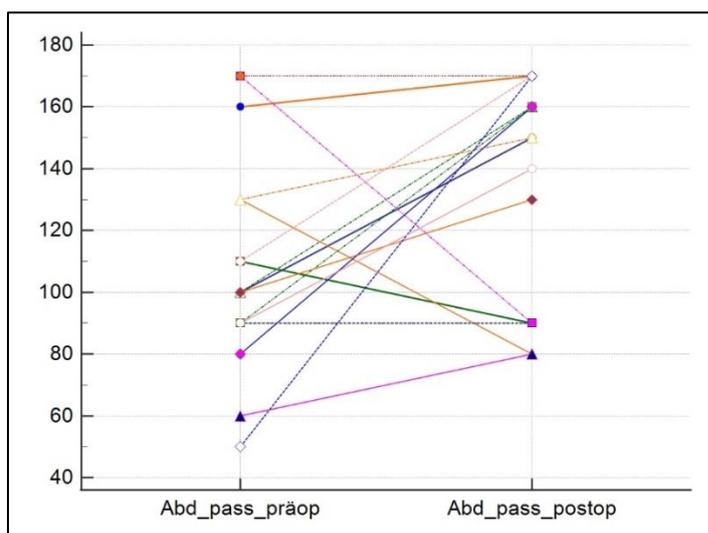
Die passive Abduktion verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A18).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 50° und 170° mit einem Median von 100° , postoperativ zwischen 80° und 170° mit einem Median von 150° . Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0015$).



Graphik 44: Abduktion passiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die passive Abduktion verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0356$; siehe Tabelle A19).

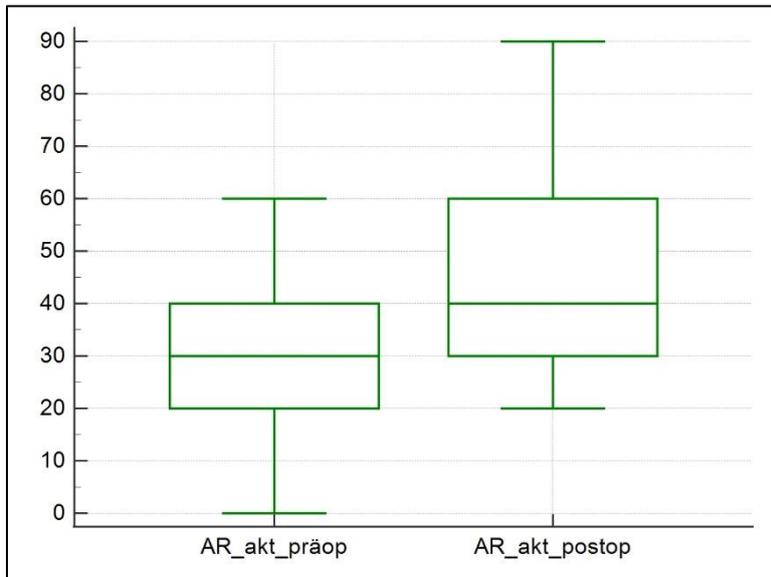


Graphik 45: Veränderung der passiven Abduktion, präoperativ und postoperativ

4.4.8 Aktive Außenrotation, prä- und postoperativ

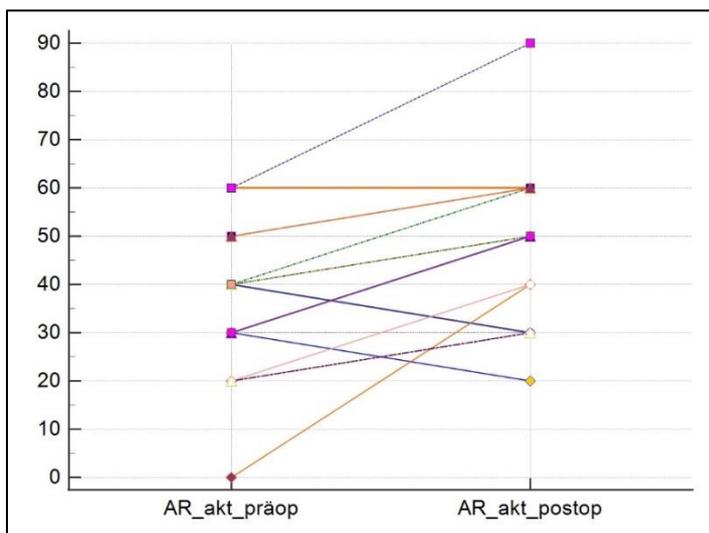
Die aktive Außenrotation verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A20).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 0° und 60° mit einem Median von 30° , postoperativ zwischen 20° und 90° mit einem Median von 40° . Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0083$).



Graphik 46: Außenrotation aktiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die aktive Außenrotation verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0027$; siehe Tabelle A21).

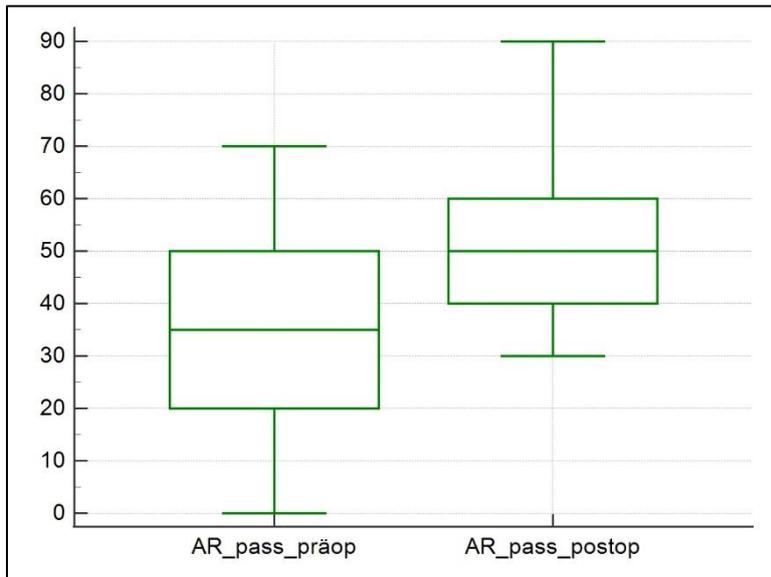


Graphik 47: Veränderung der aktiven Außenrotation, präoperativ und postoperativ

4.4.9 Passive Außenrotation, prä- und postoperativ

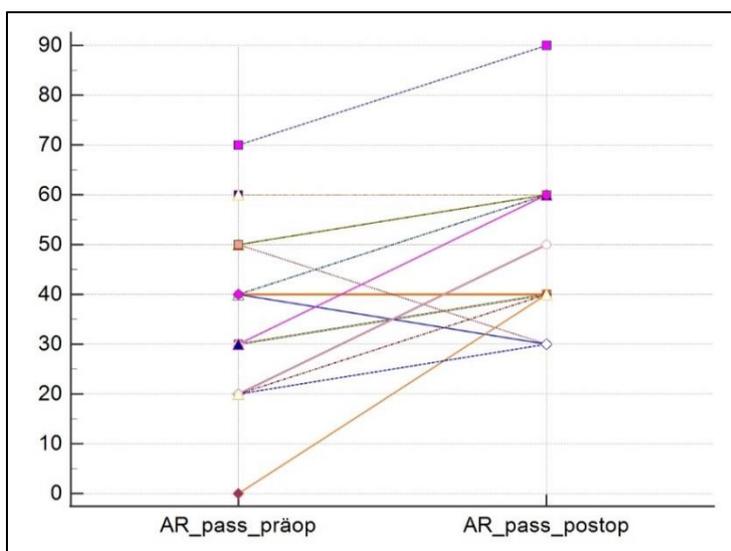
Die passive Außenrotation verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A22).

Präoperativ ergeben sich Winkel zwischen 0° und 70° mit einem Median von 35° , postoperativ zwischen 30° und 90° mit einem Median von 50° . Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0007$).



Graphik 48: Außenrotation passiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die passive Außenrotation verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0070$; siehe Tabelle A23).



Graphik 49: Veränderung der passiven Außenrotation für jeden Patienten einzeln, präoperativ und postoperativ

4.4.10 Aktive Innenrotation, prä- und postoperativ

Bei der aktiven und passiven Innenrotation ist zu beachten, dass es sich bei den Zahlenangaben um Rangziffern handelt, die den Schwierigkeitsgrad der Bewegung repräsentieren. Die Zuordnung der Rangziffern zu den Bewegungskapazitäten folgt dem angegebenen Schema.

1: Handrücken auf Außenseite Oberschenkel

2: Handrücken bis gluteal

3: Handrücken bis Ileosacralbereich

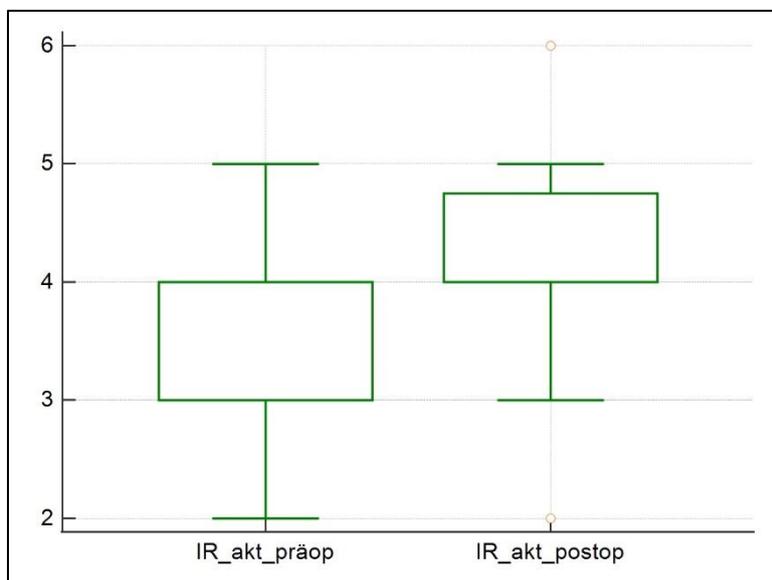
4: Handrücken bis LWK 3

5: Handrücken bis BWK 12

6: Handrücken zwischen Schulterblättern

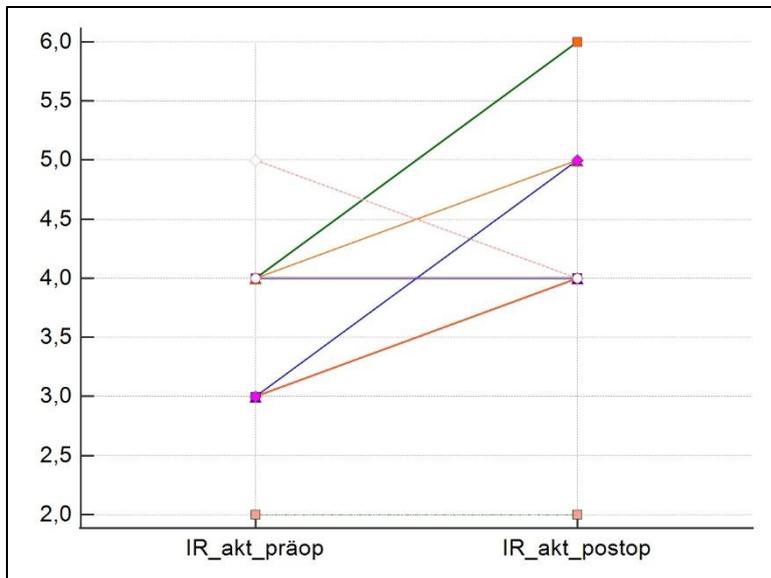
Die aktive Innenrotation hat sich signifikant verbessert (siehe Tabelle A24).

Präoperativ liegt die Hälfte der Patienten zwischen den Rangwerten 3 und 4, postoperativ verschiebt sich die Hälfte der Datenpunkte zwischen die Rangwerte 4 und 5. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p < 0,0001$).



Graphik 50: Innenrotation aktiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die aktive Innenrotation verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0068$; siehe Tabelle A25). Die geringe Zahl von Linien beruht darauf, dass sich die Linien einiger Patienten überlagern.

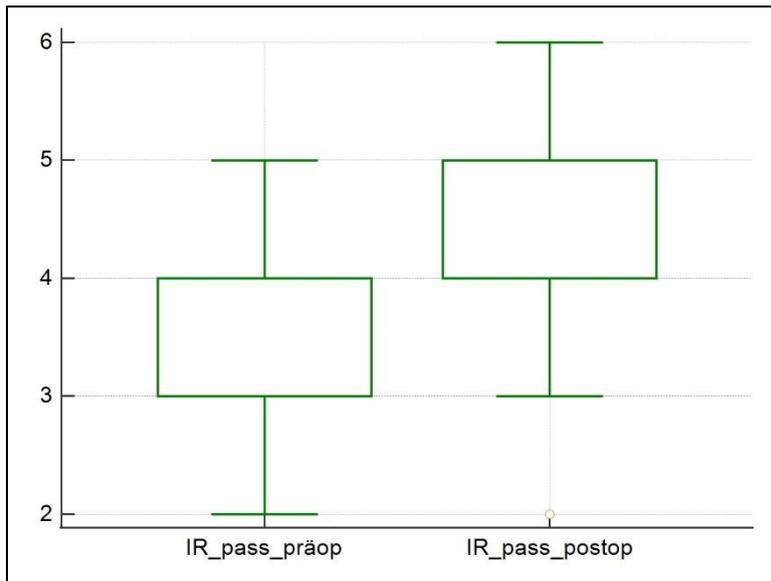


Graphik 51: Veränderung der aktiven Innenrotation, präoperativ und postoperativ

4.4.11 Passive Innenrotation, prä- und postoperativ

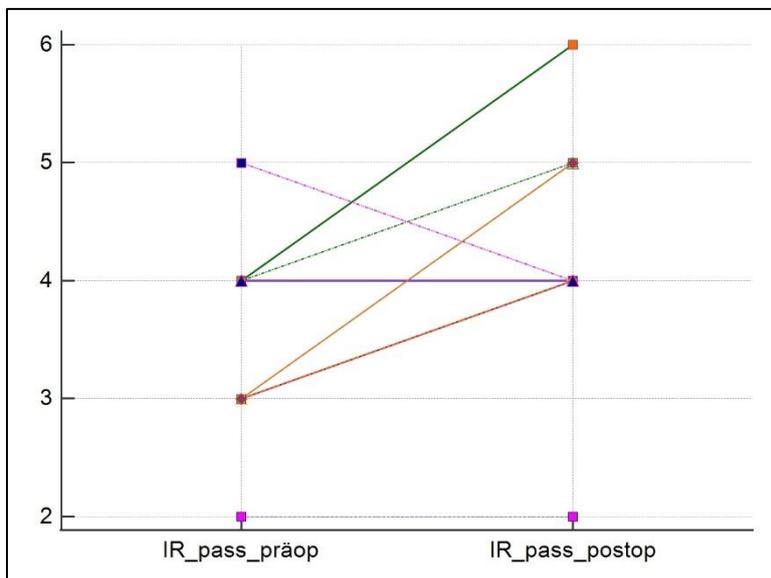
Die passive Innenrotation verbesserte sich signifikant (siehe Tabelle A26).

Präoperativ liegt die Hälfte der Patienten zwischen den Rangwerten 3 und 4, postoperativ verschiebt sich die Hälfte der Datenpunkte zwischen die Rangwerte 4 und 5. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p=0,0002$).



Graphik 52: Innenrotation passiv, präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die passive Innenrotation verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p=0,0113$; siehe Tabelle A27). Die geringe Zahl von Linien beruht darauf, dass sich die Linien einiger Patienten überlagern.



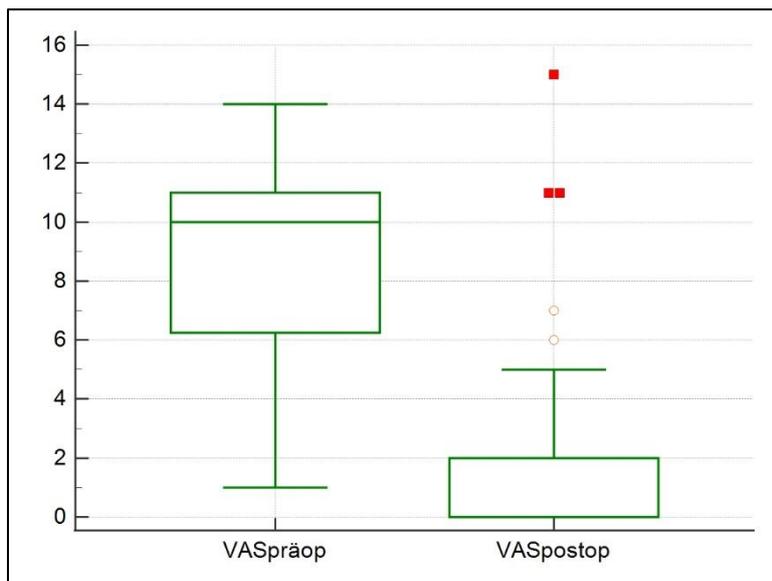
Graphik 53: Veränderung der passiven Innenrotation, präoperativ und postoperativ

4.4.12 Schmerzskala (VAS), prä- und postoperativ

Bei der Schmerzskala (VAS, Visuelle Analogskala) handelt es sich um eine Rangskala von 0 bis 15 mit hohen Werten für intensive Schmerzempfindungen.

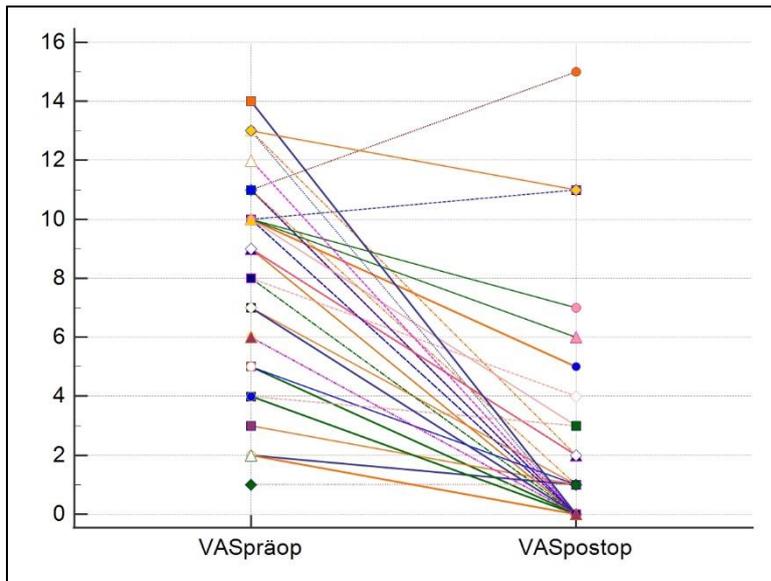
Die subjektive Schmerzempfindung hat sich signifikant verringert (siehe Tabelle A28).

Präoperativ ergibt sich ein Median der Schmerzempfindung von 10, postoperativ von 0. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p < 0,0001$).



Graphik 54: Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die subjektive Schmerzempfindung vermindert. Die Verbesserung ist signifikant ($p < 0,0001$; siehe Tabelle A29).



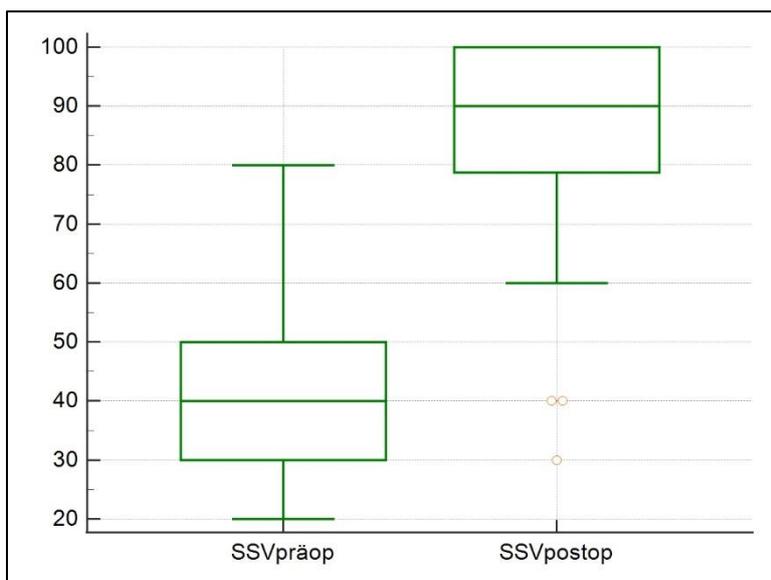
Graphik 55: Veränderung der Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

4.4.13 Subjective Shoulder Value (SSV), prä- und postoperative

Beim Subjective Shoulder Value (SSV) handelt es sich um eine Prozentzahl von 0% bis 100%, mit welcher der Patient die Funktionalität seiner Schulter subjektiv beurteilen soll.

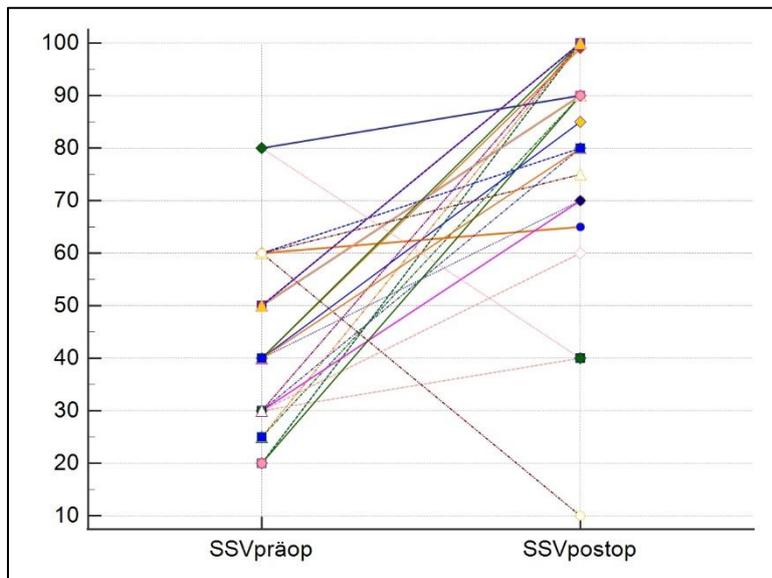
Der SSV hat sich signifikant verbessert (siehe Tabelle A30).

Präoperativ ergibt sich ein Median der SSV von 40%, postoperativ von 90%. Die Differenz der Mediane ist signifikant ($p < 0,0001$).



Graphik 56: Subjective Shoulder Value (SSV), präoperativ und postoperativ

Wie sich aus der folgenden Abbildung ergibt, hat sich bei den meisten Patienten die subjektive Funktionalität SSV verbessert. Die Verbesserung ist signifikant ($p < 0,0001$; siehe Tabelle A31).



Graphik 57: Veränderung der Werte des Subjective Shoulder Value (SSV), für jeden Patienten einzeln, präoperativ und postoperativ

4.5 Einfluss präoperativer Diagnosen auf die postoperative Schulterfunktion

In diesem Abschnitt der Arbeit soll überprüft werden, ob eine Vielzahl von präoperativen Parametern einen Einfluss auf die Ergebnisse der postoperativen Funktionalität, bestehend aus absolutem CS, relativem CS und den aktiven Bewegungsumfängen Flexion, Abduktion und Außenrotation, haben.

Im Folgenden wird nur auf diejenigen Korrelationen genauer eingegangen, bei welchen ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen präoperativen Parametern und postoperativer Funktionalität ersichtlich wurde. Alle anderen untersuchten Parameter, für welche keine statistisch signifikanten Zusammenhänge vorliegen, oder solche, über die keine klare Aussage getroffen werden kann, werden in dieser Arbeit aus Gründen der Übersicht nicht einzeln dargestellt. Die jeweiligen statistischen Testverfahren sind aber in tabellarischer Form im Anhang einsehbar, damit die Ergebnisse überprüfbar bleiben.

In der folgenden Tabelle sind alle überprüften Parameter mit zugehörigem Testverfahren und Ergebnis nochmals kompakt zusammengefasst.

Präop. Parameter	Postop. Parameter	Testverfahren	Ergebnis
Arthrosegrad	aCS	Rangkorr.	kein Zusammenhang
Arthrosegrad	rCS	Rangkorr.	kein Zusammenhang
Arthrosegrad	Flex	Rangkorr.	kein Zusammenhang
Arthrosegrad	Abd	Rangkorr.	sign. Zusammenhang
Arthrosegrad	AR	Rangkorr.	kein Zusammenhang
Arthrosetyp A vs. B	aCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Arthrosetyp A vs. B	rCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Arthrosetyp A vs. B	Flex	Mann-Whitney	keine Aussage möglich
Arthrosetyp A vs. B	Abd	Mann-Whitney	keine Aussage möglich
Arthrosetyp A vs. B	AR	Mann-Whitney	keine Aussage möglich
Sphärizität vs. Asphärizität	aCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Sphärizität vs. Asphärizität	rCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Sphärizität vs. Asphärizität	Flex	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Sphärizität vs. Asphärizität	Abd	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Sphärizität vs. Asphärizität	AR	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Walch	aCS	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Walch	rCS	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Walch	Flex	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Walch	Abd	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Walch	AR	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Favard	aCS	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Favard	rCS	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang
Pfannentyp nach Favard	Flex	Kruskal-Wallis	keine Aussage möglich
Pfannentyp nach Favard	Abd	Kruskal-Wallis	kein Zusammenhang

Pfannentyp nach Favard	AR	Kruskal-Wallis	keine Aussage möglich
Gelenkverbrauch nach Lévigne	aCS	Rangkorr.	keine Aussage möglich
Gelenkverbrauch nach Lévigne	rCS	Rangkorr.	sign. Zusammenhang
Gelenkverbrauch nach Lévigne	Flex	Rangkorr.	keine Aussage möglich
Gelenkverbrauch nach Lévigne	Abd	Rangkorr.	keine Aussage möglich
Gelenkverbrauch nach Lévigne	AR	Rangkorr.	keine Aussage möglich
Zentriert vs. Dezentriert	aCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Zentriert vs. Dezentriert	rCS	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Zentriert vs. Dezentriert	Flex	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Zentriert vs. Dezentriert	Abd	Mann-Whitney	kein Zusammenhang
Zentriert vs. Dezentriert	AR	Mann-Whitney	kein Zusammenhang

Tabelle 4: Einfluss präoperativer Diagnosen auf die postoperative Funktionalität

4.5.1 Arthrosegrad und Schulterfunktion

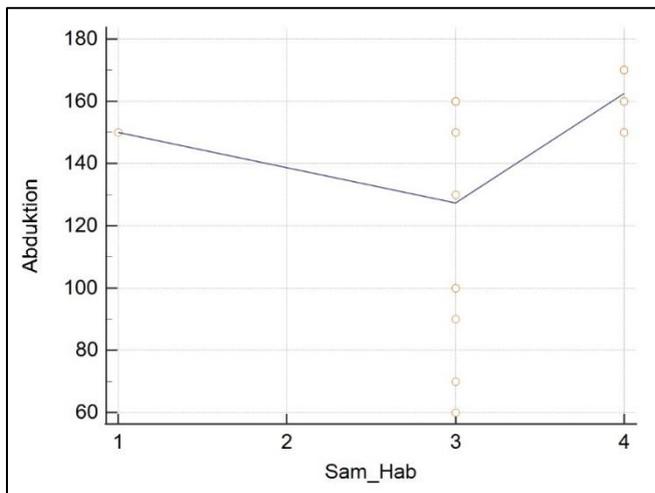
Weil für die präoperativen Größen und die postoperativen Größen keine Annahmen über die Verteilung gemacht werden können, eignen sich zur Überprüfung die Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman und nach Kendall. Die Trendlinien, welche im Folgenden graphisch dargestellt werden, sollen zur Veranschaulichung der mittleren Tendenz der Daten dienen. Die Punkte in den Diagrammen entsprechen den Wertepaaren der einzelnen Patienten.

Hier soll nun untersucht werden, ob ein Zusammenhang zwischen dem Arthrosegrad nach Samilson/Habermeyer und der postoperativen Funktionalität vorliegt.

Die Auftragung des absoluten CS, des relativen CS, des postoperativen maximalen Flexionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Arthrosegrad nach Samilson/Habermeyer konnte keinen Zusammenhang zeigen (siehe Graphik B1-B4; Tabelle A32-A36).

Aus der Auftragung des postoperativen maximalen Abduktionswinkels über dem Arthrosegrad nach Samilson/Habermeyer ergibt sich der kontraintuitive Verdacht, dass ein höherer Arthrosegrad zu einem besseren postoperativen Abduktionswinkel führt. Wie die Tabelle A35 im

Anhang zeigt, liegt für beide Rangkorrelationskoeffizienten die 0 nicht im 95%-Konfidenzintervall, so dass ein Hinweis auf einen Zusammenhang vorliegt. Die angezeigten p-Werte sind kleiner als 0,05 ($p=0,0055$; $p=0,0017$), so dass die Nullhypothese, dass kein Zusammenhang besteht, abgelehnt werden muss.



Graphik 58: Maximaler postoperativer Abduktionswinkel über Arthrosegrad aufgetragen

4.5.2 Vergleich der postoperativen Schulterfunktion bei Arthrosetyp A und Arthrosetyp B nach Samilson/Habermeyer

Die Auftragung des absoluten CS und des relativen CS über den Arthrosetyp A und B nach Habermeyer konnte anhand des Mann-Whitney-Tests keinen Zusammenhang zwischen dem Arthrosegrad und den Ergebnissen der postoperativen Parameter zeigen.

Die Auftragung des postoperativen maximalen Flexionswinkels, des postoperativen maximalen Abduktionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Arthrosegrad nach Samilson/Habermeyer konnte anhand des Mann-Whitney-Tests keine eindeutigen Ergebnisse über einen möglichen Zusammenhang liefern. Die Ursache hierfür war die zu geringe Stichprobengröße (siehe Graphik B5-B9; Tabelle A37-A41).

4.5.3 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten bei Vorliegen einer Sphärizität oder Asphärizität

Die Auftragung des absoluten CS, des relativen CS, des postoperativen maximalen Flexionswinkels, des postoperativen maximalen Abduktionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Status der Sphärizität des Humeruskopfes konnte anhand des Mann-Whitney-Tests keinen Zusammenhang zeigen (siehe Graphik B10-B14; Tabelle A42-A46).

4.5.4 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Walch

Die Auftragung des absoluten CS, des relativen CS, des postoperativen maximalen Flexionswinkels, des postoperativen maximalen Abduktionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Pfannentyp nach Walch konnte anhand des Kruskal-Wallis-Tests keinen Zusammenhang zeigen (siehe Graphik B15-B19; Tabelle A47-A51).

4.5.5 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Favard

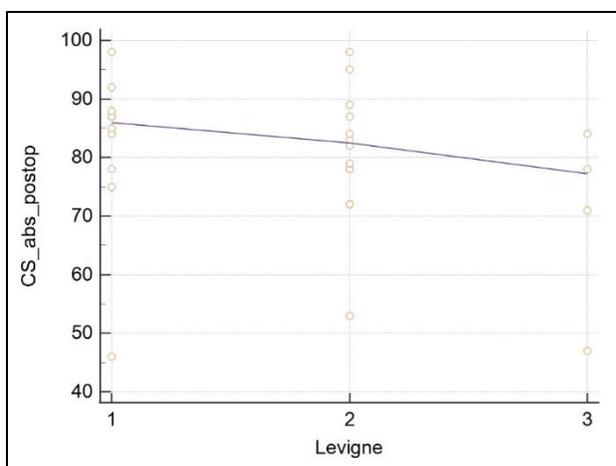
Wichtig zu erwähnen sind die sehr geringen Stichprobengrößen (teilweise nur ein Patient pro Pfannentyp). Die Daten werden der Vollständigkeit halber aber trotzdem angegeben (siehe Graphik B20-B24; Tabelle A52-A56).

Die Auftragung des absoluten CS, des relativen CS und des postoperativen maximalen Abduktionswinkels über den Pfannentyp nach Favard konnte anhand des Kruskal-Wallis-Tests keinen Zusammenhang zeigen.

Die Auftragung des postoperativen maximalen Flexionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Pfannentyp nach Favard lassen aufgrund der geringen Stichprobengröße keine Einschätzung zu.

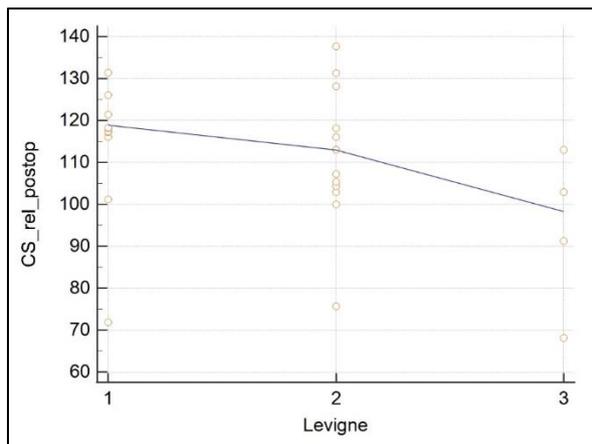
4.5.6 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Gelenkverbrauch nach Lévigne

Die Kurve der absoluten postoperativen CS-Werte über den Gelenkverbrauch nach Lévigne zeigt eine leichtfallende Tendenz in der erwarteten Richtung. Dementsprechend ergeben sich auch negative Rangkorrelationskoeffizienten zwischen dem absoluten postoperativen CS-Wert und dem Gelenkverbrauch nach Lévigne (siehe Tabelle A57). Hierbei ist einer der p-Werte signifikant. Die 95%-Konfidenzintervalle enthalten jedoch für beide Rangkorrelationskoeffizienten die 0, so dass die sichtbare negative Tendenz, vermutlich wegen der Ausreißer, nicht statistisch bestätigt werden kann.



Graphik 59: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den absoluten CS

Die Kurve der relativen postoperativen CS-Werte über dem Gelenkverbrauch nach Lévigne zeigt eine leicht fallende Tendenz in der erwarteten Richtung. Dementsprechend ergeben sich auch negative Rangkorrelationskoeffizienten zwischen dem relativen postoperativen CS-Wert und dem Gelenkverbrauch nach Lévigne (siehe Tabelle A58). Die 95%-Konfidenzintervalle enthalten nur für einen der Rangkorrelationskoeffizienten die 0. Da jedoch beide Rangkorrelationskoeffizienten statistisch signifikant sind, kann man von einer gewissen statistischen Bestätigung der Abhängigkeit ausgehen.



Graphik 60: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den relativen CS

Die Auftragung des postoperativen maximalen Flexionswinkels, des postoperativen maximalen Abduktionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über den Gelenkverbrauch nach Lévigne lassen aufgrund zu geringer Stichprobengröße keine Einschätzung über einen möglichen Zusammenhang zu (siehe Graphik B25-B27; Tabelle A59-A61).

4.5.7 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit von der Zentrierung des Humeruskopfes

Hierbei kann der Humeruskopf zentriert sein, er kann aber auch nach anterior oder nach posterior dezentriert vorliegen. In der untersuchten Studienpopulation wurde kein Patient mit einer anterioren Dezentrierung diagnostiziert, sodass im Folgenden nur zwischen einem zentrierten Humeruskopf und einer (posterioren) Dezentrierung unterschieden wird.

Die Auftragung des absoluten CS, des relativen CS, des postoperativen maximalen Flexionswinkels, des postoperativen maximalen Abduktionswinkels und des postoperativen maximalen Außenrotationswinkels über die Zentrierung des Humeruskopfes konnte anhand des Mann-Whitney-Tests keinen Zusammenhang zeigen (siehe Graphik B28-B32; Tabelle A62-A66).

4.6 Auswirkung präoperativer Parameter auf die Komplikations- und Revisionsrate

Als präoperative Parameter spielen im Hinblick auf Komplikationen insbesondere der Pfannentyp nach Walch und die Stellung des Humeruskopfes (zentriert oder dezentriert) eine wichtige Rolle, weshalb hier ausschließlich auf diese Größen eingegangen wird. Bei dieser Art der Testung ist sowohl die präoperative Einflussgröße als auch das postoperative Ergebnis eine Nominalvariable. In diesem Fall eignet sich ein Chi-Quadrat-Mehrfeldertest zur Überprüfung der Fragestellung nach einem Zusammenhang. Dieser Test zeigt nur dann ein signifikantes Ergebnis, wenn die Verteilung der Fälle auf die einzelnen Felder sehr ungleichmäßig ist, also wenn die Verteilung auf die Felder mit Schwerpunkt auf einzelnen Feldern liegt.

4.6.1 Auswirkung des Pfannentyps nach Walch

In Bezug auf die Notwendigkeit einer Revision zeigt sich eine relativ gleichmäßige Verteilung der Fälle auf die einzelnen Felder mit einem p-Wert von 0,3459. Somit liegt keine nachweisbare Abhängigkeit zwischen dem Pfannentyp nach Walch und einer möglichen Revision vor (siehe Tabelle A67).

In Bezug auf das Auftreten von Komplikationen zeigt sich eine relativ gleichmäßige Verteilung der Fälle auf die einzelnen Felder mit einem p-Wert von 0,4273. Somit liegt keine nachweisbare Abhängigkeit zwischen dem Pfannentyp nach Walch und dem Auftreten von Komplikationen vor (siehe Tabelle A68).

4.6.2 Auswirkung der Dezentrierung des Humeruskopfes

Es liegt keine nachweisbare Abhängigkeit ($p=0,2909$) zwischen der Position des Humeruskopfes und einer möglichen Revision vor (siehe Tabelle A69).

Es liegt keine nachweisbare Abhängigkeit ($p=0,5496$) zwischen dem Stand des Humeruskopfes und dem Auftreten von Komplikationen vor (siehe Tabelle A70).

4.7 Auswirkung intraoperativer Parameter auf die Komplikations- und Revisionsrate

4.7.1 Einfluss der Höhe des PE-Inlays auf den PE-Abrieb

Von den 30 radiologisch begutachteten Schultern hatten 20 Schultern das Standard PE-Inlay erhalten. Zehn dieser Inlays (50%) zeigten einen PE-Abrieb. Zehn Patienten hatten das Standard-Plus PE-Inlay erhalten. Eines dieser Inlays (10%) zeigte einen PE-Abrieb. Zur Frage einer möglichen Auswahlverzerrung (nicht jeder Patient wurde radiologisch untersucht), wird angefügt wie sich unter den nicht untersuchten Schultern die beiden Inlay-Arten verteilen. Acht der nicht radiologisch untersuchten Schultern hatten ein Standard-Inlay, fünf ein Standard-Plus-Inlay. Das Verhältnis beträgt $8/5=1,6$ gegenüber einem Verhältnis von $20/10=2$ bei den radiologisch untersuchten Schultern. Die geringe Abweichung bietet keinen Anlass, eine Auswahlverzerrung zu vermuten.

Zur statistischen Absicherung wird ein Vierfelder-Tafel-Test durchgeführt (Fishers exakter Test), weil in einem Feld die minimale Besetzungszahl von fünf unterschritten ist. Es zeigt sich, dass das relative Risiko eines Abriebs bei Standard-Plus-Inlays 0,20 beträgt, das heißt mit Standard-Plus ist das Risiko eines Abriebs nur 20% so hoch wie beim Standard-Inlay. Allerdings ist das Ergebnis nicht signifikant ($p=0,0987$). Dies ist der geringen Stichprobengröße von $n=30$ geschuldet. Mit doppelter Patientenzahl wären die Ergebnisse bei gleichem Verteilungsmuster signifikant.

4.7.2 Einfluss der glenoidalen Korrekturosteotomie auf PE-Wear, Osteolyse-Zeichen und R-Score

Es wurde untersucht, ob die Durchführung einer Pfannenkorrektur-Osteotomie zu einer höheren Rate von Patienten mit PE-Abrieb führt. Auch hier wurde ein Vierfelder-Tafel-Test durchgeführt. Es zeigt sich, dass das Risiko eines PE-Abriebs nach Pfannenkorrektur bei 27% liegt. Ohne eine Korrektur liegt das Risiko bei etwa 43%. Das Risiko ist also nach einer Korrektur um um 35% geringer, ohne dass das Ergebnis signifikant ist ($p=0,4389$).

Auch wurde untersucht, ob die Durchführung einer Pfannenkorrektur-Osteotomie zu einer höheren Rate von Patienten mit Osteolyse führt. Es wurde ein Vierfelder-Tafel-Test durchgeführt. Es zeigt sich, dass das Risiko einer Osteolyse nach Pfannenkorrektur bei etwa 9% liegt. Ohne

Korrektur liegt das Risiko bei etwa 26%. Das Risiko ist also nach einer Korrektur um 65% geringer, ohne dass das Ergebnis signifikant ist ($p=0,3011$). Dies liegt an der geringen Patientenzahl.

Zusätzlich wurde die Frage untersucht, ob die Durchführung einer Pfannenkorrektur-Osteotomie einen Einfluss auf den R-Score der Patienten hat. Hierfür wurde der Mann-Whitney-Test angewendet. Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Patientengruppen nachgewiesen.

5 Diskussion

5.1 Allgemeine Vorgehensweise

Durch Literaturstudium von früheren Studien und der Gegenüberstellung zu der gegenwärtigen Arbeit sollen Unterschiede in den klinischen Ergebnissen, den radiologischen Ergebnissen und der Komplikations- sowie Revisionsrate erarbeitet werden. Ziel ist es, die Ergebnisse der in dieser Arbeit beschriebenen Metal-Back-Prothese den Resultaten sowohl früherer Generationen von Metal-Back-Prothesen als auch von zementierten Pfannen gegenüberzustellen.

Bei diesen Vergleichen treten drei grundsätzliche Schwierigkeiten auf. Erstens wurden von den Autoren der Studien teilweise stark unterschiedliche Daten zu klinischen und radiologischen Ergebnissen sowie zu Komplikationsraten erhoben. Zweitens sind die Patienten in den verschiedenen Studien hinsichtlich ihres Ausgangszustandes nicht genau vergleichbar. Drittens werden keine Daten für Einzelpatienten veröffentlicht, so dass viele aussagekräftige statistische Tests nicht durchführbar sind.

Man muss sich bei einem Vergleich also erstens auf wenige, einigermaßen vergleichbare Kennziffern beschränken, die in beiden Studien erhoben wurden. Zweitens muss man über eine Charakterisierung des Patientenguts in den einzelnen Studien plausibel machen, dass etwaige Unterschiede in den klinischen und radiologischen Ergebnissen und den Komplikationsraten im Wesentlichen nicht durch die unterschiedlichen mittleren präoperativen Ausgangslagen der verglichenen Patientengruppen bedingt sind. Drittens muss man ungeprüft voraussetzen, dass der Vergleich der veröffentlichten statistischen Kennzahlen wie zum Beispiel Median und

Mittelwert keine Fehler einschleppt, die auf einer ungleichen Verteilung der Daten in den beiden Patientengruppen beruht.

Zuerst sollen die Metal-Back-Systeme unterschiedlicher Generationen verglichen werden und anschließend das Metal-Back-System der aktuellen Arbeit mit den zementierten Pfannen. Insgesamt wurden 13 MB-Studien, zehn Studien mit zementierten Pfannen und sechs Vergleichsstudien von zementierten Prothesen und MB-Prothesen zur eigenen Arbeit in Beziehung gesetzt, insgesamt also 29 Studien.

5.2 Studien mit Metal-Back-Komponenten

5.2.1 Vergleich mit MB-Pfannen der älteren Generation

MB-Pfannen der älteren Generation wurden im Wesentlichen in den 1980er- und 1990er- Jahren entwickelt und unterscheiden sich von der neueren Generation der MB-Pfannen hauptsächlich durch einen schwächeren Verankerungsmechanismus, eine unsicherere Befestigung des Inlays und einen höheren Pfannenaufbau.

Im Jahre 2008 erschien eine Arbeit von *Taunton und Kollegen*, welche sich mit den 9,5 Jahresergebnissen nach Implantation einer Schultertotalprothese mit einer MB-Komponente der älteren Generation (Smith&Nephew, Memphis, Tenn.) befasste [147]. Cofield hatte zu dieser Zeit die längste und größte Erfahrung mit zementfreien Pfannen in den USA aufzuweisen. Die Glenoidkomponente (1981, Smith&Nephew, Richards, Memphis, Tenn.) besteht aus vier Teilen: einem Metallträger aus Titanlegierung mit drei Zapfen, zwei Corticalisschrauben aus Titanlegierung und einem Einsatz aus UHMWPE Polyethylen. Die Rückseite hat eine 1mm tiefe, poröse Beschichtung.

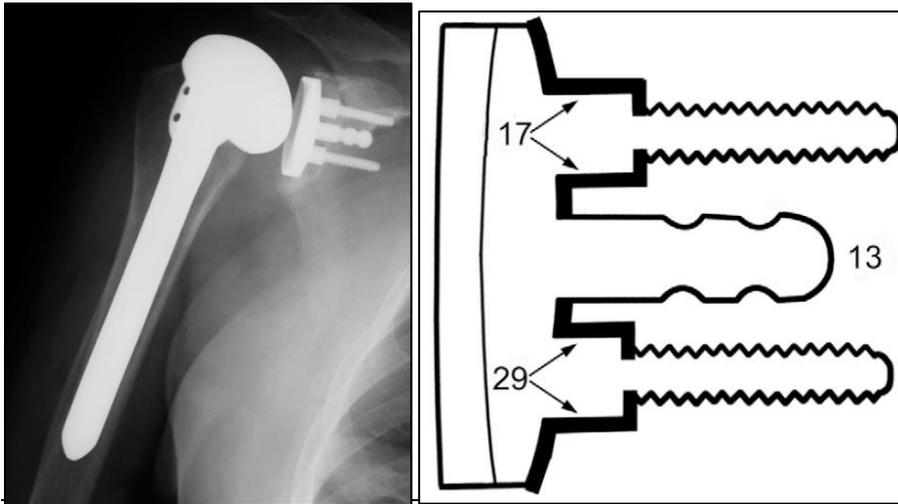


Abbildung 22: Smith & Nephew Cofield MB-Glenoid [147]

Das Patientenkollektiv umfasste 83 Teilnehmer. Das mittlere Alter zum Zeitpunkt der Operation betrug 68 Jahre, die FU-Zeit lag im Mittel bei 114 Monaten für die klinische Begutachtung und bei 85 Monaten für die radiologische Einschätzung.

Klinisch zeigte sich eine deutliche postoperative Verbesserung der untersuchten Bewegungsumfänge. So konnte die Abduktionsbewegung von 102° präoperativ auf 140° postoperativ erhöht werden. Die Außenrotation verbesserte sich von 29° auf 60° . Es zeigte sich eine deutliche Schmerzreduktion im Follow-Up.

Radiologisch wurden bei insgesamt 50 Patienten (60,2%) RLL sichtbar. 16 Patienten (19,3%) hatten dabei inkomplette RLL, wobei die Radiolucent lines das Glenoid nicht vollkommen umgaben. 34 Patienten (41%) wiesen vollständig umlaufende RLL auf. Ein PE-Verschleiß wurde bei 30 der untersuchten Patienten (36,1%) sichtbar. 21 Teilnehmer (25,3%) entwickelten einen Metall-Verschleiß. Ein „Tilt“ wurde bei 9 Patienten (10,8%) nachgewiesen.

Insgesamt wurden 26 Revisionen (31,3%) durchgeführt. 18 Patienten (21,7%) hatten undefinierte „Component issues“, also Probleme mit den Komponenten. Einen PE-Abrieb wiesen 15 Patienten (18,1%) auf. Zu einem Metall-Abrieb kam es bei 12 Patienten (14,5%). Eine humerale Subluxation lag in zehn Fällen (12,1%) vor, eine glenoidale Lockerung in neun Fällen (10,8%). Eine RM-Insuffizienz trat an 7 Schultern (8,4%) auf, humerale Lockerungsprozesse bestätigten sich sechs Mal (7,2%). Dislokationen wurden bei vier Teilnehmern (4,8%) beobachtet.

Absolut gesehen kommt es bei der eigenen Arbeit zu einer ausgeprägteren Verbesserung der Abduktionsbewegung. Bei der Außenrotation konnte hingegen bei der Arbeit von Taunton ein größerer absoluter Effekt nachgewiesen werden.

Betrachtet man die radiologischen Resultate, zeigt sich in der eigenen Arbeit eine deutlich geringere Rate an RLL, auch der PE-Verschleiß und der Metall-Abrieb treten deutlich seltener beziehungsweise überhaupt nicht auf.

Des Weiteren beträgt die Revisionsrate bei Habermeyer und Kollegen nur gut ein Drittel der Rate von Taunton et al. Zusätzlich tritt jede bei Taunton et al. beobachtete Komplikation bei der aktuellen Studie seltener oder gar nicht auf.

Zu beachten ist die größere Studienpopulation bei der Vergleichsstudie. Dies führt tendenziell zu geringeren Stichprobenfehlern. Das mittlere Alter liegt deutlich über dem des Patientenkollektives bei Habermeyer et al. Ebenso ist die FU-Zeit mit 9,5 Jahren 1,6 Mal höher als bei der aktuellen Studie. Diese ungünstigeren Grundvoraussetzungen müssen bei dem Vergleich der beiden Studien beachtet werden.

Fox und Kollegen publizierten im Jahre 2009 eine Vergleichsstudie von nicht-zementierten und zementierten Glenoidkomponenten mit einer Follow-Up-Zeit von 86 Monaten [48]. Diese Studie wurde durchgeführt, um die Überlebensrate verschiedener Glenoidkomponentendesigns zu bestimmen und die Gründe für Revisionsoperationen zu ermitteln. Außerdem sollten Patienten- und Diagnosefaktoren identifiziert werden. Die Zahlen stammen aus dem Register der Mayo-Klinik. Hierbei wurden sechs verschiedene glenoidale Komponenten verbaut. Zwischen dem 1. Januar 1984 und dem 31. Dezember 2004 wurden bei 1337 Patienten 1542 totale Schulterarthroplastiken mit sechs Arten von Glenoidkomponenten durchgeführt:

- Neer II PE,
- Neer II metal backed,
- Cofield 1 metal backed,
- Cofield 1 PE,
- Cofield 2 PE und
- Cofield 2 PE.

Bei 125 Schultern war eine Revision aufgrund eines Versagens der Glenoidkomponente erforderlich. Die revisionsfreien Überlebensraten nach Glenoid-Implantattyp betragen nach

5, 10 und 15 Jahren:

- 96 %, 96 % bzw. 95 % für 99 Neer II PE-Implantate,
- 96 %, 94 % bzw. 89 % für 316 Neer II Metallimplantate;
- 86%, 79% und 67% für 316 Cofield1 Metallpfannen;
- 94%, 94% und 87% für 18 Cofield 1 PE- Pfannen;
- 99%, 94% und 89% für 497 Cofield 2 PE -Kiel Pfannen;
- 99% nach 5 Jahren für 358 Cofield 2 PE- PEG Pfannen.

Der Typ der Glenoidkomponente war signifikant mit der Revision der Komponente assoziiert ($P < .001$).

Die Revisionsrate der eigenen Arbeit liegt dabei unter der Rate der zementfreien MB-Pfannen der Vergleichsstudie, aber oberhalb der Werte für zementierte MB-Pfannen und für zementierte Systeme. Das mittlere Alter und die Follow-Up-Zeit sind in etwa mit der eigenen Arbeit vergleichbar.

Die Daten der Vergleichsstudie zeigen, dass zementfreie MB-Prothesen ein erhöhtes Versagensrisiko haben, was insbesondere an Verschleißprozessen des Metalls und des PE-Inlays liegt, aber auch an einer hohen Rate von glenoidalen Lockerungen und einer verhältnismäßig hohen Rate an Instabilitäten.

Einen direkten Vergleich mit dem Vorgängermodell der in der eigenen Arbeit untersuchten Prothese bietet die Studie von *Montoya und Kollegen* aus dem Jahre 2013 [56]. Hier wurden die mittelfristigen klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation einer zementfreien MB-Glenoid-Komponente („Univers 3D Glenoid“ Prothese, Firma Arthrex, Freieham) dargestellt.

53 Patienten erfüllten die Anforderungen zur Teilnahme an der Studie. Das Alter betrug im Mittel 66,4 Jahre. Die mittlere FU-Zeit lag bei 64 Monaten. Bei allen Patienten führte eine primäre Omarthrose zur Indikationsstellung der OP. Andere Ätiologien wurden von der Studie ausgeschlossen. Als Pfannensystem wurde stets das unzementierte Univers-MB-Implantat verwendet.

Die Verteilung der Pfannentypen stellte sich wie folgt dar: A1: 3 Patienten; A2: 10 Patienten; B1: 28 Patienten; B2: 13 Patienten.

Der absolute CS verbesserte sich von 37,37 Punkten präoperativ auf 66,97 Punkte postoperativ. Der relative CS stieg von 49,0% auf 89,8%. Die Flexion stieg von 118° auf 146°, die Abduktion von 87° auf 133° und die Außenrotation von 21° auf 44°. Das Schmerzgefühl verbesserte sich deutlich.

Radiologisch wurden bei vier Schultern (7,5%) RLL nachgewiesen. Zu Lockerungen an der glenoidalen Komponente kam es in fünf Fällen (9,4%). Acht Patienten (15%) zeigten eine kraniale Migration des Humeruskopfes. In je drei Fällen (5,7%) kam es zu einem PE-Verschleiß bzw. einer posterioren Dezentrierung des Humeruskopfes.

Eine Revision musste bei sechs Patienten (11,3%) durchgeführt werden. Fünf dieser Fälle zeigten eine Lockerung der glenoidalen Komponente. Alle revidierten Fälle zeigten intraoperativ einen massiven PE-Wear und Metall-Abrieb. Als Ursache für die Revisionen wurde in der Studie eine zu geringe Stabilität durch die Hohlschraube genannt. Auch eine zu geringe Dicke des PE-Inlays könnte dazu beigetragen haben.

Vergleicht man die klinischen Resultate mit der eigenen Arbeit, so zeigt sich, dass sich der absolute und der relative CS in der aktuellen Studie deutlich ausgeprägter steigerte, als dies in der Vergleichsstudie der Fall war. Auch die Flexions- und Abduktionsbewegung verbessert sich in der eigenen Arbeit stärker. Bei der Außenrotation wurde hingegen in der Vergleichsstudie ein stärkerer Effekt beobachtet.

Der Anteil der Patienten mit RLL liegt in der eigenen Arbeit höher als in der Vergleichsarbeit. Glenoidale Lockerungsprozesse wurden hingegen in der eigenen Arbeit nicht beobachtet. Dafür ist der Anteil von Patienten mit PE-Verschleiß deutlich größer als bei Montoya et al. Dies erklärt sich dadurch, dass weder auf der a.p.-Aufnahme noch auf der axialen Aufnahme die Breite des Gelenkspaltes beobachtet wurde, so dass ein etwaiger PE-Verschleiß nicht erfasst wurde. Posteriore Dezentrierung und kraniale Migration des Humeruskopfes treten in der eigenen Arbeit relativ gesehen seltener auf als in der Vergleichsstudie. Der Anteil der Revisionen ist in beiden Arbeiten etwa gleich. Auch die Anzahl der Patienten und das mittlere Alter dieser sind in beiden Studien ähnlich, was die Daten besser vergleichbar macht. Die FU-Zeit ist in der eigenen Arbeit allerdings höher. Dies könnte den höheren Anteil an RLL und PE-Verschleiß erklären. Die „Univers-3D-Pfanne“ wurde 2010 vom Markt genommen.

Vuillermine und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2015 eine Arbeit, in welcher ebenfalls das Vorgängermodell „Univers 3D Glenoid“ (Firma Arthrex, Freieham) untersucht wurde [144]. Die

Univers-I-MB-Schulterpfanne (Arthrex, Freiam) wurde 1998 von Habermeyer et al. [14] eingeführt. Es handelt sich hierbei um ein modulares System, welches einen konvex geformten Träger aus Titan (Bauhöhe 2mm) aufweist. Zwei Pegs und eine Hohlschraube sollen den Erhalt der Spongiosa sicherstellen und die Gefahr eines Knochenverlustes möglichst niedrig halten. Eine weitere Komponente ist ein UHMWPE-Inlay mit einer gesamten Bauhöhe von 6mm. 2003 wurde die Hohlschraube robuster gestaltet.

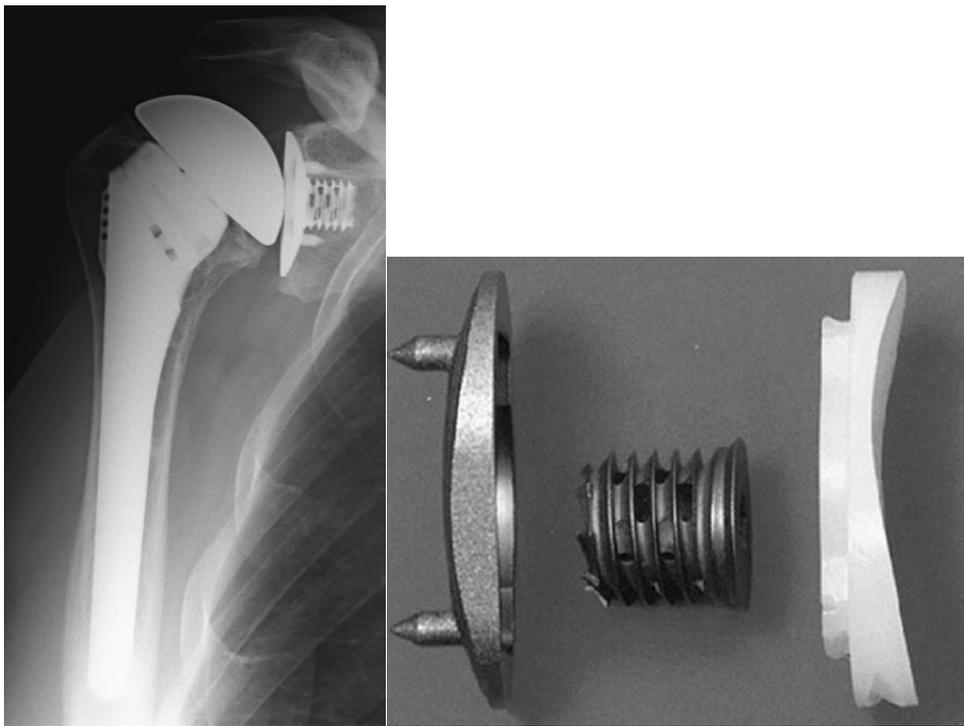


Abbildung 23: Univers 3D Glenoid, Hersteller Arthrex

Sie bedienen sich hierbei der Daten des Australian National Joint Replacement Registry. Nach Anwendung der Auswahlkriterien wurden 45 Patienten in die Studie inkludiert, bei denen eine MB-Komponente verbaut wurde. Das mittlere Alter betrug 70,4 Jahre, die mittlere FU-Zeit betrug 65,5 Monate.

Es wurden keine Untersuchungen bezüglich des klinischen oder radiologischen Outcomes durchgeführt, sodass ein Vergleich dieser Parameter mit der aktuellen Arbeit nicht möglich ist.

17 der 45 Patienten mussten im postoperativen Verlauf revidiert werden, die Revisionsrate betrug also 37,8%. Bei 13 dieser Patienten (28,9%) wurde eine glenoidale Prothesenlockerung festgestellt. Diese Lockerung wiederum war in sechs Fällen (13,3%) auf eine Lockerung der

Basisplatte zurückzuführen, eine Glenoiddissoziation war in vier Fällen (8,9%) ersichtlich. Bei drei der Patienten (6,7%) kam es durch einen Schraubenbruch zur Lockerung. Neben den verschiedenen Ätiologien für eine Prothesenlockerung wurde in drei Fällen (6,7%) eine Insuffizienz der Rotatorenmanschette beobachtet. Eine periprothetische Humerusschaftfraktur trat bei einem Patienten (2,2%) auf, ebenso wie eine „Delamination“ des PE-Inlays.

Als Ursache für die sehr hohe Komplikations- und Revisionsrate dieser Studie wurde einerseits eine mangelnde Stabilität der Hohlschraube diskutiert. Andererseits löste sich das PE-Inlay durch den prominenten Kopf der Hohlschraube von der Basisplatte. Zusätzlich stellten die Autoren ein Fehlen eines Systems zur Verriegelung der Hohlschraube an der Basisplatte fest, was die Lockerungsprozesse und weitere Komplikationen förderte.

Vergleicht man die eben gelisteten Komplikationsursachen mit der eigenen Arbeit, fällt auf, dass die Revisionsrate der eigenen Arbeit deutlich geringer ist. Lockerungen konnten nicht beobachtet werden. Der Anteil von RM-Insuffizienzen sowie von periprothetischen Humerusfrakturen ist vergleichbar mit der Arbeit von Vuillermin und Kollegen.

Da die Anzahl der Patienten in beiden Studien ähnlich ist, bietet sich ein Vergleich nach dem Kriterium der Populationsgröße gut an. Zu erwähnen ist allerdings das höhere mittlere Alter der Patienten der Vergleichsstudie. Andererseits ist die FU-Zeit bei Habermeyer et al. deutlich länger als bei der Arbeit von Vuillermin und Kollegen.

Die Studie von *Boileau und Kollegen* (2015) bezieht sich auf 165 Patienten, bei denen eine Schulterprothese des Herstellers Tornier (Aequalis MB Glenoid Prosthesis) implantiert wurde [57]. In allen Fällen wurde das gleiche, unzementierte MB-Glenoidimplantat verwendet. Die Dicke der Glenoidkomponente betrug 7mm (3mm für die Metallschale und 4mm für den PE-Einsatz). Die anfängliche Stabilität der MB-Komponente wurde durch zwei Spreizschrauben erreicht. Die MB-Komponente war Hydroxylapatit-beschichtet und hatte eine poröse Oberfläche, um das Einwachsen des Knochens zu ermöglichen.

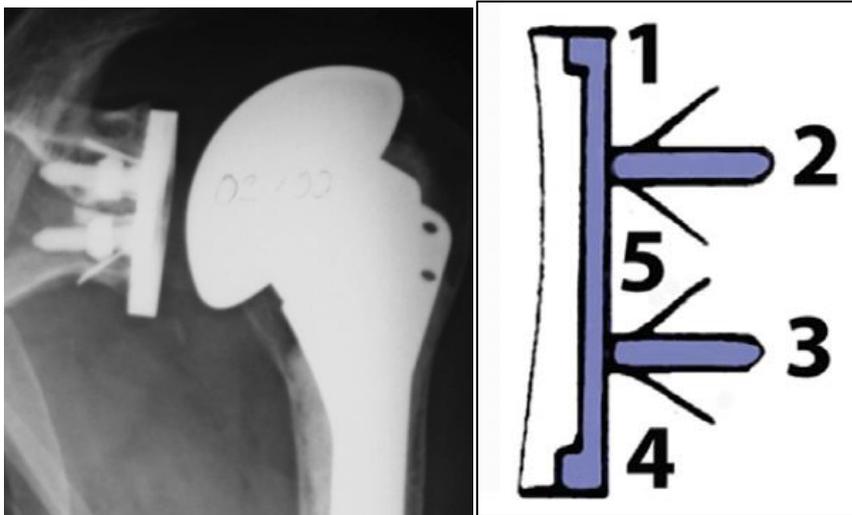


Abbildung 24: Aequalis MB Glenoid des Herstellers Tornier [57]

Das mittlere Alter dieser Patienten betrug 68 Jahre und die Follow-Up-Zeit im Mittel 102 Monate.

Der absolute Constant Score verbesserte sich von 27,6 auf 64,9 Punkte, der relative Constant Score erhöhte sich von 38% auf 94%. In der Kategorie Schmerz wurde ein anderes Punktesystem als bei Habermeyer verwendet ebenso bei der Einschätzung der Alltagsaktivität. Präoperativ lagen die Patienten auf einer Skala von 15 (kein Schmerz) bis 0 (sehr starker Schmerz) bei 4,2 und postoperativ bei 12,5. Bei der Alltagsaktivität lagen die Patienten auf einer Skala von 0 (ungünstigster Wert) bis 20 (günstigster Wert) präoperativ bei 7,2, postoperativ bei 15,9. Die Flexion verbesserte sich von 88° auf 140°. Die Außenrotation steigerte sich von 5° auf 35°.

Postoperative radiologische Parameter wurden nicht systematisch erhoben.

Die häufigste Komplikation war der PE-Verschleiß, welcher bei 85 Patienten (52%) beobachtet wurde. Am zweithäufigsten trat eine Rotatorenmanschetteninsuffizienz auf, und zwar bei 36 Patienten (22%). Eine Dezentrierung der Prothese trat bei 31 Untersuchten (19%) auf. Eine glenoidale Lockerung wurde bei 32 Patienten (19%) beobachtet. Eine PE-Dissoziation wurde bei zwei Patienten (1,2%) diagnostiziert. Auch eine Infektion und eine Versteifung fanden sich bei je zwei Patienten (1,2%). Eine postoperative Humerusfraktur trat bei einem Patienten (0,6%) auf.

Trotz ungünstigerer präoperativer Werte des absoluten und relativen CS und des höheren Alters erreichten die Patienten von Boileau fast so große Verbesserungen des absoluten und relativen

CS wie die Patienten in der eigenen Arbeit. Ähnliches gilt für die Bewegungsumfänge. Jedoch sind die verschiedenen Komplikationsraten bei Boileau deutlich höher als bei Habermeyer. Dies betrifft sowohl den PE-Verschleiß als auch die RM-Insuffizienz, glenoidale Lockerungsraten und den Anteil der Dezentrierungen. Ein Teil der Unterschiede könnte darauf beruhen, dass die Follow-Up-Zeit bei Boileau um 43% länger war, so dass zeitbedingt mehr Komplikationen auftreten konnten. Da zudem die Zahl der Patienten in der eigenen Arbeit nur 43 betrug gegenüber 165 bei Boileau, ist auch eine Zufallsschwankung zugunsten der eigenen Daten nicht auszuschließen. Als Ursachen für die hohe Rate des PE-Abriebs führten Boileau und Kollegen unter anderem die unzureichende Dicke des PE von nur 2,5mm an der dünnsten Stelle in der Pfannenmitte an und eine zu große Bauhöhe der Glenoidkomponente, welche zu einer zu großen Spannung in der Rotatorenmanschette führt. Als Ursache für die erhöhte glenoidale Lockerungsrate wird insbesondere eine unzureichende Fixierung der Basisplatte genannt.

5.2.2 Vergleich mit Hybrid-Pfannen

Als Hybrid-Pfannen bezeichnet man Monoblock-Pfannen, die statt zementierter Peg- oder Kiel-Verankerungen fest mit dem PE-Inlay integrierte, poröse Metallzapfen aufweisen und somit zementfrei implantierbar sind. Hybrid-Pfannen sind nicht konvertierbar.

Budge et al. publizierten im Jahre 2013 eine Studie, die sich mit den klinischen und radiologischen Ergebnissen nach Implantation einer Schultertotalprothese mit MB-Pfanne beschäftigte [146]. Allen Patienten wurde dabei eine „Trabelcular Metal Glenoid“-Pfanne der ersten Generation des Herstellers Zimmer (Warsaw, Indiana, USA) implantiert. Besonderheiten hierbei waren unter anderem ein Monoblock-Design, eine geringere Steife des verbauten Metalls und eine Befestigung über einen porösen Tantal-Kiel, um einen stabilen Knocheneinbau zu fördern.



Abbildung 25: Trabecular Metal Glenoid (Hersteller Zimmer) [146]

Insgesamt wurden 19 Patienten in die Studie eingeschlossen. Das mittlere Alter lag bei 62,8 Jahren, die mittlere FU-Zeit betrug 38 Monate.

Klinisch zeigte sich eine deutliche Verbesserung des Flexionsumfanges von 75° präoperativ auf 131° postoperativ. Die Außenrotation konnte von 5° auf 49° gesteigert werden. Das Schmerzniveau verbesserte sich von 8,6 Punkte auf 2,9 Punkte.

Radiologisch wurden bei einem Patienten (5,3%) RLL beobachtet. Bei vier Studienteilnehmern (21,1%) wurde eine glenoidale Migration beschrieben.

Insgesamt kam es bei fünf Patienten (26,3%) zu Komplikationen, wobei vier Patienten (21%) einen Prothesenbruch erlitten und es in einem Fall (5,3%) zu einer RM-Insuffizienz kam. Es wurden drei Revisionsoperationen (15,8%) durchgeführt.

Im Vergleich mit der Studie von Habermeyer et al. fällt auf, dass sich die Bewegungsumfänge in der Studie von Budge und Kollegen klarer verbesserten, als dies bei der aktuellen Arbeit der Fall ist. Allerdings muss hier beachtet werden, dass das Ausgangsniveau bei Budge et al. deutlich niedriger lag.

Der Anteil der RLL ist bei Habermeyer und Kollegen höher als bei der Vergleichsstudie. Auffallend ist jedoch der deutlich geringere Anteil an Komplikationen und an Revisionen bei Habermeyer et al.

Ebenfalls von zentraler Bedeutung ist eine kleinere Studienpopulation bei Budge und Kollegen, ebenso wie ein deutlich geringeres mittleres Patientenalter und eine FU-Zeit, welche mit 3,16

Jahren beträchtlich unterhalb der FU-Zeit der aktuellen Arbeit liegt. Unter Berücksichtigung all dieser Faktoren, ist ein aussagekräftiger Vergleich dieser beiden Studien nur eingeschränkt möglich.

Merolla und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2016 eine Studie, welche sich mit den klinischen und radiologischen Ergebnissen nach Implantation einer Schultertotalprothese mit hybrider MB-Komponente befasste [59]. Als glenoidaler Bestandteil der Prothese wurde eine trabekuläre Tantal-MB-Komponente (Hersteller Zimmer, Warsaw, Indiana, USA) verwendet. Im Gegensatz zur Studie von Budge et al. aus dem Jahre 2013 handelt es sich hierbei um die zweite Generation dieser Prothesenart. Hierbei enthielt die Prothese zusätzlich zwei Stifte (anterior und posterior). Außerdem zeichnete sich diese Komponente durch einen kreuzförmigen Kiel aus, wobei das PE-Inlay direkt auf das Tantal-Stück montiert wurde. Sie galt als Nachfolger der ersten Generation dieser Art, welche 2005 nach unbefriedigenden Ergebnissen vom Markt genommen wurde.



Abbildung 26: trabekuläre Tantal-MB-Komponente (Hersteller Zimmer) [59]

Insgesamt umfasste die Studie 40 Patienten mit einem mittleren Alter von 63,8 Jahren. Die mittlere FU-Zeit lag bei 38 Monaten. Die Pfannentypen stellten sich wie folgt dar: A2: 32%; B1: 61%; B2: 7%.

Klinisch zeigte sich eine deutliche Verbesserung des absoluten CS von 23,2 Punkten präoperativ auf 69,6 Punkte postoperativ. Auch beim Schmerzniveau zeigte sich eine Verbesserung.

Radiologisch zeigten sich bei zwei Patienten (5%) RLL, ein PE-Verschleiß trat ein Mal (2,5%) auf.

Es musste zum Zeitpunkt des Follow-Up keine Revision durchgeführt werden. Eine RM-Insuffizienz zeigte sich bei einem Patienten (2,5%).

Beim Vergleich der klinischen Parameter mit Habermeyer et al. fällt eine ähnliche Verbesserung des absoluten CS auf. Der radiologische Anteil an RLL, sowie die Rate von Patienten mit PE-Verschleiß ist bei der eigenen Arbeit deutlich höher.

Auch bei der Komplikations- und Revisionsrate zeigt sich bei der eigenen Arbeit eine höhere Anzahl an Auffälligkeiten.

Zu erwähnen ist allerdings der in der Vergleichsstudie deutlich geringere Anteil an B2-Glenoiden (7% versus 22% bei Habermeyer et al.). Diese sind mit erhöhten Lockerungsraten assoziiert. Außerdem ist die Follow-Up-Zeit bei Merolla et al. mit 38 Monaten halb so lang wie bei der aktuellen Arbeit. Es ist nicht auszuschließen, dass bei längerer FU-Zeit auch deutlich mehr Komplikationen aufgetreten wären. Ebenso ist das mittlere Patientenalter zum OP-Zeitpunkt in der Vergleichsarbeit etwas geringer, was auf eine bessere Knochenqualität der operierten Patienten schließen lassen könnte. In dieser Studie waren also die Ausgangsdaten erheblich günstiger als bei der aktuellen Arbeit. Somit lassen sich diese Studien nicht ohne Weiteres miteinander vergleichen.

Panti und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2016 unter Verwendung des gleichen Implantates wie Merolla et al. eine klinische und radiologische Bewertung nach Implantation der zweiten Generation des „Trabecular Metal Glenoids“ [169]. Insgesamt wurde 66 Patienten (76 Schultern) eine derartige Prothese implantiert. Die mittlere FU-Zeit betrug 43,2 Monate, das mittlere Alter lag bei 69,6 Jahren.

Die Flexion verbesserte sich von 108° auf 163°, die Abduktion von 84° auf 167° und die Außenrotation von 21° auf 62°. Das Schmerzniveau sank von 6,4 Punkte auf 0,9 Punkte (VAS).

RLL traten bei fünf Patienten (6,8%) auf, wobei keine RLL größer als 2mm war. Es wurden keine glenoidalen Migrationsprozesse beobachtet, auch Pfannenlockerungen traten nicht auf.

Insgesamt kam es zu fünf Komplikationen (6,6%), wobei es in zwei Fällen zu Luxationen kam und in je einem Fall zu postoperativer Steifheit, Neuropraxie und zu einer Ruptur der

Supraspinatussehne. Es gab keine Revisionen aufgrund von Implantatlockerungen oder Frakturen der Glenoidkomponente.

Verglichen mit der Arbeit von Panti et al. sind die Raten von RLL in der eigenen Arbeit höher. Auch die Komplikations- und Revisionsrate fällt in der eigenen Arbeit höher aus.

5.2.3 Vergleich mit MB-Pfannen der neueren Generation

Mit Einführung der SMR-Lima-Prothese im Jahre 2002, welche sowohl humeral als auch glenoidal konvertierbare Implantate anbietet, beginnt die Ära der neueren Generation von modularen, konvertierbaren MB-Systemen. 2005 kam die ARROW-Schulterprothese (FH Orthopedics, Heimsbrunn, Frankreich) auf den Markt, die ebenfalls ein konvertierbares Schulterprothesensystem ist. 2011 führte Arthrex die UNIVERSAL Glenoid Komponente ein, eine konvertierbare, sowohl anatomische als auch reverse MB-Variante.

Die Arbeit von *Castagna und Kollegen* aus dem Jahre 2010 publizierte die mittelfristigen Ergebnisse nach Implantation der SMR I MB-Pfanne (SMR System, Lima Corporate, Villanova, Italien) [143].



Abbildung 27: SMR-System, Lima Corporate [143]

Hierbei umfasste das Patientenkollektiv 35 Teilnehmer mit einem mittleren Alter von 62,7 Jahren. Indikationsstellung zur Implantation einer Schultertotalprothese waren Omarthrosen, post-traumatische Arthrosen und die Rheumatoide Arthritis. Die mittlere Follow-Up-Zeit lag bei 75,4 Monaten. Betrachtet man den Pfannentyp der untersuchten Patienten, so zeigten 15

Patienten Typ A1 (42,8%), 12 Patienten Typ A2 (34,3%), sechs Patienten Typ B1 (17%) und zwei Patienten Typ B2 (5,7%).

Klinisch zeigte sich eine deutliche Verbesserung des absoluten Constant-Scores von 35,2 auf 70,8 Punkte. Das Schmerzniveau verbesserte sich von 7,8 Punkten auf 3,1 Punkte.

Bei der radiologischen Follow-Up-Untersuchung zeigten sich bei acht Patienten (22,9%) RLL, bei 27 Patienten (77,1%) konnten keine RLL nachgewiesen werden. Es wurde außerdem weder ein Tilt noch ein Shift der Prothesen festgestellt. Allerdings zeigte sich bei fünf Patienten eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes (14,3%).

Castagna et al. stellten im gesamten postoperativen Verlauf keine Komplikationen an den Schultern der operierten Patienten fest. Es musste keine Revision durchgeführt werden.

Verglichen mit der Studie von Castagna et al. zeigt sich in der aktuellen Studie von Habermeyer et al. eine etwas deutlichere Verbesserung des absoluten Constant-Scores.

Im radiologischen Vergleich fällt auf, dass der Anteil der Patienten mit RLL in der eigenen Arbeit deutlich geringer ist. Auch eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes tritt erheblich seltener auf.

Beim Blick auf die Komplikationsrate fällt ein höherer Anteil in der eigenen Arbeit auf. Dies gilt ebenso für die Revisionsrate.

Interessant ist auch der Blick auf die vorliegenden Pfannentypen der eigenen Arbeit. Hier ist insbesondere der hohe Anteil an Pfannentypen B2 von 22% erwähnenswert (n=9). Dieser ist anfälliger für Lockerungsprozesse [138]. Trotzdem ist der Anteil von RLL bei Habermeyer et al. deutlich geringer. Allerdings lässt sich unter Umständen die deutlich höhere Komplikationsrate teilweise durch diesen Umstand erklären. Zu erwähnen ist außerdem die etwas kürzere mittlere Follow-Up-Zeit von nur 71,2 Monaten bei Habermeyer et al. Demgegenüber steht allerdings ein höheres mittleres Alter der behandelten Patienten und ein größeres Patientenkollektiv.

Castagna und Kollegen publizierten im Jahre 2013 eine Studie, welche sich mit den klinischen und radiologischen Ergebnissen nach einem Revisionseingriff auf ein inverses System ohne Entfernung der humeralen Komponente befasste [173]. Verwendet wurde hierbei auch ein modulares System (SMR-System, LIMA Corporate). Die Verwendung eines modularen Systems erlaubt es, eine Revision einer anatomischen Prothese in eine inverse Prothese durchzuführen

und hierbei die Komplikationsrate zu reduzieren. Obwohl diese Studie eine Revisionsoperation auf ein inverses System beschreibt, sollen die Ergebnisse hier dargestellt werden, da dies die erste Studie darstellte, welche die Konversion mit einem modularen System beschrieb.

Insgesamt wurden 26 Patienten in die Studie eingeschlossen, wobei nur acht Patienten eine Revision einer Schulter-TEP erhielten. Bei 18 Patienten wurde eine Revisionsoperation nach Implantation einer Hemiprothese durchgeführt. Das mittlere Patientenalter lag in der TEP-Gruppe bei 73,6 Jahren, die mittlere FU-Zeit betrug 32,3 Monate.

Der absolute CS verbesserte sich in der TEP-Gruppe von 25,6 Punkten auf 45,9 Punkte. Radiologisch wurden keine RLL nachgewiesen, Lockerungen traten nicht auf.

Katz und Kollegen publizierten im Jahre 2013 eine Studie, bei der mittelfristige klinische und radiologische Parameter nach Implantation einer MB-Schultertotalprothese beobachtet wurden [142]. Hierbei wurde das MB-Implantat ARROW (Hersteller: FH Orthopedics, Frankreich) verwendet. Dabei findet die Fixierung durch zwei Schrauben statt, in bestimmten Fällen kann eine dritte Sperrschraube verbaut werden.

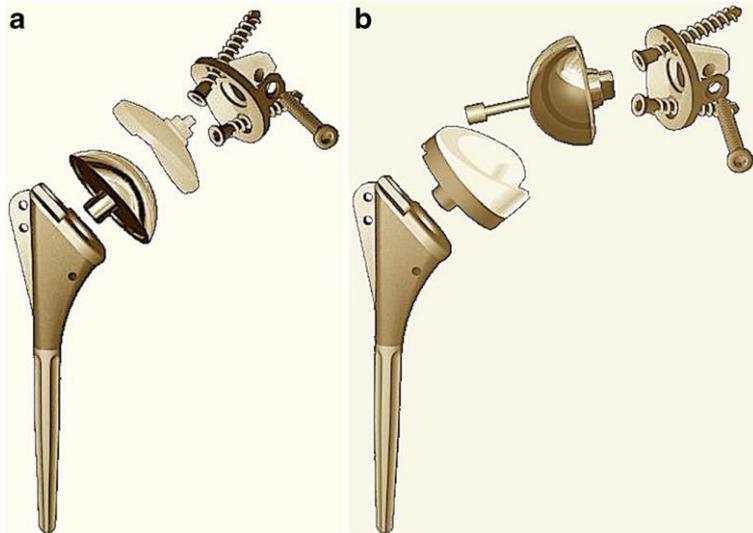


Abbildung 28: ARROW des Herstellers FH Orthopedics, Frankreich

Insgesamt umfasste das Patientenkollektiv 143 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 69 Jahren. Die FU-Zeit lag im Mittel bei 38 Monaten.

Zur Beurteilung der klinischen Parameter wurden die Daten von 35 Patienten herangezogen. Der absolute CS verbesserte sich von 27 Punkten präoperativ auf 70 Punkte postoperativ. Der relative CS stieg von 36% auf 95% an. Das Schmerzniveau verbesserte sich im gleichen Zeitraum von 1,6 Punkte auf 13,4 Punkte. Die Flexion stieg von 92° auf 146°.

Bei der radiologischen Untersuchung wurden alle 143 Patienten miteinbezogen. Es zeigte sich bei vier Patienten (2,8%) eine kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes. RLL wurden bei keinem Patienten (0%) beobachtet.

Es traten insgesamt 11 Komplikationen (7,7%) auf. Acht Patienten mussten sich einer Revisions-OP unterziehen (5,6%). Bei drei der Untersuchten (2,1%) zeigte sich eine PE-Lockerung, ebenso viele waren von einer Dislokation der PE-Komponente betroffen. Eine RM-Insuffizienz wurde in zwei Fällen (1,4%) diagnostiziert.

Vergleicht man die klinischen Parameter mit den Ergebnissen der aktuellen Arbeit von Habermeyer et al., so zeigt sich eine ähnliche postoperative Verbesserung des absoluten und auch des relativen CS. Die Flexion verbesserte sich bei Katz et al. stärker, allerdings von einem deutlich niedrigeren Ausgangsniveau ausgehend.

Bei den radiologischen Parametern zeigt sich bei Habermeyer et al. ein höherer Anteil der Patienten mit kranialer Dezentrierung des Humeruskopfes, auch RLL treten vermehrt auf.

Betrachtet man die Komplikationsraten, so zeigt sich auch hier ein größerer prozentualer Wert an Komplikationen und Revisionen bei Habermeyer et al. Der Anteil der RM-Insuffizienz ist im Vergleich zu Katz et al. erhöht, wohingegen keine PE-Dissoziationen und keine Pfannenlockerungen beobachtet wurden.

Zu beachten ist auch bei dieser Vergleichsstudie das deutlich höhere mittlere Alter der untersuchten Patienten bei gleichzeitig deutlich kürzerer Follow-Up-Zeit von lediglich etwas mehr als drei Jahren. Es kann also keine Aussage darüber getroffen werden, ob etwaige Komplikationen nach einer mit Habermeyer et al. vergleichbaren FU-Zeit vermehrt aufgetreten wären.

2021 veröffentlichte *unsere Arbeitsgruppe (Magosch und Kollegen)* eine Vorgänger-Studie der aktuellen Arbeit, welche die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation der auch in dieser Arbeit verwendeten, konvertierbaren Universal-Glenoidkomponente erstmals veröffentlichte [170].

Insgesamt wurden 48 Patienten untersucht, das Durchschnittsalter betrug 67,3 Jahre und die mittlere FU-Zeit lag bei 49 Monaten. Indikationen für eine Implantation waren A2-Glenoidverschleiß (21,7%), B1-Glenoidverschleiß (28,3%), B2-Glenoidverschleiß (28,3%), B3-Glenoidverschleiß (13%), D-Glenoidverschleiß (2,2%) und die Lockerung einer Glenoidkomponente (6,5%).

Der absolute CS verbesserte sich von 38,5 Punkten auf 77,2 Punkte. Der relative CS stieg von 50,1% auf 103,1%. Dabei war der relative CS bei Patienten mit B3-Glenoid signifikant niedriger als der von Patienten mit B1-Glenoid. Die Flexion verbesserte sich von 112,2° auf 151,7°, die Abduktion von 92,2° auf 145,5° und die Außenrotation von 19,6° auf 51,4°.

In zwei Fällen (4,2%) kam es an der Metall-Knochen-Grenze zur Bildung von RLL <1mm, in zwei Fällen (4,2%) kam es zur Bildung von RLL <2mm. Glenoidlockerungen wurden nicht beobachtet.

Eine PE-Dissoziation trat in zwei Fällen (4,2%) auf. In vier Fällen (8,3%) kam es zu einer RM-Insuffizienz. Sechs Patienten (12,6%) mussten revidiert werden. Die Implantat-spezifische Revisionsrate betrug 4,2% (2 Fälle).

Alle Komponenten, bei denen eine Umstellung auf ein Reverse-Implantat erforderlich war, wurden ohne weitere Komplikationen oder Lockerungen umgestellt. Bei Fällen mit einem B1- und einem B2-Glenoid nach anatomischer Schulterendoprothetik konnten mit der Universal MB-Pfanne gute funktionelle Ergebnisse erzielt werden. Eine Umstellung von einer anatomischen auf eine inverse Glenoidkomponente war in allen Fällen ohne weitere Komplikationen möglich.

In einer neueren Studie aus dem Jahre 2022, untersuchten *Noschajew und Kollegen* [145] die mittelfristigen klinischen und radiologischen Resultate nach Implantation einer schaftfreien Eclipse-Schulterprothese mit einer „Universal Glenoid“-Pfanne der Firma Arthrex.

Insgesamt wurden 25 Patienten in die Studienpopulation inkludiert. Das mittlere Alter betrug 64,8 Jahre. Die FU-Zeit betrug 68,4 Monate. Die Studienteilnehmer litten stets an einer Omarthrose und wiesen die Pfannentypen A1, A2 und B1 nach Walch auf.

Die klinischen Parameter lassen sich nicht mit denen der eigenen Arbeit vergleichen, da keine Angaben zu präoperativen Ausgangswerten gemacht wurden und so der Vergleich von prä- zu postoperativen Ergebnissen nicht möglich war.

Radiologisch konnten bei 22 der 25 Patienten RLL nachgewiesen werden, was einem Anteil von 88% entspricht.

Insgesamt mussten 17 der 25 Patienten (68%) im Verlauf revidiert werden. Eine kraniale Dezentrierung des Humeruskopfes trat bei 22 Personen (88%) auf. Ein PE-Verschleiß wurde in 23 Fällen (92%) beobachtet. Zu einer RM-Insuffizienz kam es bei drei Patienten (10%). Je ein Studienteilnehmer (3,3%) zeigte eine glenoidale Lockerung bzw. eine Infektion.

Verglichen mit der Arbeit von Noschajew und Kollegen zeigt sich in der eigenen Arbeit ein erheblich geringerer Anteil an Revisionen. Auch der Anteil von Patienten mit RLL ist deutlich niedriger, ebenso die Raten von PE-Verschleiß, kranialer Dezentrierung des Humeruskopfes, RM-Insuffizienzen und Lockerungsraten der glenoidalen Komponente.

Das Alter und die FU-Zeit liegen unterhalb der Werte der eigenen Arbeit, weshalb man nicht von einer Überschätzung der Daten der Vergleichsstudie gegenüber der eigenen Arbeit aufgrund dieser Parameter ausgehen kann. Auch die Auswahlkriterien zur Teilnahme an der Studie liefern keine Anhaltspunkte für erwartbare schlechtere Ergebnisse. Die Autoren dieser Arbeit gaben als mögliche Ursachen für das auffällig schlechte Abschneiden im Vergleich mit gleichartigen Studien mehrere Umstände an. Zum einen wurde die plane Rückfläche der MB-Komponente, zum anderen zu dünne Fixationsschrauben angeführt. Zu beachten ist bei dieser Studie, dass der Studienzeitraum von 2009 bis 2020 angegeben wird. Allerdings war der hier verwendete Prothesentyp zum Zeitpunkt 2009 noch nicht auf dem Markt, sondern erst 2011. Das exorbitante Versagen des Pfannenimplantates lässt sich nach Einschätzung Professor Habermeyers (persönliche Mitteilung 2023) zusammenfassend auf den in 88% der Fälle aufgetretenen Humeruskopfhochstand zurückführen, der aufgrund der dadurch bedingten Inkongruenz der Prothesen zwangsweise zum Versagen des Metal-Backs führen musste.

5.3 Vergleich mit zementierten Prothesensystemen

Lazarus und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2002 eine Studie, welche sich mit radiologischen Ergebnissen nach Implantation von zementierten Pfannen beschäftigte [139].

328 Patienten, operiert von siebzehn verschiedenen Chirurgen, wurden in die Studie eingeschlossen. 39 Patienten wurde eine Kiel-Prothese implantiert, 289 erhielten eine Peg-Pfanne. Verwendet wurden die Pfannenkomponenten der Firma DePuy Orthopaedics (Warsaw, Indiana).

Radiologisch wurden bei 308 Patienten (93,9%) RLL nachgewiesen, 38 davon bei Kiel-Prothesen und 270 bei Peg-Pfannen. Diese Rate liegt deutlich über der RLL-Rate der eigenen Arbeit.

Eine *Arbeitsgruppe um Khan* beschäftigte sich in einer Studie mit den klinischen und radiologischen Ergebnissen nach Implantation einer zementierten Schulter-TEP der dritten Generation (Aequalis, Hersteller Tornier Inc.) [171]. In die Studie wurden 25 Patienten eingeschlossen. Ursachen für die Implantation waren die Omarthrose und die rheumatoide Arthritis. Das mittlere Alter lag bei 78,6 Jahren, die mittlere FU-Zeit lag bei 10,6 Jahren. In Bezug auf den Pfannentyp nach Walch ergab sich folgendes Bild: A1: 4 Patienten, A2: 1 Patient, B1: 20 Patienten.

Klinisch zeigte sich bei den Patienten mit Omarthrose eine Verbesserung des relativen CS von 18% auf 59,4%, bei der Flexion von 65° auf 130°, bei der Abduktion von 55° auf 131° und bei der Außenrotation von 9° auf 49°. Bei Patienten mit rheumatoider Arthritis verbesserten sich dieselben Parameter von 14% auf 84,6%, bzw. von 61° auf 84°, 33° auf 43° und 8° auf 41°. Die Unterschiede der beiden Gruppen werden damit begründet, dass 75% der Patienten mit rheumatoider Arthritis eine RM-Insuffizienz erlitten.

Radiologisch zeigten sich RLL bei 15 Patienten (62,5%). glenoidale Lockerungen traten bei zwei Patienten (8,3%) auf. Ein Humeruskopfhochstand wurde bei 13 Patienten (54,2%) festgestellt. Eine RM-Insuffizienz wurde bei 13 Patienten (54,2%) diagnostiziert, wobei neun Insuffizienzen bei Patienten mit rheumatoider Arthritis auftraten. Eine Revision musste in zwei Fällen (8,3%) durchgeführt werden.

Verglichen mit der eigenen Arbeit ist die Rate an RLL hier deutlich höher, auch Lockerungen, ein Humeruskopfhochstand und RM-Insuffizienzen traten vermehrt auf. Die Revisionsrate ist geringer als in der eigenen Arbeit.

Collin und Kollegen verfassten 2011 eine Arbeit, die sich mit den langfristigen radiologischen Ergebnissen nach Implantation von zwei zementierten Pfannensystemen beschäftigte [172].

Insgesamt wurden 56 Prothesen implantiert, wobei 32 „flat-back“-Pfannen und 24 konvexe Pfannen eingesetzt wurden. Es wurde stets die Aequalis-Prothese (Tornier, Mont Bonnot, Frankreich) verwendet. Alle Patienten wurden im Rahmen einer Omarthrose operiert. Das mittlere Patientenalter lag bei 66,7 Jahren, die mittlere FU-Zeit betrug zehn Jahre. Die Verteilung des Pfannentyps nach Walch stellte sich wie folgt dar: A1: 29 Schultern, A2: 1 Schulter, B1: 9 Schultern, B2: 15 Schultern, C: 2 Schultern.

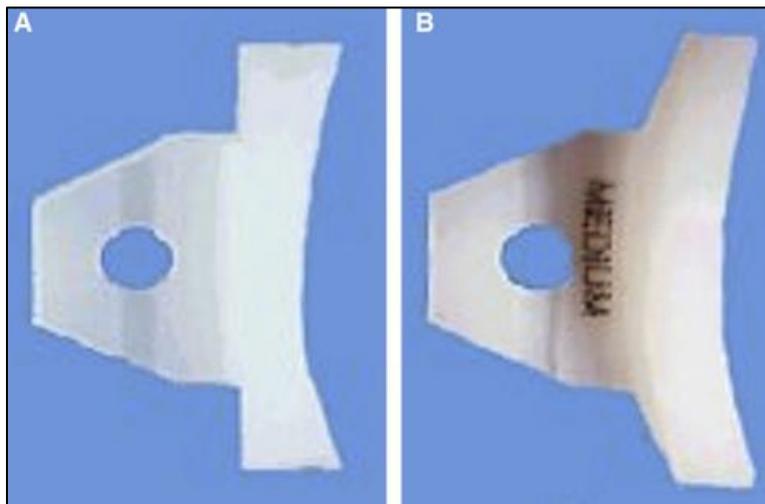


Abbildung 29: Aequalis (Hersteller Tornier). „Flat-back“ (A) und konvexe (B) Prothese [172]

Radiologisch zeigte sich ein RLL-Score von 9,75 in der „flat-back“-Gruppe und von 8,33 in der konvexen Gruppe.

Eine Revision musste in 5 Fällen (8,9%) durchgeführt werden. Ursache war in drei Fällen (5,4%) eine Lockerung des Glenoids und in zwei Fällen (3,6%) eine RM-Insuffizienz.

Insgesamt kam es in 20 Fällen zu einer sicheren Lockerung des Glenoids (35%), in elf Fällen kam es zu einer wahrscheinlichen Lockerung (20%).

Vergleichen mit der eigenen Arbeit ist der RLL-Score beider Gruppen hier deutlich höher. Die Revisionsraten sind in etwa vergleichbar.

Wichtige Ergebnisse zu klinischen und radiologischen Ergebnissen nach der Implantation einer Kiel-Prothese liefert auch eine Studie von *Walch und Kollegen* aus dem Jahre 2011 [154].

Hierbei wurde eine multizentrische Studie mit insgesamt 333 Studienteilnehmern durchgeführt. Dabei wurde stets die gleiche Prothesenart mit identischer glenoidaler Kiel-Komponente verbaut (Aequalis, Hersteller Tornier, Edina, MN, USA). Für 311 Schultern lagen klinische Resultate vor, bei 301 der Schultern konnten auch radiologische Beurteilungen stattfinden. Das mittlere Alter lag zum OP-Zeitpunkt bei 69,3 Jahren. Die FU-Zeit betrug 89,5 Monate.

Der absolute CS verbesserte sich von 31,4 Punkten auf 67,6 Punkte. Der relative CS stieg dabei von 42,7% auf 97,3%. Die Flexionsbewegung konnte von 94,9° auf 146,6° gesteigert werden. Die Außenrotation stieg von 9° auf 35,3°. Beim Schmerzempfinden konnte eine deutliche Reduktion erreicht werden.

Der RLL-Score in der Arbeit von Walch et al. betrug zum Zeitpunkt des Follow-Up 6,45 Punkte. Bei 57 Patienten (18,9%) wurden sichere radiologische Lockerungen nachgewiesen. Mögliche Lockerungen wurden bei 39 Patienten (12,9%) beobachtet. Ein Tilt fand sich bei 16 Patienten (5,3%), eine Subsidence bei 31 Teilnehmern (10,3%). 53 Patienten (17,6%) wiesen einen Humeruskopfhochstand auf.

Acht Patienten (2,4%) mussten sich einer Revisionsoperation unterziehen. Komplikationen traten bei insgesamt 27 Patienten (8,5%) auf. Bei 13 der Untersuchten (3,9%) kam es zu einer RM-Insuffizienz. Drei Teilnehmer (0,9%) klagten langfristig über Steifheit im Gelenk. Eine Infektion entwickelten zwei Patienten (0,6%). In einem Fall (0,3%) kam es zu einer Humerusfraktur.

Die Verbesserungen des absoluten und relativen CS der eigenen Arbeit liegen oberhalb der Werte der Vergleichsarbeit. Die Bewegungsumfänge jedoch verbesserten sich absolut gesehen in der Arbeit von Walch et al. stärker.

In der eigenen Arbeit zeigt sich ein erheblich kleinerer RLL-Score als in der Vergleichsarbeit. Ebenso ist der Anteil der Patienten mit Lockerungen, kranialer Dezentrierung und Subsidence deutlich geringer. Ein Tilt kommt bei beiden Studien etwa gleich häufig vor.

Die Revisionsrate liegt in der eigenen Arbeit über der Rate von Walch und Kollegen, ebenso die Komplikationsrate.

Da das Patientenkollektiv mit über 300 Teilnehmern verhältnismäßig groß ist, sollte der Aussagekraft dieser Studie eine hohe Aufmerksamkeit geschenkt werden. Ebenso ist das mittlere Alter der Patienten höher als in der eigenen Arbeit, auch die FU-Zeit ist größer. Die niedrigeren Komplikations- und Revisionsraten sind also eher weniger auf die Ausgangsbedingungen

zurückzuführen. Andererseits könnte die deutlich höhere Anzahl an radiologischen Auffälligkeiten in der Vergleichsstudie auch auf eben diese Parameter zurückzuführen sein.

Young und Kollegen beschäftigten sich im Jahre 2011 mit der Frage der klinischen und radiologischen Langzeitresultate nach Implantation einer Kiel-Prothese [140]. Hierfür wurde jeweils der gleiche Prothesentyp (Dritte Generation Aequalis, Hersteller Tornier, Montbonnot, Frankreich) mit zementierter „flat-back“-Kiel-Pfanne verbaut. Insgesamt wurden 226 der ursprünglich 308 operierten Schulter in die Studie aufgenommen. Die Studie inkludierte ausschließlich Patienten mit einer Omarthrose. Das mittlere Alter betrug 66,9 Jahre. Die FU-Zeit lag im Mittel bei 124,1 Monaten. Die Verteilung des Schultertyps nach Walch war wie folgt: A1: 48 Patienten; A2: 48 Patienten; B1: 36 Patienten; B2: 51 Patienten; C: 4 Patienten; Keine Angabe: 18 Patienten.

Der absolute CS verbesserte sich von 26,8 Punkten auf 57,6 Punkte. Im gleichen Zeitraum stieg der relative CS von 36,2% auf 82%. Die Flexionsbewegung verbesserte sich von 85,3° auf 125°, die Außenrotation stieg von 7° auf 30,3°. Das Schmerzempfinden verminderte sich stark.

217 der Schultern konnten radiologisch beurteilt werden. Der RLL-Score (Scoring-System nach Molé) betrug im Mittel 11,3 Punkte. Lag der Score zwischen null und sechs Punkten, so lag laut *Young et al.* keine Lockerung vor. Dies war bei 73 Patienten (33,6%) der Fall. Lag der Score zwischen sieben und zwölf Punkten, konnte eine Lockerung nicht ausgeschlossen werden. Dies betraf 45 Patienten (20,7%). Ergab sich ein RLL-Score von über 12, wurde von einer sicheren Lockerung gesprochen. Dies war bei 99 Patienten (45,6%) der Fall.

38 Patienten (14,4%) mussten im Verlauf revidiert werden. Insgesamt traten bei 62 Patienten (23,5%) Komplikationen auf. Der größte Teil entfiel dabei auf glenoidale Lockerungen, welche bei 24 Patienten (9,1%) auftraten. Ähnlich häufig (23 Patienten, 8,7%) trat eine RM-Insuffizienz auf. Je drei Patienten (1,1%) waren von einer humeralen Lockerung, einer Dislokation nach posterior oder einer Humerusfraktur betroffen. Bei jeweils zwei Patienten (0,7%) kam es zu einer Infektion oder einer Versteifung im Schultergelenk. Eine Dislokation nach anterior, ebenso wie neurologische Beschwerden, betrafen je einen Patienten (0,4%).

Der RLL-Score der aktuellen Arbeit liegt weit unter dem mittleren RLL-Score der Vergleichsstudie. Ebenso tritt bei *Habermeyer et al.* keine Lockerung auf. Die Gesamtzahl der Komplikationen ist in der eigenen Arbeit erheblich geringer, ebenso wie der Anteil aller Hauptkomplikationen. Auch die Revisionsrate ist geringer.

Zu beachten ist allerdings das weitaus größere Patientenkollektiv und die ausgesprochen lange FU-Zeit in der Vergleichsstudie. Somit lässt sich nicht sicher sagen, dass es in der eigenen Arbeit nach dem gleichen Zeitintervall nicht auch zu einer deutlichen Zunahme von klinischen und radiologischen Pathologien gekommen wäre. Erwähnenswert ist aber auch, dass es in der Vergleichsstudie einen deutlich höheren Ausschluss von potenziellen Studienteilnehmern gab. Alle Patienten mit traumatischen Pathologien, Instabilitäten, Voroperationen der Schulter oder bestehender RM-Insuffizienz wurden nicht in die Studie miteinbezogen. In der eigenen Arbeit wurden solche Patienten ins Kollektiv inkludiert.

Im Jahre 2012 veröffentlichten *Walch und Kollegen* eine Arbeit, welche die langfristigen radiologischen Lockerungsprozesse am Glenoid untersuchte [125]. Ziel war hierbei, Faktoren, die zu glenoidalen Lockerungen führen, zu identifizieren. 518 operierte Schultern wurden in die Studie eingeschlossen. Die Indikation zur Implantation war in allen Fällen eine Omarthrose. Es wurde stets die gleiche zementierte Kielprothese verwendet (Aequalis; Hersteller Tornier; Edina, Minnesota). Dabei stellte sich die Verteilung des Schultertyps nach Walch für 371 Schultern folgendermaßen dar: A1: 101 Patienten (27,2%), A2: 102 Patienten (27,5%), B1: 72 Patienten (19,4%), B2: 92 Patienten (24,8%), C: drei Patienten (0,8%). Die mittlere FU-Zeit betrug 103,6 Monate.

Definitive Lockerungszeichen wurden bei 166 Schultern (32%) ersichtlich. Eine mögliche Lockerung wurde in 80 Fällen (15,4%) beobachtet. Ein „Tilt“ trat in 85 Fällen (16,4%) auf, eine „Subsidence“ bei 41 Schultern (7,9%). Weitere glenoidale Migrationsprozesse traten in zehn Fällen (1,9%) auf, sodass insgesamt bei 136 Schultern (26,2%) Zeichen einer „migration“ beobachtet wurden.

Verglichen mit der eigenen Arbeit traten Lockerungen und Migrationsprozesse („subsidence“ und „tilt“) in der Vergleichsarbeit deutlich häufiger auf.

Eine Arbeit, welche sich mit den mittel- und langfristigen Resultaten nach Implantation einer Schultertotalprothese mit Kiel-Glenoid beschäftigte, wurde im Jahre 2013 von *Denard und Kollegen* veröffentlicht [141]. Hierbei wurde allen Patienten dasselbe Kiel-System (Aequalis; Hersteller Tornier, Edina, MN, USA) implantiert. Es wurden insgesamt 52 Schultern operiert. Das mittlere Patientenalter betrug 50,5 Jahre, die FU-Zeit lag im Mittel bei 115,5 Monaten. Die

Verteilung des Pfannentyps nach Walch ergab folgendes Bild: A1: 25%; A2: 17,5%; B1: 30%; B2: 27,5%.

Klinisch konnten 50 Schultern zur Bewertung herangezogen werden. Es zeigte sich eine Verbesserung des absoluten CS von 31,6 Punkten präoperativ auf 58,4 Punkte postoperativ. Der relative CS steigerte sich von 37% auf 73,4%. Die Flexion verbesserte sich von 97° auf 128°, die Außenrotation stieg von 12° auf 33°. Die Schmerzen nahmen deutlich ab.

Radiologisch wurde der RLL-Score zur Beurteilung verwendet. Dieser lag zum Zeitpunkt des FU bei 10,9 Punkten. Zum selben Zeitpunkt konnten bei 43,8% der Patienten sichere radiologische Lockerungszeichen festgestellt werden, weitere 18,8% wiesen eventuelle Lockerungen auf. In 37,5% der Fälle konnten Lockerungen ausgeschlossen werden.

17 Patienten (34%) mussten im Verlaufe revidiert werden. In zwölf Fällen (24%) kam es zu Lockerungen der glenoidalen Komponente. Eine Insuffizienz der Rotatorenmanschette zeigte sich bei zwei Patienten (4%). Je ein Patient (2%) war von einer humeralen Lockerung, einer persistierenden Steifheit und einem in falscher Größe eingesetzten Komponentenbestandteil betroffen.

Im klinischen Vergleich sind die absoluten Zahlen der Vergleichsstudie ungünstiger als die der eigenen Arbeit. Dies trifft sowohl für den absoluten CS als auch auf den relativen CS zu. Die Bewegungsumfänge der beiden Arbeiten sind von den absoluten Zahlen her vergleichbar.

Radiologisch zeigt sich bei der eigenen Arbeit ein erheblich niedrigerer RLL-Score. Des Weiteren sind keine radiologischen Lockerungszeichen erkennbar.

Auch die Revisionsrate ist bei Habermeyer et al. deutlich niedriger. Die einzelnen Komplikationsursachen traten bei der Vergleichsstudie häufiger auf, einzig der Anteil der RM-Insuffizienz ist in der eigenen Arbeit erhöht.

Zu beachten ist hier das im Mittel deutlich jüngere Patientenalter, sowie eine erheblich längere FU-Zeit als bei der eigenen Arbeit. Die Patientenzahl ist in etwa vergleichbar. Ebenfalls ist die Verteilung nach Pfannentyp ähnlich. Das junge Alter bei Erstoperation könnte die hohe Revisionsrate miterklären.

Eine Studie, welche sich mit den klinischen und radiologischen Ergebnissen nach Reimplantation einer zementierten Kiel-Prothese beschäftigt, wurde von *Bonnevialle und Kollegen* im Jahre 2013 publiziert [164]. Ziel war es, zu überprüfen, ob die Implantation einer solchen

Prothese nach einer aseptischen Prothesenlockerung eine sinnvolle therapeutische Option darstellen könnte. Verwendet wurde hierbei erneut die zementierte Kiel-Prothese vom Typ Aequalis (Hersteller Tornier, Montbonnot, Frankreich). Insgesamt wurden 42 Schultern, welche zu einem früheren Zeitpunkt mit einer TEP versorgt wurden, in die Studie eingeschlossen. Das mittlere Alter zum Zeitpunkt der Revision betrug 66 Jahre, die mittlere FU-Zeit betrug 74 Monate. Die Verteilung des Pfannentyps nach Walch ergab bei 33 Patienten: A1: 17 Schultern (40,5%), A2: 6 Schultern (14,3%), B1: 4 Schultern (9,5%), B2: 6 Schultern (14,3%).

Der absolute CS stieg von 41 Punkten vor der Revision auf 57 Punkte nach der Revision. Der relative CS stieg von 54% auf 79%. Die Flexion verbesserte sich von 106° auf 125°, die Außenrotation blieb nahezu unverändert.

28 Schultern (67%) wiesen radiologische Lockerungszeichen auf. Sieben Implantate (17%) mussten nach der Revision erneut revidiert werden. Anhand dieser Daten konnte gezeigt werden, dass eine Revision mit Implantation einer zementierten glenoidalen Komponente nach glenoidaler Lockerung nicht hilft, spätere Lockerungsprozesse zu vermeiden.

Raiss und Kollegen berichteten im Jahre 2014 über die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation einer zementierten Schulter-TEP der dritten Generation (Aequalis; Hersteller Tornier, Bloomington, Minnesota) [151]. 40 Patienten wurden in die Studie eingeschlossen, es wurden 45 Implantationen durchgeführt. Das mittlere Alter betrug 64 Jahre, beim letzten Follow-Up lag es bei 80 Jahren. FU-Untersuchungen fanden nach sechs Monaten, einem Jahr, zwei Jahren, drei bis vier Jahren, fünf bis acht Jahren, neun bis 14 Jahren und 15 Jahren oder mehr statt.

Klinisch zeigte sich beim letzten Follow-Up ein absoluter CS von 53 Punkten gegenüber einem absoluten CS von 28 Punkten präoperativ. Der relative CS verbesserte sich von 31% auf 64%. Die Flexion stiegen von 95° auf 120°, die Außenrotation von 5° auf 34°. Dabei erreichten die klinischen Resultate nach einem Jahr ein Plateau und konnten dieses für acht Jahre halten und nahmen dann leicht ab. Zum Zeitpunkt der letzten FU-Untersuchung konnte klinisch eine signifikante Verschlechterung der Parameter beobachtet werden.

Der RLL-Score betrug zuletzt 14,2 Punkte und stieg im Verlauf der FU-Untersuchungen kontinuierlich an. 33 Schultern (73%) zeigten radiologische Lockerungszeichen bei der letzten Untersuchung. 36 Schultern (80%) wiesen einen Humeruskopfhochstand auf. 13 Schultern (29%)

mussten revidiert werden, wobei die Revision im Mittel 8,8 Jahre nach dem ursprünglichen Eingriff stattfand.

In einer aktuellen Studie aus dem Jahre 2023 beschäftigten sich *Hinse und Kollegen* mit langfristigen klinischen und radiologischen Resultaten nach Implantation einer Schultertotalprothese bei Patienten mit einem B2-Schultertyp [156]. Insgesamt wurden 32 Schultern in die Studie miteinbezogen. Das mittlere Patientenalter bei Operation lag bei 65,1 Jahren. Die FU-Zeit betrug im Mittel 108 Monate. Alle Patienten wurden dabei mit zementierten Prothesentypen versorgt, wobei 27 Patienten Peg- und 5 Patienten Kiel-Prothesen erhielten.

Der absolute CS verbesserte sich von 42 Punkten auf 78 Punkte. Der relative CS stieg von 52% auf 94%. Die Flexionsbewegung erhöhte sich von 104° auf 151°, die Abduktionsbewegung von 88° auf 152° und die Außenrotation von 21° auf 45°. Das Schmerzniveau sank deutlich. Der SSV stieg von 40% auf 90%. Zu erwähnen ist, dass vier der Patienten mit Komplikationen im Verlauf von der klinischen Analyse exkludiert wurden.

Postoperative radiologische Parameter standen in 22 Fällen zur Verfügung. Bei 16 Schultern zeigten sich radiologisch glenoidale RLL (76,2%). Glenoidale Lockerungsprozesse fielen in 3 Fällen (13,6%) auf. Der mittlere RLL-Score betrug 3.

Insgesamt kam es in fünf der 30 Fälle (15,6%) zu Komplikationen. Bei zwei Patienten (6,3%) waren dafür Infektionen verantwortlich, bei je einem Studienteilnehmer (3,1%) wurde eine RM-Insuffizienz, bzw. eine glenoidale Lockerung oder eine Instabilität als Ursache der Komplikation genannt. Vier Patienten (12,5%) mussten im Verlauf revidiert werden.

Der absolute CS ist in beiden Studien ähnlich, der relative CS verbesserte sich in der eigenen Studie stärker als in der Vergleichsstudie. Die Bewegungsumfänge sind in beiden Studien vergleichbar, einzig die Außenrotation stellt sich in der Vergleichsstudie besser dar. Der Anstieg der subjektiven Alltagsaktivität ist in beiden Arbeiten vergleichbar. Zu beachten ist allerdings, dass in der Studie von *Hinse et al.* Patienten mit Verlaufskomplikationen von der klinischen Beurteilung ausgeschlossen wurden. Dadurch besteht die Möglichkeit, dass die Ergebnisse dieser Kategorie deutlich günstiger eingeschätzt werden.

Der Anteil der diagnostizierten RLL ist in der Arbeit von *Hinse et al.* deutlich höher als in der eigenen Arbeit. Auch der RLL-Score ist bei *Habermeyer et al.* niedriger.

Die Komplikations- und Revisionsrate ist in beiden Arbeiten vergleichbar. Während RM-Insuffizienzen und PE-Verschleiß in der eigenen Arbeit vermehrt auftreten, traten bei Hinse und Kollegen mehr Lockerungen und Infektionen auf.

Einerseits ist die Patientenzahl der Vergleichsarbeit deutlich kleiner, was die Aussagekraft der einzelnen Ergebnisse reduziert. Andererseits ist die FU-Zeit mit 108 Monaten deutlich länger, sodass die Komplikations- und Revisionsraten der eigenen Arbeit im Vergleich unterschätzt werden könnten. Des Weiteren gilt es zu beachten, dass in der Vergleichsstudie ausschließlich B2-Glenoide betrachtet wurden, welche allgemein mit einem deutlich schlechteren Outcome assoziiert sind. Dementsprechend könnten die besseren Resultate der eigenen Arbeit auch darauf zurückzuführen sein, dass hier auch Pfannentypen mit tendenziell besserem Outcome inkludiert wurden.

5.4 Vergleichende Studien mit zementierten und unzementierten Prothesensystemen

Eine etwas ältere Studie aus dem Jahre 2002 stammt von *Boileau und Kollegen* [149]. Sie beschäftigten sich mit den klinischen und radiologischen Unterschieden nach Implantation nicht-zementierter und zementierter Systeme. Es wurde hierbei stets das Implantat Aequalis (Tornier Inc.) mit den zwei unterschiedlichen Glenoid-Formen verwendet.

Insgesamt nahmen 40 Patienten an der Studie teil. 20 Patienten erhielten ein zementiertes System und 20 Patienten bekamen eine nicht-zementierte MB-Prothese verbaut. Das mittlere Alter lag bei 69 Jahren. Die FU-Zeit betrug 38 Monate.

Klinisch verbesserte sich der absolute CS beim zementierten System von 25 auf 68 Punkte. Beim nicht-zementierten System stieg der absolute CS von 27 auf 73 Punkte.

Radiologisch zeigten sich bei den zementierten Systemen in 17 Fällen (85%) RLL, bei den MB-Systemen war dies in fünf Fällen (25%) der Fall.

Bei den zementierten Systemen traten keine Komplikationen und Revisionen auf. Bei den nicht-zementierten Prothesen kam es in vier Fällen (20%) zu glenoidalen Lockerungsprozessen. Ebenso waren vier Patienten von einer Implantat-Migration und einem Tilt betroffen. Bei je drei Studienteilnehmern (15%) kam es zu einem PE-Verschleiß bzw. einer posterioren Subluxation. Eine RM-Insuffizienz trat bei einem Patienten (5%) auf. Insgesamt mussten vier Schultern (20%) revidiert werden.

Der Anstieg des CS in der eigenen Arbeit ist vergleichbar mit dem Anstieg des CS der hier gegenübergestellten Arbeit. RLL treten deutlich seltener auf als bei Boileau et al. Die Revisionsraten sind erheblich niedriger als bei den verbauten MB-Pfannen der Vergleichsstudie, aber höher als bei den zementierten Systemen.

Zu beachten ist bei dieser Arbeit die deutlich kürzere FU-Zeit. Somit kann auch bei dieser Arbeit nicht ausgeschlossen werden, dass im weiteren Verlauf weitere Komplikationen und revisionspflichtige Prozesse aufgetreten wären.

Fox und Kollegen publizierten im Jahre 2009 eine Studie, welche sich mit den Überlebensraten und Komplikations- und Revisionszahlen von nicht-zementierten und zementierten Systemen beschäftigte [48]. Diese Studie wurde im Kapitel 4.2 bereits oberflächlich analysiert. Die Zahlen stammen aus dem Register der Mayo-Klinik. Hierbei wurden sechs verschiedene glenoidale Komponenten verbaut. Es wurden 1542 Patienten in die Studienpopulation aufgenommen. 855 Patienten erhielten ein zementiertes System, hiervon entfielen 358 auf Peg-Prothesen und 497 auf Kiel-Systeme. 687 Schultern wurden mit einer MB-Prothese versorgt, 570 davon ohne Nutzung von Zement, 117 mit Zementierung. Das mittlere Patientenalter betrug 65 Jahre. Die FU-Zeit lag im Mittel bei 86 Monaten.

Insgesamt mussten 121 Revisionen (7,9%) durchgeführt werden.

Bei den zementfreien MB-Prothesen mussten 95 der 570 Systeme revidiert werden (16,7%). Häufigste Ursache für eine Komplikation war eine Lockerung der glenoidalen Komponente, welche bei 36 Patienten (6,3%) auftrat. Ein PE-Verschleiß wurde in 26 Fällen (4,6%) festgestellt, eine Instabilität lag in 20 Fällen (3,5%) vor. Bei 13 Untersuchten (2,3%) kam es zu einer Infektion.

Bei den zementierten MB-Prothesen mussten 9 der 117 Implantate revidiert werden (7,7%). Auch hier war die Lockerung mit 7 Fällen (6%) die häufigste Komplikation.

Bei den zementierten Systemen wurden 17 der 855 Schultern erneut operiert (2%). Ebenfalls an erster Stelle standen hier glenoidale Lockerungen, welche bei acht Patienten (0,9%) auftraten.

Die Revisionsrate der eigenen Arbeit liegt dabei unter der Rate der zementfreien MB-Pfannen der Vergleichsstudie, aber oberhalb der Werte für zementierte MB-Pfannen und für zementierte

Systeme. Häufigste Ursache ist hierbei nicht die Lockerung, sondern die RM-Insuffizienz. Das mittlere Alter und die Follow-Up-Zeit sind in etwa mit der eigenen Arbeit vergleichbar.

Die Daten der Vergleichsstudie zeigen, dass zementfreie MB-Prothesen ein erhöhtes Versagensrisiko haben, was insbesondere an Verschleißprozessen des Metalls und des PE-Inlays liegt, aber auch an einer hohen Rate von glenoidalen Lockerungen und einer verhältnismäßig hohen Rate an Instabilitäten.

Eine Studie von *Grey und Kollegen* aus dem Jahre 2013 berichtet über die klinischen und radiologischen Ergebnisse des Hybrid-Cage-Glenoids im Vergleich zu einer alters- und geschlechtsgleichen Kohorte von zementierten Standard PE-Peg-Glenoiden [168].

2012 stellte das Unternehmen Exactech eine modifizierte Hybrid-Monoblock-Pfanne vor, die sich dadurch von vorherigen Pfannen unterschied, dass auf der PE-Rückseite ein perforierter Hohlzylinder das Einwachsen von Knochen erlaubt. Dieses neuartige Design bietet die Möglichkeit des Knocheneinwuchses ohne Metallunterstützung. Durch die Beibehaltung einer monolithischen, 4mm dicken PE-Pfannenfläche ohne Metal-Back werden Bedenken hinsichtlich eines PE-Versagens aufgrund einer zu geringen Dicke, einer Abnutzung der Rückseite oder einer Überspannung der Gelenkkapsel entschärft. Die Primärstabilität erfolgt durch Interferenz des übergroßen Cage-Zapfens im Knochenlager. Dadurch muss das Implantat nicht mehr stabilisiert werden, bis der Zement ausgehärtet ist. Dies verkürzt nicht nur die operative Zeit, sondern die sichere Sofortfixierung verhindert auch Mikrobewegungen, die häufig bei der manuellen Stabilisierung des Implantats während der Zementaushärtung entstehen. Die initiale Kurzzeitfixierung wird durch eine Kombination aus zentralem Interferenzsitz des Hohlzapfens und peripherer Zementierung der Pegs erreicht.



Abbildung 30: Equinox Cage Glenoid (Exactech, Inc., Gainesville, FL) [168]

Untersucht wurden 632 Patienten, die sich einer primären anatomischen Schulter-TEP-Operation unterzogen haben. 316 Patienten erhielten Hybrid-Cage-Glenoide und wurden hinsichtlich Alter, Geschlecht und FU-Zeit mit 316 Patienten, bei denen ein zementiertes PE-Peg-Glenoid implantiert wurde, verglichen. Beide Kohorten erhielten die gleiche Humeruskomponente. Die FU-Zeit betrug mindestens 24 Monate.

Alle Patienten wurden präoperativ und bei der letzten Nachuntersuchung anhand von fünf Ergebniskriterien und vier Messungen des aktiven Bewegungsumfangs bewertet. Cage-Glenoid-Patienten wiesen eine signifikant niedrigere Rate an RLL auf (9%), als Patienten mit PE-Peg-Glenoid (37,6%). In der Cage-Glenoid-Kohorte traten vier Fälle aseptischer Glenoidlockerung auf (1,3%) und vier Fälle von Gelenkflächendissoziation (1,3%). In der Gruppe der PE-Peg-Pfannen traten 12 aseptische Lockerungen (3,8%) auf. Die Revisionsrate war bei Cage-Glenoid-Pfannen signifikant geringer (2,5%) als bei PE-Peg-Pfannen (6,9%). Nach einer durchschnittlichen Nachbeobachtungszeit von 50 Monaten zeigten Cage-Glenoide ebenso gute klinische Ergebnisse wie PE-Peg-Glenoide. Cage-Glenoide wiesen signifikant weniger RLL's um die Glenoid- und Humeruskomponente und eine geringere Revisionsrate auf.

Im Vergleich mit der eigenen Arbeit ist die Rate an RLL der Cage-Glenoide hier geringer. Auch die Revisionsrate liegt unterhalb der Ergebnisse der eigenen Arbeit.

Papadonikolakis und Kollegen publizierten im Jahre 2014 einen Review-Artikel, welcher 21 Studien bezüglich des Outcomes von MB-Systemen mit 23 Studien bezüglich des Outcomes

von zementierten Systemen verglich [58]. Die Studien zu MB-Systemen umfassten insgesamt 1571 Patienten. Die Arbeiten zu zementierten Systemen schlossen 3035 Personen ein. Die FU-Zeit lag dabei im Mittel bei 70 Monaten bzw. 85 Monaten.

Es wurden radiologische Ergebnisse sowie Komplikations- und Revisionsraten verglichen.

Bei den MB-Komponenten wurden bei 256 der 1571 Schultern RLL diagnostiziert (34,9%). Lockerungen traten in 257 Fällen (16,8%) auf. Bei den zementierten Systemen wurden bei 740 der 3035 Schultern RLL diagnostiziert (42,5%). Lockerungen traten in 641 Fällen (21,1%) auf. 220 der 1571 MB-Pfannen mussten im Verlauf revidiert werden (14%). Von den Komplikationen, die zur Revision führten, entfielen 38% auf glenoidale Lockerungen, 29% auf einen PE-Verschleiß, 18% auf eine Instabilität, 6% auf Dissoziationen, 5% auf Frakturen und 4% auf RM-Insuffizienzen.

97 der 3035 zementierten Pfannen mussten im Verlauf revidiert werden (3,8%). Von den Komplikationen, die zur Revision führten, entfielen 77% auf Lockerungen, 21% auf eine Instabilität und je 1% auf Frakturen und RM-Insuffizienzen.

In der eigenen Arbeit treten RLL bei vier Patienten (13,3%) auf, der Anteil der RLL am Patientenkollektiv ist also geringer als in beiden Prothesentypen der Vergleichsstudie.

Die Revisionsrate liegt unter der Rate der MB-Prothesen, jedoch oberhalb der Rate von zementierten Systemen. Die Ergebnisse der aktuellen Arbeit spiegeln hier also die Tendenz der Vergleichsstudie wider. Der PE-Verschleiß ist in der eigenen Arbeit deutlich seltener Ursache für eine Revision, als bei MB-Systemen der Vergleichsstudie. RM-Insuffizienzen treten hingegen etwas häufiger auf.

Clitherow und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2014 eine Studie, welche sich auf Daten des nationalen Prothesenregisters Neuseelands bezieht [75]. Ziel war hierbei der Vergleich von zementierten und nicht-zementierten Systemen hinsichtlich der Komplikationsraten und -ursachen. Insgesamt wurden 1596 Patienten in die Studie inkludiert. 1065 zementierte Prothesen wurden verbaut. Dem gegenüber stehen 531 nicht-zementierte Prothesen. Das mittlere Patientenalter betrug 69,6 Jahre. Die FU-Zeit betrug im Mittel 42 Monate. In knapp 96% der Fälle war eine Omarthrose Ursache für eine Implantation. Es wurden unterschiedliche unzementierte (SMR, Bigliani-Flatow, Global, Aequalis, etc.) und zementierte (Global, Aequalis, Bigliani-Flatow, SMR, Osteonics, etc.) Systeme verwendet.

Es zeigte sich zunächst, dass die Anzahl der Revisionen bei zementierten Systemen mit 2,1% (n=22) deutlich niedriger war als bei nicht-zementierten Prothesen mit 5,8% (n=31). Bei nicht-zementierten Systemen waren ausschließlich die SMR-Systeme L1 und L2 (Lima LTO, Udine, Italien) betroffen.

Bei den nicht-zementierten Systemen war die häufigste Komplikation die RM-Insuffizienz, welche bei elf Patienten (2,1%) auftrat. Zehn Teilnehmer (1,9%) erlitten ein PE-Versagen, neun eine Dislokation (1,7%). Eine Lockerung der glenoidalen Komponente trat in drei Fällen (0,6%) auf.

Bei den zementierten Systemen hingegen war die häufigste Komplikation eine Lockerung der glenoidalen Komponente, sie trat bei acht Patienten (0,8%) auf. Eine Dislokation wurde ebenfalls bei acht Patienten (0,8%) festgestellt. Sechs Patienten (0,6%) erlitten eine RM-Insuffizienz, fünf der Untersuchten (0,5%) berichteten zur Zeit der FU-Untersuchung über Schmerzen.

Es fällt eine höhere Revisionsrate bei Habermeyer et al. auf. Auch die Rate der RM-Insuffizienz ist höher. Zu beachten ist die deutlich geringere Anzahl an Patienten bei Habermeyer et al., wodurch einzelne ungünstige Verläufe eine deutlich höhere Auswirkung auf die relativen Zahlen haben. Des Weiteren wurden bei Clitherow et al. keine radiologischen Daten erfasst, sodass die Zahl der Komplikationen in der Vergleichsstudie unterschätzt worden sein könnte. Zusätzlich ist die FU-Zeit bei Clitherow und Kollegen erheblich kürzer, sodass ein Auftreten von deutlich mehr Komplikationen und Revisionen zu einer vergleichbaren FU-Zeit nicht ausgeschlossen werden kann. Auch ist die Ätiologie für einen Schultergelenkersatz in der Vergleichsstudie deutlich homogener und unterscheidet sich von den oft komplexeren Ausgangsdiagnosen der eigenen Arbeit. Noch dazu wurden in der Studie von Clitherow et al. nur Komplikationen angeführt, die auch zu einer Revision führten.

Page und Kollegen verglichen in einer Studie aus dem Jahre 2018 zementierte und nicht-zementierte glenoidale Komponenten anhand von Daten aus dem „Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry“ [150]. Ziel der Studie war es, Komplikations- und Revisionsraten glenoidaler Prothesenbestandteile unterschiedlicher Bauart und Unterart zu vergleichen.

Es wurden Daten von 10.805 verbauten Schultertotalprothesen analysiert. Dabei wurde in 3159 Fällen eine nicht-zementierte Prothese verbaut. 694 davon waren Monoblock-Prothesen, 2476 waren modulare Systeme. Dem gegenüber wurden 7646 zementierte Pfannen eingesetzt. 6478

Implantate waren Peg-Systeme, 1115 Stück waren Kiel-Prothesen. Das mittlere Patientenalter bei Implantation betrug 70 Jahre. Die Indikation zur Implantation erfolgte stets im Rahmen einer vorliegenden Omarthrose.

Von den 3159 nicht-zementierten Systemen wurden 490 Prothesen revidiert (15,5%). Häufigste Ursache für eine Revision war die RM-Insuffizienz mit 138 Fällen (4,4%). 119 Patienten (3,8%) litten unter einer Dislokation oder Instabilität des Implantates. Ein Bruch des Implantates trat bei 84 operierten Schultern (2,7%) auf. In 36 Fällen (1,1%) kam es zu einer Prothesenlockerung. 27 Patienten (0,9%) wurde eine glenoidale Dissoziation diagnostiziert, wobei sämtliche dieser Fälle beim SMR L2-System auftraten. Bei 20 Patienten (0,6%) kam es zu einer Infektion, zehn Patienten (0,3%) entwickelten eine nicht näher definierte Pathologie am Metall, sieben Teilnehmer (0,2%) zeigten einen PE-Abrieb und fünf Patienten (0,2%) eine Fraktur.

Unter den zementierten Prothesen kam es in 255 Fällen zu einer Revision (3,3%). Häufigste Komplikation war die Prothesenlockerung, welche in 87 Fällen (1,1%) auftrat. Bei 60 Patienten (0,8%) kam es zu Dislokationen oder Instabilitäten der glenoidalen Komponente. In 32 Fällen (0,4%) wurde eine RM-Insuffizienz diagnostiziert. An 25 Implantaten (0,3%) kam es zu Infektionen. Zehn Mal (0,1%) trat eine Fraktur auf, in einem Fall (<0,1%) lag ein Bruch des Implantates vor.

Die Revisionsrate nicht-zementierter Systemen war gegenüber der Revisionsrate von zementierten Systemen deutlich erhöht. Auch nach Exklusion der MB-Prothese mit glenoidaler Komponente vom Typ SMR L2 (Lima Corporate, Udine, Italien), welche aufgrund sehr hoher Revisionsraten vom Markt genommen wurde, blieb diese Tendenz erhalten. Die Revisionsrate der eigenen Studie liegt unterhalb der Rate der nicht-zementierten Systeme der Vergleichsstudie, ist aber größer als der Anteil der revidierten zementierten Systeme der Vergleichsstudie.

Der Anteil von Prothesenlockerungen war bei beiden Systemen vergleichbar. Bei zementierten Systemen war die Prothesenlockerung allerdings die Hauptkomplikation, was bei nicht-zementierten Systemen nicht der Fall war. In der eigenen Studie wurden keine Lockerungen beobachtet.

Bei den nicht zementierten Systemen war die RM-Insuffizienz die häufigste Ursache für den Eingriff, bei zementierten Systemen machte diese Pathologie nur einen kleinen Anteil der Komplikationen aus. Der Anteil der RM-Insuffizienz in der eigenen Arbeit liegt dabei oberhalb beider Systemtypen der Vergleichsstudie. Ein PE-Abrieb tritt bei der Arbeit von Habermeyer et al.

verhältnismäßig häufiger auf, als dies bei nicht-zementierten Systemen in der Studie von Page und Kollegen der Fall war.

Habermeyer und Kollegen veröffentlichten im Jahre 2021 eine Matched-Pair-Analyse mittelfristiger Ergebnisse nach Implantation einer Schultertotalprothese mit zementierten und nicht-zementierten Pfannen [148]. Diese Arbeit ist besonders gut für einen Vergleich geeignet, da ähnliche klinische und radiologische Parameter erhoben wurden und die Rahmenbedingungen allgemein ähnlich waren. Die Studie umfasste insgesamt 60 Patienten, wobei je 20 Patienten eine MB-Pfanne (Universal Glenoid; Hersteller Arthrex; Freiham), eine Kiel-Pfanne (Keeled Glenoid; Hersteller Arthrex) und eine Peg-Pfanne (Pegged-Glenoid; Hersteller Arthrex) erhielten. Alle Patienten wurden im Rahmen einer primären Omarthrose operativ versorgt. Die Pfannentypen nach Walch waren wie folgt verteilt: A2: 14 Patienten; B1: 31 Patienten; B2: 14 Patienten; B3: 1 Patient.

Bei den MB-Pfannen zeigte sich eine Verbesserung des absoluten CS von 31,5 Punkten auf 71,6 Punkte. Der relative CS stieg von 41,6% auf 98,5%. Das Schmerzniveau verbesserte sich von 5,6 auf 13,8 Punkte. Der Flexionsumfang stieg von 98° auf 154,5°, die Abduktion von 79,8° auf 143,5° und die Außenrotation von 29,5° auf 55,8°.

Bei den Kiel-Pfannen zeigte sich eine Verbesserung des absoluten CS von 32,5 Punkten auf 71,7 Punkte. Der relative CS stieg von 41,7% auf 94,9%. Das Schmerzniveau verbesserte sich von 5,7 auf 13,3 Punkte. Der Flexionsumfang stieg von 100,5° auf 155,5°, die Abduktion von 83° auf 146,5° und die Außenrotation von 23,5° auf 55,3°.

Bei den Peg-Pfannen zeigte sich eine Verbesserung des absoluten CS von 32,6 Punkten auf 73,1 Punkte. Der relative CS stieg von 42,6% auf 99,3%. Das Schmerzniveau verbesserte sich von 6,1 auf 13,7 Punkte. Der Flexionsumfang stieg von 99,5° auf 166,3°, die Abduktion von 76° auf 155,3° und die Außenrotation von 29,5° auf 55,8°.

Radiologisch wurden bei den MB-Prothesen 20 Patienten inkludiert, ebenso in der Kiel-Gruppe. Bei der Peg-Prothese betrug die radiologische Patientenzahl 19.

Bei der MB-Prothese betrug der R-Score 1,55 Punkte, der RLL-Score 0,7 Punkte und der Osteolyse-Score 0,85 Punkte. RLL traten bei sechs Patienten (30%) auf. Eine Osteolyse trat bei einem Untersuchten (5%) auf.

Bei der Kiel-Prothese betrug der R-Score 2,42 Punkte, der RLL-Score 2,5 Punkte und der Osteolyse-Score 1 Punkt. RLL traten bei 14 Patienten (77,8%) auf. Eine Osteolyse trat bei zwölf Untersuchten (60%) auf.

Bei der Peg-Prothese betrug der R-Score 5,72 Punkte, der RLL-Score 1,42 Punkte und der Osteolyse-Score 3,22 Punkte. RLL traten bei 12 Patienten (63%) auf. Eine Osteolyse trat bei zwölf Untersuchten (63%) auf.

Eine Revision musste bei keinem der 60 Patienten vollzogen werden.

Bei den klinischen Ergebnissen zeigen sich ähnliche Veränderungen des absoluten und des relativen CS bei den MB-Prothesen der Vergleichsstudie und der eigenen Arbeit. Im Vergleich mit den CS-Werten der Kiel- und der Peg-Prothesen sind die Verbesserungen in der eigenen Arbeit etwas deutlicher sichtbar. In der Kategorie Bewegung ist die eigene Arbeit allen Prothesentypen der Vergleichsstudie leicht unterlegen.

Radiologisch sind der R-Score, der RLL-Score und der Osteolyse-Score der eigenen Arbeit deutlich niedriger als die Scores aller Prothesentypen der Vergleichsstudie. Auch der Anteil der Patienten mit RLL ist erheblich niedriger. Der Anteil der Studienteilnehmer mit Osteolysen ist in der eigenen Arbeit geringer als bei den Kiel- und den Peg-Pfannen der Vergleichsarbeit, aber höher als bei den MB-Pfannen von Habermeyer et al. Der Anteil der Revisionen ist in der eigenen Studie höher.

Die Patientenzahl ist mit der eigenen Arbeit gut vergleichbar. Das mittlere Alter der Vergleichsstudie liegt über dem der eigenen Studie. Die FU-Zeit ist hingegen in der aktuellen Arbeit deutlich länger, was die größere Anzahl an Revisionen im Verlauf erklären könnte.

5.5 Gegenüberstellung mit Vergleichsstudien

5.5.1 Prüfung auf abweichende Ergebnisse

Im ersten Teil der statistischen Auswertung der Vergleichsstudien soll überprüft werden, ob die Ergebnisse von Habermeyer et al. von denen der Vergleichsstudien signifikant abweichen. Hierbei wurde keine Gewichtung nach der Patientenzahl jeder Studie durchgeführt, da sich bei Durchführung der Gewichtung nur eine geringe Abweichung von ungewichteten Werten ergab.

Vor Anwendung eines Tests auf Abweichung von den Vergleichsarbeiten wurde mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests im Programm MedCalc überprüft, ob die Vergleichsdaten normalverteilt sind. Der Test wurde mit Daten aus dem zitierten Statistik-Lehrbuch validiert [174]. Sofern Normalverteilung vorlag, wurde in MedCalc der t-Test durchgeführt, andernfalls im selben Programm der „Signed rank sum test (one sample)“. Hierbei handelt es sich um eine Art Mann-Whitney-Test, wobei jedoch statt zweier Strichproben nur eine Stichprobe und ein Testwert vorliegen [175]. Der t-Test und der „Signed rank sum test (one sample)“ dienen dazu festzustellen, ob der jeweilige Stichprobenmittelwert der eigenen Arbeit lediglich zufällig oder statistisch signifikant von dem Mittelwert der Vergleichsstudien abweicht. Die für den t-Test zusätzlich benötigte Voraussetzung, dass Intervalldaten vorliegen, ist erfüllt [160].

Nicht jede Vergleichsstudie konnte hierbei für jede Fragestellung verwendet werden, da teilweise unterschiedliche Daten erhoben wurden. Es werden im Folgenden nur Ergebnisse dargestellt, die auch in mindestens vier Vergleichsstudien erhoben wurden. Eine genaue tabellarische Übersicht ist den Tabellen A71 bis A98 im Anhang zu entnehmen.

Der Mittelwert des postoperativen absoluten CS beträgt für 17 Studien, die diesen Wert angeben, 66,9 Punkte. Der Wert der eigenen Arbeit (80,1 Punkte), liegt laut t-Test signifikant darüber ($p < 0,0001$). Das 95%-Konfidenzintervall (KI) des Mittelwerts der Vergleichsstudien, [62,5;71,3], enthält nicht den Wert der eigenen Arbeit. Das bedeutet, dass die Ergebnisse von Habermeyer und Kollegen auf dem 1%-Signifikanzniveau günstiger sind als die Vergleichsarbeiten.

Der Mittelwert des postoperativen absoluten CS beträgt für 9 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 67,8 Punkte. Der Wert der eigenen Arbeit (80,1 Punkte) liegt laut „Signed rank sum test“ signifikant darüber ($p = 0,0039$; 95%-KI: [60,9;74,6]).

Der Mittelwert des postoperativen absoluten CS beträgt für 8 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 65,9 Punkte. Der Wert der eigenen Arbeit (80,1 Punkte) liegt laut t-Test signifikant darüber ($p = 0,0025$; 95%-KI: [58,6;73,2]).

Der Mittelwert des postoperativen relativen CS beträgt für 13 Studien, die diesen Wert angeben, 88,1%. Der Wert der eigenen Arbeit (109,6%) liegt laut „Signed rank sum test“ signifikant darüber ($p = 0,0002$; 95%-KI: [79,6;96,5]).

Der Mittelwert des postoperativen relativen CS beträgt für 5 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 96,1%. Der Wert der eigenen Arbeit (109,6%) liegt laut t-Test signifikant darüber ($p=0,0038$; 95%-KI: [89,9;102,3]).

Der Mittelwert des postoperativen relativen CS beträgt für 8 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 83,0%. Der Wert der eigenen Arbeit (109,6%) liegt laut t-Test signifikant darüber ($p=0,0021$; 95%-KI: [69,8;96,2]).

Der Mittelwert des RLL-Anteils beträgt für 22 Studien, die diesen Wert angeben, 38,3%. Der Wert der eigenen Arbeit (13,3%) ist laut „Signed rank sum test“ signifikant geringer ($p=0,0050$; 95%-KI: [24,0;52,5]).

Der Mittelwert des RLL-Anteils beträgt für 14 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 21,6%. Der Wert der eigenen Arbeit (13,3%) ist geringer, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,4631$; 95%-KI: [7,0;36,3]).

Der Mittelwert des RLL-Anteils beträgt für 8 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 67,3%. Der Wert der eigenen Arbeit (13,3%) ist laut t-Test signifikant geringer ($p=0,0001$, 95%-KI: [50,7;83,9]).

Der Mittelwert der Revisionsrate beträgt für 32 Studien, die diesen Wert angeben, 12,0%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,7%) ist geringer, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,2865$; 95%-KI: [6,7;17,3]).

Der Mittelwert der Revisionsrate beträgt für 17 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 15,1%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,7%) ist geringer, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=1,000$; 95%-KI: [6,1;24,1]).

Der Mittelwert der Revisionsrate beträgt für 15 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 8,5%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,7%) ist höher, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne statistische Signifikanz ($p=0,1205$; 95%-KI: [2,8;14,3]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit Humeruskopf-Hochstand beträgt für 7 Studien, die diesen Wert angeben, 38,8%. Der Wert der eigenen Arbeit (13,3%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,1002$; 95%-KI: [6,7;71,0]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit Humeruskopf-Hochstand beträgt für 4 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 30,0%. Der Wert der eigenen Arbeit (13,3%) ist geringer, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,6250$; 95%-KI: [-32,1;92,2]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit posteriorer Dezentrierung beträgt für 7 Studien, die diesen Wert angeben, 8,1%. Der Wert der eigenen Arbeit (3,3%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,1297$; 95%-KI: [1,4;14,8]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit posteriorer Dezentrierung beträgt für 5 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 10,9%. Der Wert der eigenen Arbeit (3,3%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,0648$; 95%-KI: [2,6;19,2]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit Ruptur der Rotatorenmanschette beträgt für 21 Studien, die diesen Wert angeben, 7,7%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,6%) ist laut „Signed rank sum test“ statistisch signifikant höher ($p=0,0078$; 95%-KI: [2,4;13,0]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit Ruptur der Rotatorenmanschette beträgt für 13 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 6,3%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,6%) ist laut „Signed rank sum test“ signifikant höher ($p=0,0215$; 95%-KI: [2,9;9,6]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit Ruptur der Rotatorenmanschette beträgt für 8 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 10,1%. Der Wert der eigenen Arbeit (11,6%) ist höher, laut „Signed rank sum test“ allerdings ohne statistische Signifikanz ($p=0,1953$; 95%-KI: [-5,0;25,1]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit PE-Abrieb beträgt für 9 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 26,3%. Der Wert der eigenen Arbeit (36,7%) ist höher, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,3354$, 95%-KI: [3,0;49,6]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit „Tilt“ beträgt für 6 Studien, die diesen Wert angeben, 8,8%. Der Wert der eigenen Arbeit (6,7%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,5768$; 95%-KI: [-0,1;17,6]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit „Tilt“ beträgt für 4 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 7,7%. Der Wert der eigenen Arbeit (6,7%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,8491$; 95%-KI: [-7,7;23,1]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit „Subsidence“ beträgt für 4 Studien, die diesen Wert angeben, 4,6%. Der Wert der eigenen Arbeit (3,3%) ist geringer, laut t-Test allerdings ohne eine statistische Signifikanz ($p=0,6718$; 95%-KI: [-4,0;13,1]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit glenoidaler Lockerung beträgt für 26 Studien, die diesen Wert angeben, 15,4%. Der Wert der eigenen Arbeit (0%) ist laut „Signed rank sum test“ statistisch signifikant geringer ($p<0,0001$; 95%-KI: [8,0;22,7]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit glenoidaler Lockerung beträgt für 14 Studien, die diesen Wert angeben und nur MB-Prothesen betreffen, 8,4%. Der Wert der eigenen Arbeit (0%) ist laut „Signed rank sum test“ statistisch signifikant geringer ($p=0,0010$; 95%-KI: [3,0;13,8]).

Der Mittelwert der Rate an Patienten mit glenoidaler Lockerung beträgt für 12 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 23,5%. Der Wert der eigenen Arbeit (0%) ist laut t-Test statistisch signifikant geringer ($p=0,0042$; 95%-KI: [9,1;37,9]).

Der Mittelwert des RLL-Scores beträgt für 10 Studien, die diesen Wert angeben, 6,9 Punkte. Der Score der eigenen Arbeit (0,5 Punkte) ist laut t-Test statistisch signifikant geringer ($p=0,0022$; 95%-KI: [3,5;10,2]).

Der Mittelwert des RLL-Scores beträgt für 9 Studien, die diesen Wert angeben und nur zementierte Prothesen betreffen, 7,5 Punkte. Der Score der eigenen Arbeit (0,5 Punkte) ist laut t-Test statistisch signifikant geringer ($p=0,0015$; 95%-KI: [4,1;11,0]).

5.5.2 Prüfung von möglichen präoperativen Einflussfaktoren

5.5.2.1 Allgemeine Anmerkungen

Die eben beschriebenen Daten von Habermeyer et al. könnten teilweise als erster Hinweis eines möglichen Vorteils des in der Studie verbauten Prothesentyps gesehen werden. Allerdings existieren viele Variablen, welche einen Einfluss auf die postoperativen Ergebnisse haben können. Einige dieser Faktoren können nicht ohne Weiteres herauskorrigiert werden. Andere Parameter, welche den Vergleich mit anderen Studien möglicherweise verfälschen, können jedoch durch spezielle Testverfahren überprüft werden. Hierzu zählen insbesondere präoperative Ausgangsdaten wie das mittlere Alter und die mittlere FU-Zeit. Im Folgenden soll daher geprüft werden, ob die abweichenden Ergebnisse von Habermeyer et al. auf abweichende Ausgangsdaten des Patientengutes zurückzuführen sind.

Da die Einzeldaten der Patienten der anderen Studien nicht zur Verfügung stehen, können Testverfahren, die sich auf die Analyse von Einzeldaten beziehen (z. B. die Varianzanalyse oder der Kruskal-Wallis-Test) nicht zum Vergleich der Studien verwendet werden [162]. Gleichwohl müssen die Ergebnisse der Vergleichsarbeiten zu den Ergebnissen von Habermeyer und Kollegen auf rationale und nachvollziehbare Weise in Beziehung gesetzt werden. Zu diesem Zweck werden mehrere bivariate Regressionen bestimmt. Bivariat bedeutet, dass es eine Ausgangsgröße gibt und eine Zielgröße in Abhängigkeit von der Ausgangsgröße [163].

Man betrachtet folgende Zielgrößen: (1) Revisionsrate, (2) RM-Ruptur, (3) PE-Abrieb, (4) glenoidale Lockerung, (5) RLL. Diese Zielgrößen wurden ausgewählt, da sie einerseits eine große klinische Bedeutung haben, andererseits aber auch in einer Vielzahl der Vergleichsstudien erhoben wurden. Daten wie beispielsweise das radiologische Vorliegen von Osteolysen sind natürlich auch von großer Bedeutung. Allerdings finden sich zu wenige andere Arbeiten, in denen diese Parameter ebenfalls in ähnlichem Umfang angeführt werden, was die Vergleichbarkeit deutlich erschweren würde.

Jede dieser fünf Zielgrößen könnte von jeder einzelnen der beiden folgenden Größen, nämlich (a) dem mittleren Alter bei der Operation, (b) der mittleren Follow-Up-Zeit abhängen. Hierzu wurde jeweils eine bivariate Analyse durchgeführt.

Man kann damit insgesamt zehn Regressionsgeraden bestimmen und dann prüfen, ob die Daten der Studie von Habermeyer et al. auf der günstigeren oder ungünstigeren Seite der Regressionsgeraden liegen. Wenn der von Habermeyer und Kollegen verwendete Prothesentyp

vorteilhafter ist als die von den anderen Operateuren verwendeten Prothesentypen, dann sollte der zu dem Patientengut von Habermeyer gehörige Datenpunkt stets auf der günstigeren Seite der Regressionsgeraden liegen, bei der Revisionsrate, der RM-Ruptur, dem PE-Abrieb, den Lockerungsraten und der RLL-Rate also darunter.

Zu den Regressionsgeraden müssen jedoch einige sorgfältige Überlegungen angestellt werden. Sind die Gleichungen der Regressionsgeraden nicht signifikant, so kann mit den vorhandenen Daten nichts über einen Einfluss der verwendeten präoperativen Ausgangsdaten ausgesagt werden. Sind die Gleichungen der Regressionsgeraden signifikant, so hat man ein Argument, einen Einfluss der verwendeten präoperativen Ausgangsdaten bei den Vergleichsstudien anzunehmen. Wenn zusätzlich der tatsächliche Wert der eigenen Studie nicht signifikant von dem Vorhersagewert der Regressionsgeraden abweicht (also der Datenpunkt der eigenen Studie in dem 95%-Konfidenzintervall um die Regressionsgerade liegt), dann darf man denselben Einfluss der präoperativen Ausgangsdaten auch bei der eigenen Studie annehmen.

Zur Berechnung der Regressionsgeraden und zur grafischen Darstellung der Ergebnisse wird wieder das Programm MedCalc (Version 20.015 von 2023) verwendet. Jedem Datenpunkt wird die Patientenzahl der zugehörigen Studie als Gewicht zugeordnet, so dass beispielsweise eine Studie mit 3159 Patienten (Page et al. 2018) etwa um den Faktor 90 stärker in das Endergebnis eingeht als eine Studie mit 35 Patienten (Castagna et al. 2010).

5.5.2.2 Bivariate Regressionsanalysen

Die Regressionsanalyse wird in dieser Arbeit nur in Bezug auf die MB-Vergleichsstudien durchgeführt. Hierfür wurden insgesamt 16 auffindbare Vergleichsstudien herangezogen, wobei nicht jede Studie für jede der Fragestellungen verwendet werden konnte. Die Graphiken sind im Anhang zu finden (Graphik B33- B42).

Revisionsrate versus Alter:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Revisionsrate für die Patienten der eigenen Arbeit mit Alter 66,5 Jahren beträgt 13,8% (berechnet durch die Regressionsgerade aus den Daten). Die tatsächliche Revisionsrate ist 12%. Sie unterscheidet sich daher kaum von den Revisionsraten der anderen Studien. Weil die tatsächliche Revisionsrate innerhalb des 95%-Konfidenzintervalls der Regressionsgerade liegt, kann man nicht von einer statistisch signifikanten Abweichung ausgehen. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant.

Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters auf die Revisionsrate der eigenen Arbeit treffen.

RM-Ruptur versus Alter:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte RM-Ruptur-Rate für die Patienten der eigenen Arbeit mit Alter 66,5 Jahren beträgt 9,1%. Die tatsächliche Rate ist 11,6%. Sie unterscheidet sich daher kaum von den Ruptur-Raten der anderen Studien. Die tatsächliche Ruptur-Rate liegt im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgerade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters auf die RM-Ruptur-Rate der eigenen Arbeit treffen.

Ein Einfluss des LGHO auf das Auftreten einer RM-Ruptur konnte im Rahmen dieser Arbeit aufgrund der zu geringen Stichprobengröße nicht weiter untersucht werden (siehe 4.3.8).

PE-Abrieb versus Alter:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Rate des PE-Wear für die Patienten der eigenen Arbeit mit Alter 66,5 Jahren beträgt 24,4%. Die tatsächliche Rate ist 36,7%. Sie ist zwar höher als die Abriebsraten der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters auf den PE-Abrieb der eigenen Arbeit treffen.

Glenoidale Lockerung versus Alter:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Lockerungsrate für die Patienten der eigenen Arbeit mit Alter 66,5 Jahren beträgt 6,7%. Die tatsächliche Rate ist 0%. Sie ist zwar niedriger als die Lockerungsraten der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters auf die Lockerungsrate der eigenen Arbeit treffen.

RLL versus Alter:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte RLL-Rate für die Patienten der eigenen Arbeit mit Alter 66,5 Jahren beträgt 20,4%. Die tatsächliche Rate ist 13,3%. Sie ist zwar niedriger als die RLL-Rate der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters auf die RLL-Rate der eigenen Arbeit treffen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass nicht abschließend beurteilt werden kann, ob die abweichenden Ergebnisse der eigenen Arbeit durch das mittlere Patientenalter bei Operation mitbeeinflusst werden.

Revisionsrate versus FU-Zeit:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Revisionsrate für die Patienten der eigenen Arbeit mit FU-Zeit von 71,2 Monaten beträgt 14,7%. Die tatsächliche Revisionsrate ist 12%. Sie unterscheidet sich daher kaum von den Revisionsraten der anderen Studien. Weil die tatsächliche Revisionsrate innerhalb des 95%-Konfidenzintervalls der Regressionsgerade liegt, kann man nicht von einer statistisch signifikanten Abweichung ausgehen. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist signifikant. Es lässt sich daher sagen, dass die geringere Revisionsrate der eigenen Arbeit durch die FU-Zeit mitbedingt wird. Anhand dieser Daten ist für alle hier untersuchten Arbeiten festzustellen, dass die Revisionsrate mit steigender FU-Zeit erwartungsgemäß ansteigt, und zwar mit 0,27 Prozentpunkten pro Monat.

RM-Ruptur versus FU-Zeit:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte RM-Ruptur-Rate für die Patienten der eigenen Arbeit mit FU-Zeit von 71,2 Monaten beträgt 6,0%. Die tatsächliche Rate ist 11,6%. Sie unterscheidet sich daher von den Ruptur-Raten der anderen Studien. Die tatsächliche Ruptur-Rate liegt im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgerade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist signifikant. Es lässt sich daher sagen, dass die höhere Ruptur-Rate der eigenen Arbeit durch die FU-Zeit mitbeeinflusst wird. Es gibt also Studien, welche eine geringere Ruptur-Rate aufweisen, aber auch eine kürzere FU-Zeit haben. Andererseits gibt es Studien mit höherer Ruptur-Rate, diese haben aber eine längere FU-Zeit.

PE-Abrieb versus FU-Zeit:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Rate des PE-Wear für die Patienten der eigenen Arbeit mit FU-Zeit von 71,2 Monaten beträgt 24,5%. Die tatsächliche Rate ist 36,7%. Sie ist zwar höher als die Abriebraten der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss der FU-Zeit auf die Abriebrate der eigenen Arbeit treffen.

Glenoidale Lockerung versus FU-Zeit:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte Lockerungsrate für die Patienten der eigenen Arbeit mit FU-Zeit von 71,2 Monaten beträgt 11,8%. Die tatsächliche Rate ist 0%. Sie ist zwar niedriger als die Lockerungsraten der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist aber nicht signifikant. Es lässt sich daher keine Aussage über einen möglichen Einfluss der FU-Zeit auf die Lockerungsrate der eigenen Arbeit treffen.

RLL versus FU-Zeit:

Die aus den Daten der Regressionsanalyse vorhergesagte RLL-Rate für die Patienten der eigenen Arbeit mit FU-Zeit von 71,2 Monaten beträgt 34,5%. Die tatsächliche Rate ist 13,3%. Sie ist zwar niedriger als die RLL-Rate der anderen Studien, liegt aber im 95%-Konfidenzintervall der Regressionsgrade. Die Gleichung der Regressionsgeraden ist signifikant. Es lässt sich daher sagen, dass die geringere RLL-Rate durch die FU-Zeit mitbeeinflusst wird. Es gibt also Studien mit einer geringeren RLL-Rate, die jedoch auch eine kürzere FU-Zeit haben. Umgekehrt gibt es Studien mit einer höheren RLL-Rate, die jedoch eine längere FU-Zeit aufweisen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die abweichenden Ergebnisse der eigenen Arbeit in den Bereichen Revisionsrate, RM-Ruptur und RLL-Rate durch die FU-Zeit mitbeeinflusst werden. Zu den abweichenden Ergebnissen in den Bereichen PE-Wear und glenoidale Lockerung kann keine statistisch abgesicherte Aussage getroffen werden.

6 Zusammenfassung

Für den absoluten CS, den relativen CS, die aktive und passive Flexionsbewegung, die aktive und passive Abduktionsbewegung, die aktive und passive Außenrotationsbewegung, die aktive und passive Innenrotationsbewegung, die Schmerzempfindung und den SSV konnte eine signifikante Verbesserung bei der postoperativen Follow-Up-Untersuchung erreicht werden.

Bezüglich des Einflusses präoperativer Parameter auf die postoperative Funktionalität (bestehend aus absolutem CS, relativem CS, aktiver Flexion, aktiver Abduktion, aktiver Außenrotation) konnte nur ein Zusammenhang statistisch signifikant nachgewiesen werden: Mit steigendem Grad des Gelenkverbrauchs nach Lévigne sinkt der postoperative relative CS. Für alle anderen untersuchten Parameter konnte entweder kein Zusammenhang nachgewiesen werden oder die Stichprobengröße war zu klein, um weitere Aussagen treffen zu können.

Bei der radiologischen Datenerhebung (n=30) ergab sich folgendes Bild: Radiolucent lines traten in 13% (n=4) der Fälle auf. Der RLL-Score betrug 0,5 Punkte. Eine Osteolyse trat in 20% (n=6) der Fälle auf. Der Osteolyse-Score betrug 0,43 Punkte. Der R-Score betrug 0,87 Punkte. Eine Subsidence trat in 3% (n=1) der Fälle auf, ein Tilt trat in 7% (n=2) der Fälle auf. Ein Humeruskopfhochstand trat in 13% (n=4) der Fälle auf. Eine anteriore/posteriore Dezentrierung trat in 10% (n=3) der Fälle auf. Ein PE-Wear wurde in 37% (n=11) der Fälle nachgewiesen. Der LGHO lag im Mittel bei 51,9mm, der AHA bei 10,7mm.

Komplikationen traten in 16% (n=7) der Fälle auf. Eine Revision musste in 12% (n=5) der Fälle durchgeführt werden.

Beim Vergleich der eigenen Arbeit mit 29 Vergleichsstudien ergab sich folgendes Bild:

Der postoperative absolute CS und der postoperative relative CS waren in der eigenen Arbeit statistisch signifikant höher.

Der Anteil von Patienten mit RLL war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer.

Die Rate an glenoidalen Lockerungen war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer.

Der RLL-Score war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant kleiner.

Die Revisionsrate, die Rate an Humeruskopf-Hochstand, posteriorer Dezentrierung, Tilt und Subsidence der eigenen Arbeit waren geringer, allerdings ohne statistische Signifikanz.

Die Rate an Rupturen der RM war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant höher.

Beim Vergleich der eigenen Arbeit mit den Vergleichsstudien, welche ausschließlich MB-Prothesen verwendeten ergab sich folgendes Bild:

Der postoperative absolute CS und der postoperative relative CS waren in der eigenen Arbeit statistisch signifikant höher.

Die Rate an glenoidalen Lockerungen war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer.

Die Revisionsrate, die Rate an RLL, Humerkopf-Hochstand und posteriorer Dezentrierung, sowie der Tilt der eigenen Arbeit waren geringer, allerdings ohne statistische Signifikanz.

Die Rate an Rupturen der RM war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant höher. Ein Einfluss des LGHO auf die Rate an RM-Rupturen konnte in dieser Arbeit wegen der zu geringen Stichprobengröße nicht weiter untersucht werden.

Die Rate des PE-Abriebs war in der eigenen Arbeit höher, allerdings ohne statistische Signifikanz

Beim Vergleich der eigenen Arbeit mit den Vergleichsstudien, welche ausschließlich zementierte Prothesen verwendeten ergab sich folgendes Bild:

Der postoperative absolute CS und der postoperative relative CS waren in der eigenen Arbeit statistisch signifikant höher.

Der Anteil von Patienten mit RLL war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer.

Die Lockerungsrate war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer.

Der RLL-Score war in der eigenen Arbeit statistisch signifikant kleiner.

Die Revisionsrate und die Rate an Rupturen der RM waren in der eigenen Arbeit höher, allerdings ohne statistische Signifikanz.

Bei der anschließenden Überprüfung, ob die abweichenden Ergebnisse der eigenen Arbeit gegenüber denen der MB-Vergleichsstudien unabhängig von den abweichenden präoperativen Ausgangssituationen (Alter, FU-Zeit) vorliegen, ergab sich, dass die abweichenden Ergebnisse der eigenen Arbeit in den Bereichen Revisionsrate, RM-Ruptur und RLL-Rate durch die FU-Zeit mitbeeinflusst werden. Bei allen Parametern konnte keine Aussage über einen möglichen Einfluss des Alters oder der FU-Zeit auf die untersuchten Kriterien getroffen werden.

7 Schlussfolgerung

In Bezug auf die zu Beginn der Arbeit aufgestellten Arbeitshypothesen lässt sich also folgendes festhalten:

1. Die in dieser Arbeit verwendete Schultertotalprothese schneidet funktionell statistisch signifikant günstiger ab als ältere Generationen der MB-Prothesen. Die Lockerungsrate ist signifikant geringer. Die Rate von Patienten mit RLL, welche als Frühindikator für glenoidale Lockerungsprozesse angesehen werden kann [56], die Revisionsrate, die Rate an Dezentrierungen, an Patienten mit Humeruskopf-Hochstand und an Patienten mit Tilt ist geringer als in der Vergleichsgruppe, ohne, dass dies statistisch signifikant ist. Für diese Parameter kann die Arbeitshypothese „Die „Universal“-MB-Pfanne schneidet günstiger ab als ältere MB-Pfannen-Modelle“ angenommen werden. Die RM-Ruptur-Rate ist signifikant höher als die älterer MB-Prothesen. Ein Einfluss des LGHO auf die Rate an RM-Rupturen konnte wegen zu geringer Stichprobengröße nicht beurteilt werden. Die Rate an Patienten mit PE-Abrieb ist höher, ohne, dass dies statistisch signifikant ist. Die Arbeitshypothese „Die „Universal“-MB-Pfanne schneidet günstiger ab als ältere MB-Pfannen-Modelle“ kann hier nicht angenommen werden.

2. Die in dieser Arbeit verwendete Schultertotalprothese schneidet funktionell statistisch signifikant günstiger ab als zementierte Prothesentypen. Die Rate an RLL als Frühindikator für glenoidale Lockerungsprozesse ist signifikant geringer. Die Lockerungsrate ist in der eigenen Arbeit statistisch signifikant geringer. Der RLL-Score ist statistisch signifikant kleiner. Hier kann die Arbeitshypothese „Die „Universal“- MB-Pfanne weist günstigere Ergebnisse als zementierte Pfannen auf“ angenommen werden. Die Rate an RM-Rupturen der eigenen Arbeit ist höher, ohne, dass dies statistisch signifikant ist. Die Revisionsrate der eigenen Arbeit ist höher als die Revisionsrate von zementierten Systemen, ohne, dass dies statistisch signifikant ist. Dies deckt sich mit Ergebnissen älterer Arbeiten. Hierfür kann die Arbeitshypothese „Die „Universal“- MB-Pfanne weist günstigere Ergebnisse als zementierte Pfannen auf“ nicht angenommen werden.

Es lassen sich also folgende Schlussfolgerungen aus dieser Arbeit ableiten:

Es zeigt sich anhand einiger funktioneller und radiologischer Parameter, dass es sich beim hier verwendeten Prothesentyp um eine schrittweise Verbesserung gegenüber älterer MB-Prothesen handelt.

Die hier verwendete MB-Prothese scheint günstigere Ergebnisse bezüglich des funktionellen Outcomes und der Lockerungsraten aufzuweisen als zementierte Systeme. Allerdings zeigt sich auch, dass Revisionen nach einer Implantation von MB-Prothesen häufiger erfolgen müssen als nach einer Implantation von zementierten Systemen. Zu erwähnen ist, dass in allen Revisionsfällen die Pfannen in situ verbleiben konnten, was bei zementierten Systemen unmöglich ist und somit einen deutlichen Vorteil der zementfreien Systeme darstellt.

Diese Arbeit beruht auf einer nicht sehr breiten Datenbasis. Zum einen liegen bei mehreren Fragestellungen sehr kleine Stichprobengrößen für die eigenen Patienten vor. Zum anderen wurden bei manchen Vergleichsstudien häufig nur einige wenige der hier relevanten diagnostischen Größen erhoben. Dies schmälert die Aussagekraft bei der Auswertung mancher Fragestellungen. Hier wäre es im Rahmen weiterer Studien sinnvoll, größere Patientenkollektive zu erfassen oder Kollektive mit ähnlichen Ausgangssituationen zu bündeln. Zum anderen gibt es – auch nach Bereinigung einiger präoperativer Parameter – weiterhin Einflussfaktoren, die möglicherweise die Aussagekraft der gewonnenen Daten beeinflussen können. Diese sind allerdings nur teilweise zu bereinigen und stellen auch in anderen Studien regelhaft Unsicherheitsfaktoren dar.

Abschließend lässt sich festhalten, dass MB-Prothesen, entgegen der Aussagen einiger anderer Studien [48, 57, 58, 144, 146, 147], durchaus eine erfolgversprechende Option im Rahmen einer Schulter-TEP-Implantation darstellen. Funktionell und teilweise radiologisch können mittlerweile vorteilhaftere Ergebnisse erreicht werden, als dies mit zementierten Systemen möglich wäre. Die höhere Revisionsrate sollte allerdings beachtet werden und der Patient dementsprechend aufgeklärt werden.

Eine pauschale Aussage, ob eine MB-Prothese oder ein zementiertes System vorteilhafter für den einzelnen Patienten ist, lässt sich nicht treffen. Hier kommt es auf individuelle Faktoren des Patienten, Fertigkeiten des Operateurs und weitere Einflussfaktoren an.

8 Literaturverzeichnis

- [1] Jaap Willems W. (2020) History of Shoulder Arthroplasty; *Journal of Arthroscopy and Joint Surgery*, Volume 8, Issue 1, January-March 2021, 2-6 <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2214963520301280> (Zugriff 07.03.2023)
- [2] Zilber S (2017) Shoulder Arthroplasty: Historical Considerations; *The Open Orthopaedics Journal* 2017; 11: 1100-1107; aufgerufen am 06.03.2023 <https://europepmc.org/article/MED/29152004> (aufgerufen am 07.03.2023)
- [3] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer von Elsevier; Seite 631-720, hier: 632-637
- [4] Jerosch J, Heisel J (2003) Schulterendoprothetik: eine Standortbestimmung – Implantation bei Omarthrosen und Frakturen des proximalen Humerus; *Deutsches Ärzteblatt*, Band 100 (37), <https://www.aerzteblatt.de/archiv/38370/Schulterendoprothetik-eine-Standortbestimmung-Implantation-bei-Omarthrosen-und-Frakturen-des-proximalen-Humerus> (Zugriff 07.03.2023)
- [5] Neer CS, Brown TH, Mc Laughlin HL (1953) Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *Am J Surg* 1953; 85: 252–258.
- [6] Neer CS II: Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56A: 1–13
- [7] Pean JE (1973/1894) On Prosthetic Methods Intended to Repair Bone Fragments (Translated by E M Bick, M.D.); *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 94, July-August, 1973), 4-7. Original: Des moyens prothétiques destinées à obtenir la reparation des parties osseuses; 1894; *Gaz. Hop Paris* 67:291
- [8] Boileau P, Walch G (1997) The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design; *J Bone Joint Surg [Br] Sep*; 79(5); 857-865, hier: 863f
- [9] Rietveld B, Daanen H, Rozing PM, Obermann WR (1988) The lever arm in glenohumeral abduction after hemiarthroplasty. *J Bone Joint Surg. [Br]. Aug*; 70 (4): 561-565
- [10] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 641
- [11] Boileau P, Walch G (1999) Normal and pathological Anatomy of the Glenoid: Effects on the Design, Preparation and Fixation of the glenoid component. In: Walch G, Boileau P (Editors). *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer 1999: 27-140
- [12] Pearl ML, Kurutz S, Robertson DD, Yamaguchi K (2002) Geometric analysis of selected press fir prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Orthop Res*; Mar (20) (2): 192-197

- [13] Williams GR Jr, Wong KL, Pepe MD, Tan V, Silverberg D, Ramsey ML, Karduna A, Iannotti JP (2001) The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion, and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* Sept-Oct 2001; 10(5): 399-409
- [14] Ballmer FT, Sidles JA, Lippitt SB, Matsen FA (1993) Humeral head prosthetic arthroplasty: Surgically relevant geometric considerations. *J Shoulder Elbow Surg*. Nov; 2(6): 296-304
- [15] Pearl ML, Volk AG (1996) Coronal plane geometry of the proximal humerus, relevant to prosthetic arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. Jul-Aug;5(4): 320-326
- [16] Lorbach O (2018) Anatomical total shoulder replacement in glenohumeral osteoarthritis: Indications, current implants, and clinical results. *Orthopäde*. May; 47(5): 383-389
- [17] Wieser K, Borbas P, Ek TK, Meyer DC, Gerber C (2015) Conversion of stemmed hemi- or total to reverse total shoulder arthroplasty: advantages of a modular stem design. *Clin Orthop Relat Res*. Feb; 473(2): 651-660
- [18] Castagna A, Delcogliano M, de Caro F, Ziveri G, Borroni M, Gumina S, Postacchini F, De Biase CF (2013) Conversion of shoulder arthroplasty to reverse implants: clinical and radiological results using a modular system. *Int. Orthop*. Jul; 37(7): 1297-1305
- [19] Rumschik U, Wittner B (2002) Topographie und funktionelle Anatomie des Schultergelenks. *OP-Journal*. 03/2002: 184-189 <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/pdf/10.1055/s-2007-977594.pdf> (aufgerufen am 10.03.2023)
- [20] Aumüller G, Aust G, Doll A (2010) *Duale Reihe Anatomie*, 2. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. Seite 387-426
- [21] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K (2011) *Prometheus LernAtlas der Anatomie*, 3. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; Seite 20-61 und 238-405, hier: 42-43
- [22] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K (2011) *Prometheus LernAtlas der Anatomie*, 3. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; Seite 20-61 und 238-405, hier: 262-273
- [23] Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K (2011) *Prometheus LernAtlas der Anatomie*, 3. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; Seite 20-61 und 238-405, hier: 298-309
- [24] Poppen NK, Walker TS (1978) Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat. Sep*; (135): 165-170
- [25] Habermeyer P, Schweiberer L (1992) Korrekturingriffe infolge von Humeruskopffrakturen. *Orthopäde*. 1992; 21: 140-148
- [26] Bergmann GF, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Westerhoff P (2011) In vivo glenohumeral joint loads during forward flexion and abduction. *J Biomech*. May 17; 44 (8): 1543-1552

- [27] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 638-640
- [28] Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA (1995) The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Apr; 77(4): 555-563
- [29] Hopkins AR, Hansen UN, Amis AA, Taylor M, Emery RJ (2007) Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: a finite element investigation. *J Orthop Res* 25: 108-115
- [30] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 639-641
- [31] Barrett WP, Franklin JL, Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA (1987) Total shoulder arthroplasty. *J Bone Surg. Am.* 69: 865-872
- [32] Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C (2001) Loosening performance of cemented glenoid prosthesis designed pairs. *Clin Biomech* Feb; 16(2): 144-150
- [33] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 640-641
- [34] Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, Boileau P, Walch G (2005) Radiographic comparison of flat-back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov-Dec; 14(6): 636-642
- [35] Karelse A, Leuridan S, Van Tongel A, Piepers IM, Debeer P, De Wilde LF (2014) A glenoid reaming study: How accurate are current reaming techniques? *J Shoulder Elbow Surg.* Aug;23(8): 1120-1127
- [36] Collins D, Tencer A, Sidles J, Matsen FA (1992) Edge displacement and deformation of glenoid components in response to excentric loading. The effect of preparation of the glenoid bone. *J Bone Joint Surg. Am.* Apr; 74(4): 501-507
- [37] Kurtz SM (2009) *UHMWPE biomaterials handbook*. Amsterdam, Boston. Elsevier Academic Press. 2009: 1-6; 171-195
- [38] Brach Del Prever EM, Bistolfi A, Bracco P, Costa L (2009) UHMWPE for arthroplasty: past or future? *J Orthop Traumatol.* Mar; 10(1): 1-8
- [39] Huang CH, Lu YC, Chang TK, Hsiao IL, Su YC, Yeh ST, Fang HW, Huang CH (2016) In vivo biological response to highly cross-linked and vitamin e-doped polyethylene-a particle-induced osteolysis animal study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* Apr;104(3): 561-567, hier 561
- [40] Galliera E, Ragone V, Marazzi MG, Selmin F, Banci L, Corsi Romanelli MM (2018) Vitamin E-stabilized UHMWPE: Biological response on human osteoblasts to wear debris. *Clin Chim Acta.* Nov; 486:18-25

- [41] Alexander JJ, Bell SN, Coghlan J, Lerf R, Dallmann F (2019) The effect of vitamin E-enhanced crosslinked polyethylene on wear in shoulder arthroplasty- a wear simulator study. *J Shoulder Elbow Surg. Sep;28(9): 1771-1778*
- [42] Bicknell RT, Liew AS, Danter MR, Patterson SD, King GJW, Chess DG, Johnson JA (2007) The influence of implant articular thickness and glenohumeral conformity on stability of an all-metal-glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg. Sep-Oct; 16(5): 631-639*
- [43] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 661-677*
- [44] Tammachote N, Sperling JW, Berglund LJ, Steinmann SP, Cofield RH, An KN (2007) The effect of glenoid component size on the stability of total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg. May-Jun; 16(3): 102-106*
- [45] Hertel R, Lehmann O (2001) Die Schultergelenkpfanne – Anatomische Aspekte und Implikationen für das Prothesendesign. *Orthopäde Jun; 30(6): 363-369*
- [46] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 655-656*
- [47] Kim, D.M.; Aldeghaither, M.; Alabdullatif, F.; Shin, M.J.; Kholinne, E.; Kim, H.; Jeon, I.H.; Koh, K.H. Loosening and revision rates after total shoulder arthroplasty: A systematic review of cemented all-polyethylene glenoid and three modern designs of metal-backed glenoid. *BMC Musculoskelet. Disord. 2020, 21, 114*
- [48] Fox TJ, Cil A, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Schleck CD, Cofield RH (2009) Survival of the glenoid component in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg. Nov-Dec; 18(6): 859-863*
- [49] McElwain JP, English E (1987) The early results of porous-coated total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop 218: 217-224*
- [50] Cofield RH (1994) Uncemented total shoulder arthroplasty: A review. *Clin Orthop Rel Res. Oct; (307): 86-93*
- [51] Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P (2004) *Schulterendoprothetik Operatives Management. Unfallchirurg. Nov; 107(11): 1008-1025*
- [52] Nho SJ, Nam F et al. (2009) Observations on retrieved glenoid components from total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg 18(3): 371-378*
- [53] Bicknell RT, Liew AS et al. (2003) Does keel size, the use of screws, and the use of bone cement affect fixation of a metal glenoid implant? *J Shoulder Elbow Surg 12(3): 268-275*
- [54] Herbert TJ, Fisher WE (1984) Management of the fractured scaphoid using a new bone screw. *J Bone Joint Surg Br 66(1): 114-123*

- [55] Stone KD, Grabowski JJ, Cofield RH, Morrey BF, An KN (1999) Stress analysis of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 8: 151-158
- [56] Montoya F, Magosch P et al. (2013) Midterm results of a total shoulder prosthesis fixed with a cementless glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg* 22(5): 628-635
- [57] Boileau P, Moineau G et al. (2015) Metal-backed glenoid implant with polyethylene insert is not a viable long-term therapeutic option. *J Shoulder Elbow Surg (Am)* 24(10): 1534-1543
- [58] Papadonikolakis A, Matsen FA (2014) Metal-backed glenoid components have a higher rate of failure and fail by different modes in comparison with all-polyethylene components: a systematic review. *J Bone Joint Surg (Am)* 96: 1041-1047
- [59] Merolla G, Chin P, Sasyniuk TM et al. (2016) Total shoulder arthroplasty with a second generation tantalum trabecular metal metal-backed glenoid component: Clinical and radiographic outcomes with a mean follow-up of 38 months. *The Bone & Joint Journal*. Jan 98-B (1):75–80.
- [60] Neer CS (1990) *Shoulder Reconstruction*. WB Saunders, Philadelphia. Pp. 153ff.
- [61] Szabo I, Buscayret F, Edwards TB, Nemoz C, O'Connor DP, Boileau P, Walch G (2005) Radiographic comparison of two glenoid preparation techniques in total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Feb; (431): 104-110
- [62] Wirth MA, Rockwood CA (1996) Current Concepts review Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg (Am)* 78-A: 603-616
- [63] Giori NJ, Baupre GS, Carter DR (1990) The influence of fixation peg design on the shear stability of prosthetic implants. *J Orthop Res* 8:892-898
- [64] Walch G, Boileau P, Noel E (2010) Shoulder arthroplasty: Evolving techniques and indications. *Joint Bone Spine*. 77(6): 501-505
- [65] Jurmain RD (1980) The pattern of involvement of appendicular degenerative joint disease. *Am J Phys Anthropol*. Jul; 53(1): 143-150
- [66] De Palma A.F (1983) Biologic aging of the shoulder. In: De Palma AF (Hrsg.) *Surgery of the shoulder*, JB Lippincott, Philadelphia. 3. Auflage. 1983; pp. 211-241
- [67] Tauber M, Martetschläger F (2019) Omarthrose – Pathogenese, Klassifikation, Diagnostik und Therapie. *Orthopäde*. 2019. Aug (48): 795-808
- [68] Habermeyer P, Magosch P, Luz V, Lichtenberg S (2006) Three-dimensional glenoid deformity in patients with osteoarthritis: a radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Am* 88-A: 1301-1307
- [69] J.E.Gordon (1981) *Structures*. Penguin, London. Pp. 65-69
- [70] Brkic M, Froemel D, Meurer A (2014) Klinische Untersuchung der Schulter. *Der Orthopäde*. 43: 477-493

- [71] Villa-Forte A (2020) Physikalische Untersuchung der Schulter. Vollständige Überprüfung/Überarbeitung Feb 2022. MSD Manuals. <https://www.msmanuals.com/de-de/profi/erkrankungen-des-rheumatischen-formenkreises-und-des-bewegungsapparats/diagnostischer-zugang-bei-patienten-mit-gelenksymptomen/untersuchung-der-schulter> Aufgerufen am 18.03.2023
- [72] Buckup J, Stein T, Hirsch K, Welsch F (2019) Klinische und radiologische Untersuchung der Schulter. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*; 14(2): 207-226; <https://www.thieme-connect.com/products/ejournals/pdf/10.1055/a-0602-6176.pdf>
- [73] AMBOSS (2023) Orthopädische Untersuchung der Schulter. Letzte Aktualisierung: 20.12.2022. <https://www.amboss.com/de/wissen/orthopadische-untersuchung-der-schulter> Aufgerufen am 18.03.2023
- [74] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 668-671
- [75] Clitherow HD, Frampton CM, Astley TM (2014) Effect of glenoid cementation on total shoulder arthroplasty degenerative arthritis of the shoulder: a review of the New Zealand National Joint Registry. *J Shoulder Elbow Surg* 23(6): 775-781
- [76] William GR, Abboud JA (2005) Total shoulder arthroplasty: glenoid component design. *J Shoulder Elbow Surg* 14 (1 Suppl S): 1225-1285
- [77] Wambacher M, Oberladstätter J, Rieger M (2017) Konventionelle Radiologie und Computertomografie der Schulter. In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer von Elsevier; 89-129, hier: Seite 89-93
- [78] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 661-662
- [79] Hengg C, Mayrhofer P, Euler S, Wambacher M, Blauth M, Kralinger F (2016) The relevance of neutral arm positioning for true ap-view X-ray to provide true projection of the humeral head shaft angle. The relevance of neutral arm positioning for true ap-view X-ray to provide true projection of the humeral head shaft angle. *Arch Orthop Trauma Surg*; 136(2): 213-221
- [80] Bortz J (1999) *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Fünfte, vollständig überarbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer; Seite 20-27
- [81] Tauber M, Martetschläger F (2019) Omarthrose – Pathogenese, Klassifikation, Diagnostik und Therapie. *Orthopäde*, Ausgabe 9/2019: 795-808
- [82] Brox JI, Lereim P, Merckoll E, Finnanger AM (2003) Radiographic classification of glenohumeral arthrosis. *Acta Orthop Scand*. Apr; 74(2): 186-189

- [83] Moor BK, Bouaicha S, Rothenfluh DA, Sukthankar A, Gerber C. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint? A radiological study of the critical shoulder angle. *Bone Joint J* 2013;95-B:935-41
- [84] Habermeyer P, Magosch P, Weiß C, HawiN, Lichtenberg S, Tauber M, Ipach B (2017) Classification of humeral head pathomorphology in primary osteoarthritis: a radiographic and in vivo photographic analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* Dec; 26(12): 2193-2199
- [85] Bercik MJ, Kruse K, Yalozis M, Gauci M, Chaoui J, Walch G (2016) A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J Shoulder Elbow Surg.* Oct; 25(10): 1601-1606
- [86] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 656-658
- [87] Lévigne C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Molé D, Sirveaux F, Walch G (2008) Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov-Dec; 17(6): 925-935
- [88] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 641-646
- [89] Bortz J; Lienert GA, Boehnke K (2000) *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik*. 2., korrigierte und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer
- [90] Habermeyer P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 663-665
- [91] Field A (2013) *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 4th Edition. Los Angeles: SAGE Publications; Seite 8-11
- [92] Wambacher M, Oberladstätter J, Rieger M (2017) Konventionelle Radiologie und Computertomographie der Schulter In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer von Elsevier; Seite 89-129, hier: 116-120
- [93] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 648-653
- [94] Daggett M, Werner B, Collin P, Gauci MO, Chaoui J, Walch G (2015) Correlation between glenoid inclination and critical shoulder angle: a radiographic and computed tomography study. *J Shoulder Elbow Surg.* Dec; 24(12): 1948-1953
- [95] Friedmann RJ, Hawthorne KB, Genez BM (1992) The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg.* 74-A: 1032-1037

- [96] Magosch P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) Schulterchirurgie, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer von Elsevier; Seite 181-225, hier 188-189
- [97] Bortz J, Lienert GA, Boehnke K (2000) Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. 2., korrigierte und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer; Seite 414-433
- [98] Moor BK, Wieser K, Slankamenac K, Gerber C, Bouaicha S (2014) Relationship of individual scapular anatomy and degenerative rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 23(4): 536-541
- [99] Gerber C, Snedeker JG, Baumgartner D, Viehöfer AF (2014) Supraspinatus tendon load during abduction is dependent on the size of the critical shoulder angle: A biomechanical analysis. *J Orthop Res.* Jul; 32(7): 952-957
- [100] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) Schulterchirurgie, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 646-660
- [101] Rietveld B, Daanen H, Rozing PM, Obermann WR (1988) The lever arm in gleno-humeral abduction after hemi-arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 70-B: 561-565, hier 564
- [102] Cotton, R.E., Rideout, D.F., 1964. TEARS OF THE HUMERAL ROTATOR CUFF; A RADIOLOGICAL AND PATHOLOGICAL NECROPSY SURVEY. *J Bone Joint Surg Br* 46, 314–328
- [103] Weiner, D.S., Macnab, I., 1970. Superior migration of the humeral head. A radiological aid in the diagnosis of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 52, 524– 527
- [104] Keener J, Wei A, Kim M, Steger-May K, Yamaguchi K (2009) Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* Jun; 91(6): 1405-1413
- [105] Pearsall AW, Bonsell S, Heitmann RJ, Helms CA, Osbahr D, Speer KP (2003) Radiographic findings associated with symptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar-Apr; 12(2): 122-127
- [106] Sedlmeier P., Renkewitz F (2018): Forschungsmethoden und Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler. 3., aktualisierte und erweiterte Auflage. Hallbergmoos: Pearson Seite 543-570
- [107] Prof. Habermeyer, Deutsches Schulterzentrum. Anatomische Schulterprothese (2016) Videoaufzeichnung einer Operation. Erhältlich unter <https://www.youtube.com/watch?v=m6PA8ZR06hE> (letzter Zugriff 13.09.2023)
- [108] Clement ND, Duckworth AD, Colling RC, Stirrat AN (2013) An uncemented metal-backed glenoid component in total shoulder arthroplasty for osteoarthritis: Factors affecting survival and outcome. *J Orthop Sci* (2013) 18:22-28

- [109] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 646-655
- [110] Schlemmer B, Dosch JC, Giequel P et al. (2002) Computed tomographic analysis of the humeral retrotorsion and glenoid retroversion. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 88: 554-560
- [111] Frich LH, Odgaard A, Dalstra M (1998) Glenoid bone architecture. *J Shoulder Elbow Surg* 7:356-361
- [112] Mansat P, Barea C, Hobatho MC, Darmana R, Mansat M (1998) Anatomic variation of the mechanical properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg* 7:109-115
- [113] Hoenecke HR jr, Hermida JC et al. (2010) Accuracy of CT-based measurements of glenoid version for total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 19(2): 166-171
- [114] Bortz J (1999) *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Fünfte, vollständig überarbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer; Seite 146-151
- [115] Thomas M, Dieball O, Busse M (2003) Normalwerte der Schulterkraft in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht - Vergleich zum Constant-, UCLA-, ASES-Score und SF-36 Fragebogen. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 2003, Vol.141 (2), p.160-170
- [116] Robertson DD, Yuan J, Bigliani LU, Flatow EL, Yamaguchi K (2000) Three-dimensional analysis of the proximal part of the humerus: Relevance to arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 82-A: 1594-1602
- [117] De Wilde LF, Verstraeten T et al. (2010) Reliability of the glenoid plane. *J Shoulder Elbow Surg* 19(3): 414-422
- [118] NJR Editorial Committee (2022): *NJR Annual Report 2022 - The National Joint Registry*. Hemel Hempstead, Hertfordshire HP2 7DX. <https://reports.njrcentre.org.uk/Portals/0/PDF-downloads/NJR%2019th%20Annual%20Report%202022.pdf> (23. August 2023), S. 257ff
- [119] Kirchner J, Ohly B, Fal MF, Magosch P, Mauch F (2021) Analysis of revision shoulder arthroplasty in the German nationwide registry from 2014 to 2018. *JSES International* 5(2021): 382-390
- [120] Iannotti JP, Gabriel JP, Schreck SL, Evans BG, Misra S (1992) The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am*. 74-A: 491-500
- [121] Matsen FA, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT (1994) *Practical evaluation and management of the shoulder*. Pp 1-242. WB Saunders, Philadelphia
- [122] Ban I, Troelsen A, Christiansen DH, Svendsen SW, Kristensen MT (2013) Standardised test protocol (Constant Score) for evaluation of functionality in patients with shoulder disorders. *Danish Medical Journal*. Apr. 60/4: 1-8

- [123] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 677-704
- [124] Habermeyer P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 677-680
- [125] Walch G, Young AA, Boileau P, Loew M, Gazielly D, Mole D (2012) Patterns of loosening of polyethylene keeled glenoid components after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: results of a multicenter study with more than five years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 18;94(2): 145-150
- [126] Habermeyer P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 690-691
- [127] Tammachote N, Sperling JW, Berglund LJ, Steinmann SP, Cofield RH, An KN (2007) The effect of glenoid component size on the stability of total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 16: 102-106
- [128] Farron A, Terrier A, Büchler P (2006) Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion. *J Shoulder Elbow Surg* 15: 521-526
- [129] Matsen FA, Warme WJ, Jackins SE (2015) Can the ream and run procedure improve glenohumeral relationships and function for shoulder with the arthritic triad? *Clin Orthop Relat Res* 473(6): 2088-2096
- [130] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 698-700
- [131] Habermeyer, P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 639
- [132] Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sojbjerg JO, Gohlke F, Boileau P (2008) A review of the constant score: Modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar-Apr; 17(2): 355-361
- [133] Constant CR, Murley AH (1987) A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* Jan;(214): 160-164
- [134] Constant CR. Age-related recovery of shoulder function after injury. Dissertation. 1986. Cork, Ireland: University College, Cork
- [135] Magosch P, Habermeyer P, Vetter P (2021) Radiologic midterm results of cemented and uncemented glenoid components in primary osteoarthritis of the shoulder: a matched pair analysis *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* <https://doi.org/10.1007/s00402-021-04021-9>

- [136] Durchholz H, Salomonsson B, Moroder P, Lambert S, Page R (2019) Core Set of Radiographic Parameters for Shoulder Arthroplasty Monitoring. *JBJS Open Access* 2019:e0025.
- [137] Kircher J, Ohly B, Albers S, Kirchner F, Hudek R, Magosch P (2022) Versorgungsrealität in Deutschland: Ein Auszug aus dem Schulterendoprothesenregister der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellbogenchirurgie e.V. (DVSE). *Obere Extremität* 2022. 17: 92-98
- [138] Greiner S, Berth A, Kääh M, Irlenbusch U (2013) Glenoid Morphology Affects the Incidence of Radiolucent Lines Around Cemented Pegged Polyethylene Glenoid Components. *Arch Orthop Trauma Surg.* Oct;133(10): 1331-1339
- [139] Lazarus MD, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA (2002) The Radiographic Evaluation Of Keeled And Pegged Glenoid Component Insertion. *The Journal Of Bone And Joint Surgery* 84-A (7): 1174-1182
- [140] Young A, Walch G, Boileau P, Favard L, Gohlke F, Loew M, Molé D (2011) A multicentre study of the long-term results of using a flat-back polyethylene glenoid component in shoulder replacement for primary osteoarthritis. *The Journal Of Bone & Joint Surgery (Br)* 2011;93-B: 210-216
- [141] Denard PJ, Raiss P, Sowa B, Walch G (2013) Mid- to long-term follow-up of total shoulder arthroplasty using a keeled glenoid in young adults with primary glenohumeral arthritis. *J Shoulder Elbow Surg* 22:894–900
- [142] Katz D, Kany J, Valenti P, Sauzières P, Gleyze P, El Kholi K (2013) New design of a cementless glenoid component in unconstrained shoulder arthroplasty: a prospective medium-term analysis of 143 cases. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* Sept.;23: 27-34
- [143] Castagna A, Randelli M, Garofalo R, Maradei L, Giardella A, Borroni M (2010) Mid-term results of a metal-backed glenoid component in total shoulder replacement. *The Journal of Bone&Joint Surgery (Br)* Oct.; 92-B (10): 1410-1415
- [144] Vuillermin CB, Trump ME, Barwood SA, Hoy GA (2015) Catastrophic failure of a low profile metal-backed glenoid component after total shoulder arthroplasty. *International Journal of Shoulder Surgery.* Oct.-Dec.; 9(4): 121-127
- [145] Noschajew E, Rittenschöber F, Kindermann H, Ortmaier R (2022) Clinical and Radiologic Outcomes after Anatomical Total Shoulder Replacement Using a Modular Metal-Backed Glenoid after a Mean Follow-Up of 5.7 Years. *Journal of Clinical Medicine.* 2022; 11, 6107: 1-13
- [146] Budge MD, Nolan EM, Heisey MH, Baker K, Wiater MJ (2013) Results of a total shoulder arthroplasty with a monoblock porous tantalum glenoid component: a prospective minimum 2-year follow-up study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013; 22: 535-541
- [147] Taunton MJ, McIntosh AL, Sperling JW, Cofield RH (2008) Total Shoulder Arthroplasty with a Metal-Backed, Bone-Ingrowth Glenoid Component. *J Bone Joint Surg Am.* 2008; 90:2180-2188

- [148] Magosch P, Habermeyer P, Vetter P (2021) Radiologic midterm results of cemented and uncemented glenoid components in primary osteoarthritis of the shoulder: A matched pair analysis Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-04021-9>
- [149] Boileau P, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf J, Molé D (2002) Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: A prospective, double-blind, randomized study. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul/Aug; 11(4): 351-359
- [150] Page RS, Pai V, Eng K, Bain G, Graves S, Lorimer M (2018) Cementless versus cemented glenoid components in conventional total shoulder joint arthroplasty: analysis from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Shoulder Elbow Surg* 2018; 27:1859-1865
- [151] Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Walch G (2014) Longitudinal Observational Study of Total Shoulder Replacements with Cement. *J Bone Joint Surg Am.* 2014; 96:198-205
- [152] Raiss P, Aldinger PR, Kasten P, Rickert M, Loew M (2008) Total shoulder replacement in young and middle-aged patients with glenohumeral osteoarthritis. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* Jun; 90-B(6):764-769
- [153] Chin P, Sperling JW, Cofield RH, Schleck C (2006) Complications of total shoulder arthroplasty: Are they fewer or different? *J Shoulder Elbow Surg.* Jan/Feb; 15(1): 19-22
- [154] Walch G, Young AA, Melis B, Gazielly D, Loew M, Boileau P (2011) Results of a convex-back cemented keeled glenoid component in primary osteoarthritis: multicenter study with a follow-up greater than 5 years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011; 20: 385-394
- [155] Throckmorton TW, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH (2010) Pegged versus keeled glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010; 19: 726-733
- [156] Hinse S, Pastor T, Hasler A, Ernstbrunner L, Wieser K, Gerber C (2023) Mid- to long-term clinical and radiological results of anatomic total shoulder arthroplasty in patients with B2 glenoids. *JSES International.* 2023; 7:464-471
- [157] Norris TR, Ianotti JP (2002) Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: A multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002; 11(2): 130-135
- [158] Orfaly RM, Rockwood CA, Esenyel CZ, Wirth MA (2003) A prospective functional outcome study of shoulder arthroplasty for osteoarthritis with an intact rotator cuff. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003; 12(3): 214-221
- [159] Trail IA, Nuttall D (2002) The results of shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br).* Apr; 84-B: 1121-1125
- [160] Hedderich J, Sachs L (2012) *Angewandte Statistik.* 14. Auflage. Berlin: Springer Verlag. S:438ff.
- [161] Bortz J, Lienert GA, Boehnke K (2000) *Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik.* 2., korrigierte und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer; Seite 222-226

- [162] Campbell MJ, Machin D, Walters SJ (2007) *Medical Statistics*. 4. Auflage. Chichester: Wiley Verlag. S:117-147
- [163] Campbell MJ, Machin D, Walters SJ (2007) *Medical Statistics*. 4. Auflage. Chichester: Wiley Verlag. S:149-174
- [164] Bonneville N, Melis B, Neyton L, Favard L, Molé D, Walch G, Boileau P (2013) Aseptic glenoid loosening or failure in total shoulder arthroplasty: revision with glenoid reimplantation. *J Shoulder Elbow Surg*. 2013; 22:745-751
- [165] Habermeyer P (2017) Standardendoprothetik In: Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (Hrsg.) *Schulterchirurgie*, 5. Auflage. Heidelberg: Urban und Fischer; Seite 631-720, hier: 655
- [166] Bortz J (1999) *Statistik für Sozialwissenschaftler*. Fünfte, vollständig überarbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin: Springer; Seite 223ff.
- [167] Field A (2013) *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 4th Edition. Los Angeles: SAGE Publications; Seite 274-278
- [168] Grey SG (2013) Use of a Caged, Bone Ingrowth, Glenoid Implant in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty. Technique and Early Results. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases*. 2013; 71 (Suppl 2): 41-45
- [169] Panti JP, Tan S, Kuo W, Fung S, Walker K, Duff J (2016) Clinical and radiologic outcomes of the second-generation Trabecular Metal glenoid for total shoulder replacements after 2-6 years follow-up. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2016; 136:1637-1645
- [170] Magosch P, Lichtenberg S, Tauber M, Martetschläger F, Habermeyer P (2021) Prospective midterm results of a new convertible glenoid component in anatomic shoulder arthroplasty: a cohort study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2021; 141:717-724
- [171] Khan A, Bunker TD, Kitson JB (2009) Clinical and radiological follow-up of the Aequalis third-generation cemented total shoulder replacement. A minimum ten-year study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br.]* 2009; 91-B:1594-1600
- [172] Collin P, Tay AKL, Melis B, Boileau P, Walch G (2011) A ten-year radiologic comparison of two-all polyethylene glenoid component designs: A prospective trial. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011; 20:1217-1223
- [173] Castagna A, Delcogliano M, de Caro F, Ziveri G, Borroni M, Gumina S, Postacchini F, De Biase CF (2013) Conversion of shoulder arthroplasty to reverse implants: clinical and radiological results using a modular system. *International Orthopaedics*. 2013; 37:1297-1305
- [174] Hedderich J, Sachs L. *Angewandte Statistik. Methodensammlung mit R*. 14. Auflage. Heidelberg. SpringerGabler Verlag. 2012; 414ff., 426
- [175] Bailey NTJ. *Statistical Methods in Biology*. Third Edition. Cambridge: Cambridge University Press. 1995. S. 178-181, 250

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Neer-I-Prothese (links) und Neer-II-Prothese (rechts)

Abbildung 2: Zweite Generation der Humeruskopfprothese

Abbildung 3: Dritte (links) und vierte (rechts) Generation der Humeruskopfprothese

Abbildung 4: In dieser Arbeit verwendete, fünfte Generation der Humeruskopfprothese (Eclipse Prothese, Firma Arthrex)

Abbildung 5: Kiel-Pfanne (links) und Peg-Pfanne (rechts)

Abbildung 6: In dieser Arbeit verwendete MB-Universal-Pfanne der Firma Arthrex

Abbildung 7: Kopf-Kalotten-Geometrie. Resektionslinie: gestrichelte Linie; Metaphysäre Schaftachse: senkrechte Linie; Inklinationswinkel: HSA; Kopfradius: RC

Abbildung 8: „glenoid center line“ (CL)

Abbildung 9: „Rocking-Horse“-Phänomen

Abbildung 10: a.p.-Aufnahme (links) und axiale Aufnahme (rechts)

Abbildung 11: Sphärischer (a und b) und asphärischer (c und d) Humeruskopf, jeweils in a.p.-Strahlengang und in axialem Strahlengang

Abbildung 12: Pfannentyp nach Walch

Abbildung 13: Inklinationstyp nach Habermeyer

Abbildung 14: Messung der Glenoidversion

Abbildung 15: Aufteilung der glenoidalen Zonen für MB-Pfannen nach Magosch et al. in der a.p.-Aufnahme (links) und in der axialen Aufnahme (rechts)

Abbildung 16: a.p.-Aufnahme: Patient mit RLL (Zone A,C) mit einem RLL-Score von 10; Osteolyse in allen Zonen

Abbildung 17: axiale Aufnahme: Patient mit RLL (Zone 1,2,3) mit einem RLL-Score von 10; Osteolyse in allen Zonen

Abbildung 18: a.p.-Aufnahme: Ausmessung des LGHO (horizontale Markierung) und des AHA (vertikale Markierung) am Computer

Abbildung 19: a.p.-Aufnahme: Patientin mit „Tilt“

Abbildung 20: axiale Aufnahme: Patientin mit radiologisch sichtbarem PE-Verschleiß

Abbildung 21: a.p.-Aufnahme: Patient mit sichtbarer kranialer Dezentrierung des Humeruskopfes (eingezeichnet ist der AHA)

Abbildung 22: Smith & Nephew Cofield MB-Glenoid

Abbildung 23: Univers 3D Glenoid, Hersteller Arthrex

Abbildung 24: Aequalis MB Glenoid der Hersteller Tornier

Abbildung 25: Trabecular Metal Glenoid (Hersteller Zimmer)
Abbildung 26: trabekuläre Tantal-MB-Komponente (Hersteller Zimmer)
Abbildung 27: SMR-System, Lima Corporate
Abbildung 28: ARROW des Herstellers FH Orthopedics, Frankreich
Abbildung 29: Aequalis (Hersteller Tornier). „Flat-back“ (A) und konvexe (B) Prothese
Abbildung 30: Equinoxe Cage Glenoid (Exactech, Inc., Gainesville, FL)

Graphik 1: Geschlechterverteilung der Studienpopulation
Graphik 2: Art der absolvierten Follow-Up-Untersuchung
Graphik 3: Seitenverteilung des Patientenkollektivs
Graphik 4: Ätiologie der Arthroseformen
Graphik 5: Anzahl der Voroperationen am betroffenen Schultergelenk
Graphik 6: Art der Operation
Graphik 7: Größe des eingesetzten Glenoids
Graphik 8: Art des implantierten PE-Inlays
Graphik 9: Klassifikation nach Samilson (links)/ Habermeyer (rechts)
Graphik 10: Arthrosetyp A versus B (links) und Samilson-Habermeyer-Klassifikation (rechts)
Graphik 11: Pfannenprotrusion nach Lévigne
Graphik 12: Koronarer Pfannentyp nach Favard & Sirveaux
Graphik 13: Zentrierung des Humeruskopfes
Graphik 14: Pfannentyp nach Walch
Graphik 15: Pfannenkorrektur-Osteotomie
Graphik 16: Auftreten von Komplikationen (links) und deren Ätiologie (rechts)
Graphik 17: Implantat-spezifische Komplikationen in Bezug auf die gesamte Studienpopulation (links) sowie in Bezug auf die Patienten mit Komplikationen (rechts)
Graphik 18: Implantat-spezifische Revisionen in Bezug auf die gesamte Studienpopulation (links) sowie Implantat-spezifische Revisionen bei Patienten mit Revision (rechts)
Graphik 19: Radiolucent lines in der gesamten Studienpopulation
Graphik 20: Radiolucent lines in der a.p.-Aufnahme
Graphik 21: Radiolucent lines in der axialen Aufnahme
Graphik 22: RLL-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen
Graphik 23: Osteolyse gesamt
Graphik 24: Osteolyse in der a.p.-Aufnahme

Graphik 25: Osteolyse in der axialen Aufnahme

Graphik 26: Gesamt-Osteolyse-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen

Graphik 27: R-Score, unterteilt nach Projektionsebene und Zonen

Graphik 28: Übersicht über die „Implant-migration“

Graphik 29: Dezentrierung des Humeruskopfes

Graphik 30: PE-Abrieb

Graphik 31: Akromiohumeraler Abstand in Millimetern

Graphik 32: Lateraler Glenohumeraler Offset in Millimetern

Graphik 33: LGHO von männlichen und weiblichen Patienten im Vergleich

Graphik 34: Constant Score (CS) absolut, präoperativ und postoperativ

Graphik 35: Veränderung des CS absolut

Graphik 36: Constant Score (CS) relativ, präoperativ und postoperativ

Graphik 37: Veränderung des relativen CS

Graphik 38: Flexion aktiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 39: Veränderung der aktiven Flexion

Graphik 40: Flexion passiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 41: Veränderung der passiven Flexion, präoperativ und postoperativ

Graphik 42: Abduktion aktiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 43: Veränderung der aktiven Abduktion, präoperativ und postoperativ

Graphik 44: Abduktion passiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 45: Veränderung der passiven Abduktion, präoperativ und postoperativ

Graphik 46: Außenrotation aktiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 47: Veränderung der aktiven Außenrotation, präoperativ und postoperativ

Graphik 48: Außenrotation passiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 49: Veränderung der passiven Außenrotation für jeden Patienten einzeln, präoperativ und postoperativ

Graphik 50: Innenrotation aktiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 51: Veränderung der aktiven Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Graphik 52: Innenrotation passiv, präoperativ und postoperativ

Graphik 53: Veränderung der passiven Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Graphik 54: Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

Graphik 55: Veränderung der Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

Graphik 56: Subjective Shoulder Value (SSV), präoperativ und postoperativ

Graphik 57: Veränderung der Werte des Subjective Shoulder Value (SSV), für jeden Patienten einzeln, präoperativ und postoperativ

Graphik 58: Maximaler postoperativer Abduktionswinkel über Arthrosegrad aufgetragen

Graphik 59: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den absoluten CS

Graphik 60: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den relativen CS

10 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Allgemeine Studiendaten

Tab. 2: Radiologische Beurteilungskriterien nach Magosch, Habermeyer, Vetter (2021) [135]

Tab. 3: Radiologische Beurteilungskriterien nach Durchholz et al. (2019) [136]

Tab. 4: Einfluss präoperativer Diagnosen auf die postoperative Funktionalität

11 Eidesstattliche Versicherung



Dekanat Medizinische Fakultät
Promotionsbüro



Eidesstattliche Versicherung

Rapaport, Jeremy Aaron

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Mittelfristige klinische und radiologische Ergebnisse nach Implantation einer zementfreien Schultertotalprothese mit konvertierbarer Metal-Back-Pfanne – eine retrospektive, bizertrische Studie

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 23.04.2024

Ort, Datum

Jeremy Rapaport

Unterschrift Jeremy Aaron Rapaport

12 Lebenslauf

13 Danksagung

Folgenden Menschen möchte ich aus tiefstem Herzen danken:

Prof. Dr. med. Peter Habermeyer für seine fachliche und menschliche Kompetenz und die ausgezeichnete Betreuung. Es hat mir große Freude bereitet, dieses Thema mit Ihnen zu erschließen.

Frau Dr. med. Petra Magosch, die mich bei statistischen Fragestellungen stets geduldig beraten hat und sehr zeitintensiv viele organisatorische Fragen beantworten konnte.

Prof. Dr. med. Peter Müller und PD Dr. med. Fabian Gilbert, die mich im Rahmen dieser Arbeit hervorragend betreut haben.

Frau Astrid Mensdorf, die mir bei den Datenerhebungen und der Recherche stets eine unschätzbare wertvolle Hilfe war.

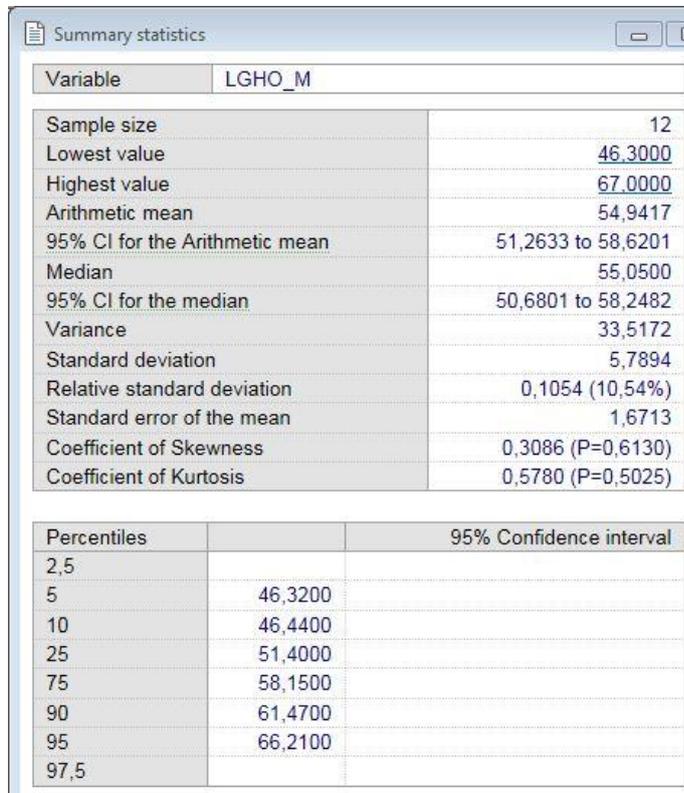
Meinen Eltern, Eva und David, die mich auf meinem gesamten Werdegang immer unterstützt haben und denen ich alles verdanke.

Meinem Patenonkel Dr. med. Nathan Kaminski, der mich in den Themenbereich der Medizin eingeführt hat und mich stets ermutigt hat, den Weg des Arztes einzuschlagen.

Meinen Großeltern Agnes, Alfred, Dwojra und Luzer, ohne deren beispielloses Durchhaltevermögen es mich nicht geben würde.

14 Anhang

14.1 Tabellen zum Kapitel 4.3.8 (LGHO)



Variable	LGHO_M
Sample size	12
Lowest value	46,3000
Highest value	67,0000
Arithmetic mean	54,9417
95% CI for the Arithmetic mean	51,2633 to 58,6201
Median	55,0500
95% CI for the median	50,6801 to 58,2482
Variance	33,5172
Standard deviation	5,7894
Relative standard deviation	0,1054 (10,54%)
Standard error of the mean	1,6713
Coefficient of Skewness	0,3086 (P=0,6130)
Coefficient of Kurtosis	0,5780 (P=0,5025)

Percentiles		95% Confidence interval
2,5		
5	46,3200	
10	46,4400	
25	51,4000	
75	58,1500	
90	61,4700	
95	66,2100	
97,5		

Tabelle A1: LGHO der männlichen Studienteilnehmer

Variable		LGHO_W
Sample size		14
Lowest value		45,0000
Highest value		53,7000
Arithmetic mean		49,2071
95% CI for the Arithmetic mean		47,4188 to 50,9954
Median		49,0000
95% CI for the median		46,2375 to 52,3000
Variance		9,5930
Standard deviation		3,0973
Relative standard deviation		0,06294 (6,29%)
Standard error of the mean		0,8278
Coefficient of Skewness		-0,01160 (P=0,9836)
Coefficient of Kurtosis		-1,7500 (P=0,0138)

Percentiles		95% Confidence interval
2,5		
5	45,0600	
10	45,2700	
25	46,3000	45,0461 to 48,6917
75	52,3000	49,3083 to 53,5157
90	52,6200	
95	53,4600	
97,5		

Tabelle A2: LGHO der weiblichen Studienteilnehmer

Data	LGHO
Factor codes	Geschlecht
Sample size	26

Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
M	12	46,3000	51,400	55,050	58,150	67,000
W	14	45,0000	46,300	49,000	52,300	53,700

Test statistic	8,0026
Corrected for ties Ht	8,0136
Degrees of Freedom (DF)	1
Significance level	P = 0,004643

Factor	n	Average Rank
(1) M	12	18,08
(2) W	14	9,57

Tabelle A3: Kruskal-Wallis-Test bei der Gegenüberstellung des LGHO von männlichen und von weiblichen Studienteilnehmern

Summary statistics	
Variable	keine_RM_Insuff. keine RM-Insuff.
Sample size	23
Lowest value	45,0000
Highest value	67,0000
Arithmetic mean	51,5739
95% CI for the Arithmetic mean	49,3132 to 53,8346
Median	51,7000
95% CI for the median	47,5442 to 53,1512
Variance	27,3311
Standard deviation	5,2279
Relative standard deviation	0,1014 (10,14%)
Standard error of the mean	1,0901
Coefficient of Skewness	1,1528 (P=0,0217)
Coefficient of Kurtosis	2,0816 (P=0,0673)

Percentiles		95% Confidence interval
2,5	45,0225	
5	45,1950	
10	45,6200	
25	47,3000	45,4948 to 50,9040
75	53,6500	52,3000 to 58,7104
90	58,4600	
95	61,8650	
97,5	66,4075	

Tabelle A4: LGHO der Patientengruppe ohne RM-Insuffizienz

One sample t-test	
Variable	keine_RM_Insuff. keine RM-Insuff.
Sample size	23
Lowest value	45,0000
Highest value	67,0000
Arithmetic mean	51,5739
95% CI for the mean	49,3132 to 53,8346
Median	51,7000
95% CI for the median	47,5442 to 53,1512
Variance	27,3311
Standard deviation	5,2279
Standard error of the mean	1,0901

One sample t-test	
Test value	58
Difference	-6,4261
95% CI	-8,6868 to -4,1654
Degrees of Freedom (DF)	22
Test statistic t	5,89497
Significance level	P = 0,623E-005

Tabelle A5: t-Test eines Patienten mit RM-Insuffizienz (1)

One sample t-test	
Variable	keine_RM_Insuff. keine RM-Insuff.
Sample size	23
Lowest value	45,0000
Highest value	67,0000
Arithmetic mean	51,5739
95% CI for the mean	49,3132 to 53,8346
Median	51,7000
95% CI for the median	47,5442 to 53,1512
Variance	27,3311
Standard deviation	5,2279
Standard error of the mean	1,0901
One sample t-test	
Test value	57,7
Difference	-6,1261
95% CI	-8,3868 to -3,8654
Degrees of Freedom (DF)	22
Test statistic t	5,61977
Significance level	P = 0,119E-004

Tabelle A6: t-Test eines Patienten mit RM-Insuffizienz (2)

One sample t-test	
Variable	keine_RM_Insuff. keine RM-Insuff.
Sample size	23
Lowest value	45,0000
Highest value	67,0000
Arithmetic mean	51,5739
95% CI for the mean	49,3132 to 53,8346
Median	51,7000
95% CI for the median	47,5442 to 53,1512
Variance	27,3311
Standard deviation	5,2279
Standard error of the mean	1,0901
One sample t-test	
Test value	46,3
Difference	5,2739
95% CI	3,0132 to 7,5346
Degrees of Freedom (DF)	22
Test statistic t	4,83803
Significance level	P = 0,780E-004

Tabelle A7: t-Test eines Patienten mit RM-Insuffizienz (3)

14.2 Tabellen zum Kapitel 4.4

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	CSpräop	
Sample 2		
Variable	CSpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	32	35
Lowest value	20,0000	46,0000
Highest value	69,0000	98,0000
Median	41,0000	83,0000
95% CI for the median	37,0000 to 43,0024	78,0000 to 86,5165
Interquartile range	35,5000 to 47,0000	75,7500 to 87,7500
Hodges-Lehmann median difference		41,0000
95% Confidence interval		34,0000 to 46,0000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	17,3906	
Average rank of second group	49,1857	
Mann-Whitney U	28,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-6,675	
Two-tailed probability	P = 0,247E-010	

Tabelle A8: Mann-Whitney-Test für den Constant Score (CS) absolut präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	CSpräop	
Sample 2	CSpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	26	26
Lowest value	20,0000	47,0000
Highest value	69,0000	98,0000
Median	41,0000	84,0000
95% CI for the median	37,0000 to 43,4512	79,6464 to 87,9024
Interquartile range	37,0000 to 47,0000	75,0000 to 91,0000
Hodges-Lehmann median difference		38,5000
95% Confidence interval		31,5000 to 46,0000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	26	
Number of negative differences	0	
Large sample test statistic Z	-4,457345	
Two-tailed probability	P = 0,830E-005	

Tabelle A9: Wilcoxon-Test für den Constant Score (CS) absolut präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	CSrelpräop	
Sample 2		
Variable	CSrelpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	32	35
Lowest value	27.4000	68.1000
Highest value	104.7000	137.7000
Median	53,2500	113,0000
95% CI for the median	46,6974 to 61,4101	103,2384 to 117,9066
Interquartile range	43,5000 to 66,3500	100,3000 to 120,6000
Hodges-Lehmann median difference		55,9000
95% Confidence interval		47,6000 to 63,7000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	17,2813	
Average rank of second group	49,2857	
Mann-Whitney U	25,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-6,716	
Two-tailed probability	P = 0,186E-010	

Tabelle A10: Tabelle: Mann-Whitney-Test für den relativen Constant Score (CS) präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	CSrelpräop	
Sample 2	CSrelpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	26	26
Lowest value	27.4000	68.1000
Highest value	104.7000	137.7000
Median	53,3000	114,5000
95% CI for the median	48,3440 to 63,2950	100,6586 to 121,9866
Interquartile range	43,5000 to 65,6000	100,0000 to 124,7000
Hodges-Lehmann median difference		54,5000
95% Confidence interval		44,1000 to 64,8000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	26	
Number of negative differences	0	
Large sample test statistic Z	-4,457345	
Two-tailed probability	P = 0,830E-005	

Tabelle A11: Wilcoxon-Test für den relativen Constant Score (CS) präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Flex_akt_präop	
Sample 2		
Variable	Flex_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	28	27
Lowest value	40,0000	60,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	130,0000	160,0000
95% CI for the median	120,0000 to 130,0000	149,5276 to 160,0000
Interquartile range	105,0000 to 130,0000	140,0000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	30,0000	
95% Confidence interval	10,0000 to 40,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	20,2679	
Average rank of second group	36,0185	
Mann-Whitney U	161,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,694	
Two-tailed probability	P = 0,221E-003	

Tabelle A12: Mann-Whitney-Test für die aktive Flexion, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	Flex_akt_präop	
Sample 2	Flex_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	18
Lowest value	40,0000	60,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	130,0000	160,0000
95% CI for the median	103,9736 to 142,0527	150,0000 to 160,0000
Interquartile range	100,0000 to 150,0000	150,0000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	30,0000	
95% Confidence interval	15,0000 to 45,0000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	16	
Number of negative differences	1	
Large sample test statistic Z	-2,934963	
Two-tailed probability	P = 0,0033	

Tabelle A13: Wilcoxon-Test für die aktive Flexion, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Flex_pass_präop	
Sample 2		
Variable	Flex_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	28	27
Lowest value	60,0000	70,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	140,0000	160,0000
95% CI for the median	130,0000 to 146,4150	150,0000 to 160,4724
Interquartile range	120,0000 to 150,0000	150,0000 to 170,0000
Hodges-Lehmann median difference	20,0000	
95% Confidence interval	10,0000 to 30,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	21,2857	
Average rank of second group	34,9630	
Mann-Whitney U	190,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,206	
Two-tailed probability	P = 0,0013	

Tabelle A14: Mann-Whitney-Test für die passive Flexion, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	Flex_pass_präop	
Sample 2	Flex_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	18
Lowest value	60,0000	70,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	140,0000	160,0000
95% CI for the median	120,0000 to 150,0000	150,0000 to 160,0000
Interquartile range	120,0000 to 150,0000	150,0000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	20,0000	
95% Confidence interval	5,0000 to 30,0000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	12	
Number of negative differences	1	
Large sample test statistic Z	-2,376112	
Two-tailed probability	P = 0,0175	

Tabelle A15: Wilcoxon-Test für die passive Flexion, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Ad_akt_präop	
Sample 2		
Variable	Ad_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	27	27
Lowest value	30,0000	30,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	90,0000	150,0000
95% CI for the median	70,0000 to 110,4724	139,5276 to 160,0000
Interquartile range	70,0000 to 120,0000	122,5000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	50,0000	
95% Confidence interval	30,0000 to 70,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	19,8333	
Average rank of second group	35,1667	
Mann-Whitney U	157,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,603	
Two-tailed probability	P = 0,315E-003	

Tabelle A16: Mann-Whitney-Test für die aktive Abduktion, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	Abd_akt_präop	
Sample 2	Abd_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	17	17
Lowest value	30,0000	30,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	90,0000	160,0000
95% CI for the median	70,0000 to 120,0000	140,1612 to 160,0000
Interquartile range	70,0000 to 122,5000	137,5000 to 162,5000
Hodges-Lehmann median difference	50,0000	
95% Confidence interval	25,0000 to 70,0000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	15	
Number of negative differences	2	
Large sample test statistic Z	-2,674603	
Two-tailed probability	P = 0,0075	

Tabelle A17: Wilcoxon-Test für die aktive Abduktion, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Abd_pass_präop	
Sample 2		
Variable	Abd_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	27	27
Lowest value	50,0000	80,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	100,0000	150,0000
95% CI for the median	90,0000 to 120,0000	140,0000 to 160,4724
Interquartile range	90,0000 to 127,5000	132,5000 to 170,0000
Hodges-Lehmann median difference	40,0000	
95% Confidence interval	10,0000 to 60,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	20,7593	
Average rank of second group	34,2407	
Mann-Whitney U	182,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,171	
Two-tailed probability	P = 0,0015	

Tabelle A18: Mann-Whitney-Test für die passive Abduktion, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	Abd_pass_präop	
Sample 2	Abd_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	17	17
Lowest value	50,0000	80,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	100,0000	150,0000
95% CI for the median	90,0000 to 129,6777	90,6447 to 160,0000
Interquartile range	87,5000 to 130,0000	90,0000 to 162,5000
Hodges-Lehmann median difference	30,0000	
95% Confidence interval	0,0000 to 60,0000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	12	
Number of negative differences	3	
Large sample test statistic Z	-2,101459	
Two-tailed probability	P = 0,0356	

Tabelle A19: Wilcoxon-Test für die passive Abduktion, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	AR_akt_präop	
Sample 2		
Variable	AR_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	28	27
Lowest value	0,0000	20,0000
Highest value	60,0000	90,0000
Median	30,0000	40,0000
95% CI for the median	23,5850 to 40,0000	30,0000 to 50,4724
Interquartile range	20,0000 to 40,0000	30,0000 to 60,0000
Hodges-Lehmann median difference		10,0000
95% Confidence interval		0,0000 to 20,0000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	22,5357	
Average rank of second group	33,6667	
Mann-Whitney U	225,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-2,638	
Two-tailed probability	P = 0,0083	

Tabelle A20: Mann-Whitney-Test für die aktive Außenrotation, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	AR_akt_präop	
Sample 2	AR_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	18
Lowest value	0,0000	20,0000
Highest value	60,0000	90,0000
Median	30,0000	50,0000
95% CI for the median	23,9736 to 40,0000	30,0000 to 56,0264
Interquartile range	20,0000 to 40,0000	30,0000 to 60,0000
Hodges-Lehmann median difference		10,0000
95% Confidence interval		5,0000 to 20,0000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	14	
Number of negative differences	2	
Large sample test statistic Z	-2,999109	
Two-tailed probability	P = 0,0027	

Tabelle A21: Wilcoxon-Test für die aktive Außenrotation, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	AR_pass_präop	
Sample 2		
Variable	AR_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	28	27
Lowest value	0,0000	30,0000
Highest value	70,0000	90,0000
Median	35,0000	50,0000
95% CI for the median	23,5850 to 40,0000	40,0000 to 60,0000
Interquartile range	20,0000 to 50,0000	40,0000 to 60,0000
Hodges-Lehmann median difference		20,0000
95% Confidence interval		10,0000 to 30,0000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	20,9464	
Average rank of second group	35,3148	
Mann-Whitney U	180,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,373	
Two-tailed probability	P = 0,745E-003	

Tabelle A22: Mann-Whitney-Test für die passive Außenrotation, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	AR_pass_präop	
Sample 2	AR_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	18
Lowest value	0,0000	30,0000
Highest value	70,0000	90,0000
Median	40,0000	50,0000
95% CI for the median	23,9736 to 50,0000	40,0000 to 60,0000
Interquartile range	20,0000 to 50,0000	40,0000 to 60,0000
Hodges-Lehmann median difference		15,0000
95% Confidence interval		5,0000 to 20,0000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	13	
Number of negative differences	2	
Large sample test statistic Z	-2,697819	
Two-tailed probability	P = 0,0070	

Tabelle A23: Wilcoxon-Test für die passive Außenrotation, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	IR_akt_präop	
Sample 2		
Variable	IR_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	27	27
Lowest value	2,0000	2,0000
Highest value	5,0000	6,0000
Median	3,0000	4,0000
95% CI for the median	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 4,0000
Interquartile range	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 4,7500
Hodges-Lehmann median difference		1,0000
95% Confidence interval		0,0000 to 1,0000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	20,0926	
Average rank of second group	34,9074	
Mann-Whitney U	164,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,808	
Two-tailed probability	P = 0,140E-003	

Tabelle A24: Mann-Whitney-Test für die aktive Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	IR_akt_präop	
Sample 2	IR_akt_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	17	17
Lowest value	2,0000	2,0000
Highest value	5,0000	6,0000
Median	3,0000	4,0000
95% CI for the median	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 4,9839
Interquartile range	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 5,0000
Hodges-Lehmann median difference		1,0000
95% Confidence interval		0,5000 to 1,5000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	11	
Number of negative differences	1	
Large sample test statistic Z	-2,706403	
Two-tailed probability	P = 0,0068	

Tabelle A25: Wilcoxon-Test für die aktive Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	IR_pass_präop	
Sample 2		
Variable	IR_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	24	25
Lowest value	2,0000	2,0000
Highest value	5,0000	6,0000
Median	3,0000	4,0000
95% CI for the median	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 4,0000
Interquartile range	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 5,0000
Hodges-Lehmann median difference	1,0000	
95% Confidence interval	0,0000 to 1,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	17,9167	
Average rank of second group	31,8000	
Mann-Whitney U	130,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-3,697	
Two-tailed probability	P = 0,218E-003	

Tabelle A26: Mann-Whitney-Test für die passive Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	IR_pass_präop	
Sample 2	IR_pass_postop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	14	14
Lowest value	2,0000	2,0000
Highest value	5,0000	6,0000
Median	3,0000	4,0000
95% CI for the median	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 5,0000
Interquartile range	3,0000 to 4,0000	4,0000 to 5,0000
Hodges-Lehmann median difference	1,0000	
95% Confidence interval	0,5000 to 1,5000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	10	
Number of negative differences	1	
Large sample test statistic Z	-2,533959	
Two-tailed probability	P = 0,0113	

Tabelle A27: Wilcoxon-Test für die passive Innenrotation, präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	VASpräop	
Sample 2		
Variable	VASpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	43	40
Lowest value	1,0000	0,0000
Highest value	14,0000	15,0000
Median	10,0000	0,0000
95% CI for the median	8,0000 to 10,0000	0,0000 to 1,0000
Interquartile range	6,2500 to 11,0000	0,0000 to 2,0000
Hodges-Lehmann median difference	-8,0000	
95% Confidence interval	-9,0000 to -6,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	58,0698	
Average rank of second group	24,7250	
Mann-Whitney U	169,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	6,364	
Two-tailed probability	P = 0,196E-009	

Tabelle A28: Mann-Whitney-Test für die Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	VASpräop	
Sample 2	VASpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	39	39
Lowest value	1,0000	0,0000
Highest value	14,0000	15,0000
Median	9,0000	0,0000
95% CI for the median	8,0000 to 10,0000	0,0000 to 1,0827
Interquartile range	6,2500 to 11,0000	0,0000 to 2,0000
Hodges-Lehmann median difference	-6,5000	
95% Confidence interval	-8,0000 to -5,0000	
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	2	
Number of negative differences	36	
Large sample test statistic Z	5,199066	
Two-tailed probability	P = 0,200E-006	

Tabelle A29: Wilcoxon-Test für die Schmerzskala (VAS), präoperativ und postoperativ

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	SSVpräop	
Sample 2		
Variable	SSVpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	38	37
Lowest value	20,0000	30,0000
Highest value	80,0000	100,0000
Median	40,0000	90,0000
95% CI for the median	34,9678 to 50,0000	80,0000 to 98,6908
Interquartile range	30,0000 to 50,0000	78,7500 to 100,0000
Hodges-Lehmann median difference		45,0000
95% Confidence interval		40,0000 to 50,0000
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	21,9474	
Average rank of second group	54,4865	
Mann-Whitney U	93,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-6,506	
Two-tailed probability	P = 0,773E-010	

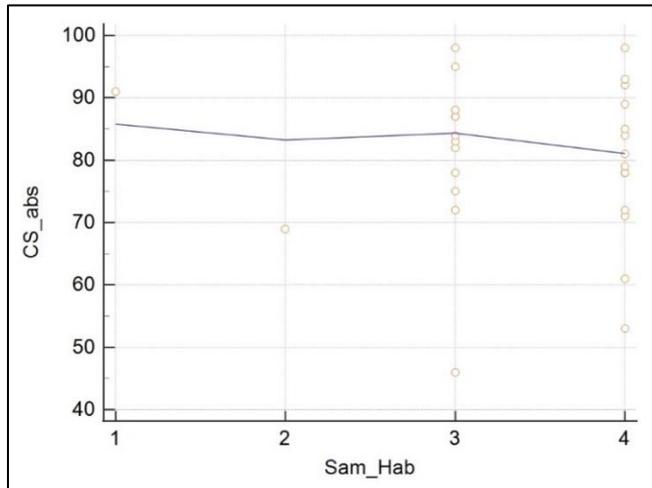
Tabelle A30: Mann-Whitney-Test für die Werte des Subjective Shoulder Value (SSV), präoperativ und postoperativ

Wilcoxon test (paired samples)		
Sample 1	SSVpräop	
Sample 2	SSVpostop	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	32	32
Lowest value	20,0000	10,0000
Highest value	80,0000	100,0000
Median	40,0000	90,0000
95% CI for the median	30,0000 to 50,0000	80,0000 to 100,0000
Interquartile range	30,0000 to 50,0000	77,5000 to 100,0000
Hodges-Lehmann median difference		45,0000
95% Confidence interval		35,0000 to 55,0000
Wilcoxon test (paired samples)		
Number of positive differences	30	
Number of negative differences	2	
Large sample test statistic Z	-4,375552	
Two-tailed probability	P = 0,121E-004	

Tabelle A31: Wilcoxon-Test für die Werte des Subjective Shoulder Value (SSV), präoperativ und postoperativ

14.3 Tabellen und Graphiken zum Kapitel 4.5

14.3.1 Arthroseggrad und Schulterfunktion

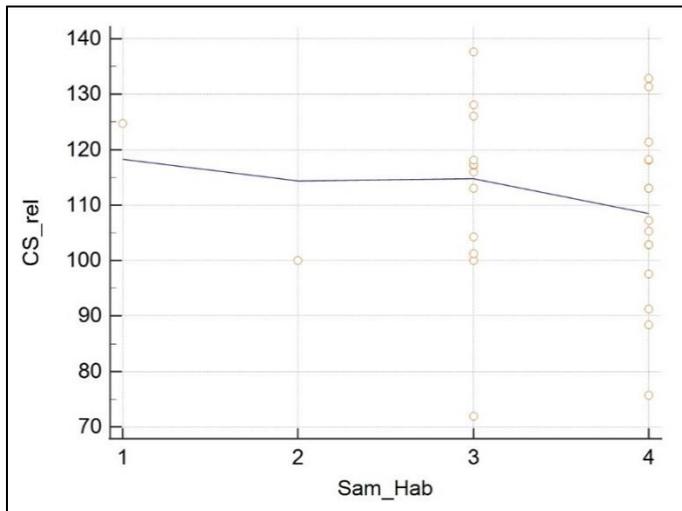


Graphik B1: Absoluter CS postoperativ über Arthroseggrad aufgetragen

Variable Y	CS_abs
Variable X	Sam_Hab
Sample size	29
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	-0,0801
Significance level	P=0,6794
95% Confidence Interval for rho	-0,434 to 0,295
Kendall's Tau	-0,0688
Significance level	P=0,5828
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,379 to 0,270

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A32: Rangkorrelationskoeffizienten für den absoluten CS postoperativ und den Arthroseggrad

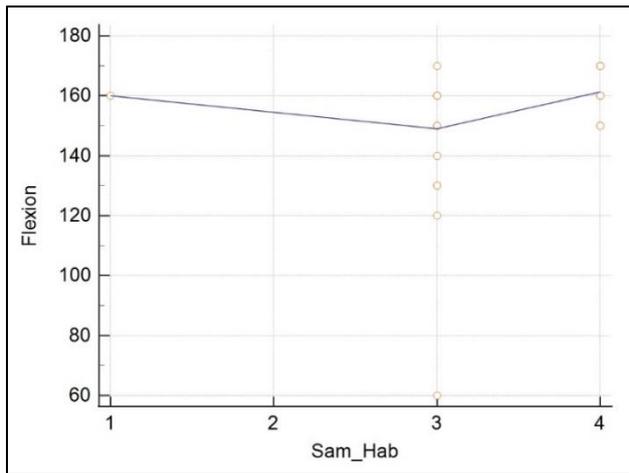


Graphik B2: Relativer CS postoperativ über Arthrosegrad aufgetragen

Rank Correlation	
Variable Y	CS_rel
Variable X	Sam_Hab
Sample size	29
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	-0,130
Significance level	P=0,5008
95% Confidence Interval for rho	-0,474 to 0,248
Kendall's Tau	-0,101
Significance level	P=0,4267
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,395 to 0,204

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A33: Rangkorrelationskoeffizienten für den relativen CS postoperativ und den Arthrosegrad



Graphik B3: Maximaler Flexionswinkel postoperativ über Arthrosegrad aufgetragen

Rank Correlation	
Variable Y	Flexion
Variable X	Sam_Hab
Sample size	21
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	0,376
Significance level	P=0,0928
95% Confidence Interval for rho	-0,0662 to 0,695
Kendall's Tau	0,329
Significance level	P=0,0415
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,0596 to 0,608

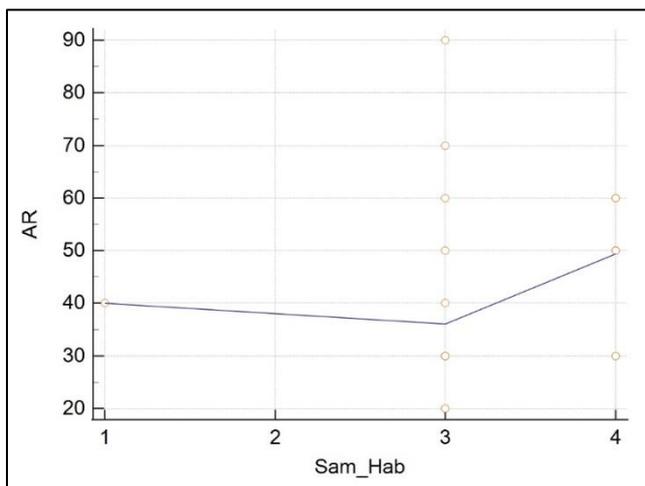
^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A34: Rangkorrelationskoeffizienten für den maximalen Flexionswinkel postoperativ und den Arthrosegrad

Rank Correlation	
Variable Y	Abduktion
Variable X	Sam_Hab
Sample size	21
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	0,583
Significance level	P=0,0055
95% Confidence Interval for rho	0,203 to 0,811
Kendall's Tau	0,501
Significance level	P=0,0017
95% Confidence Interval for Tau ^a	0,198 to 0,701

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A35: Rangkorrelationskoeffizienten für den maximalen postoperativen Abduktionswinkel und den Arthrosegrad



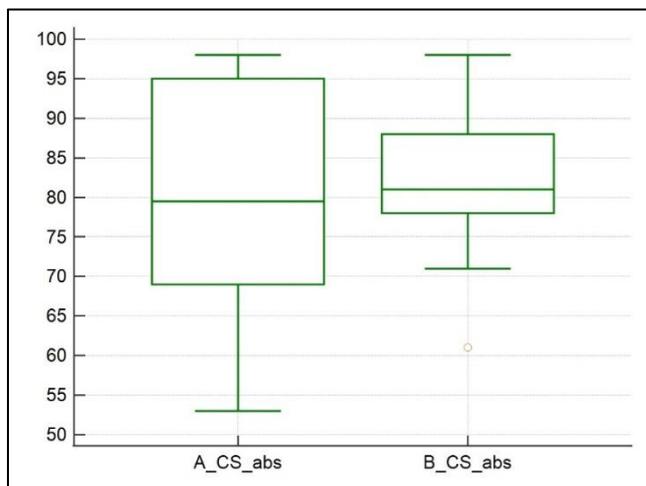
Graphik B4: Maximaler postoperativer Außenrotationswinkel über Arthrosegrad aufgetragen

Rank Correlation	
Variable Y	AR
Variable X	Sam_Hab
Sample size	21
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	0,265
Significance level	P=0,2458
95% Confidence Interval for rho	-0,188 to 0,625
Kendall's Tau	0,218
Significance level	P=0,1818
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,178 to 0,553

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A36: Rangkorrelationskoeffizienten für den maximalen postoperativen Außenrotationswinkel und den Arthroseggrad

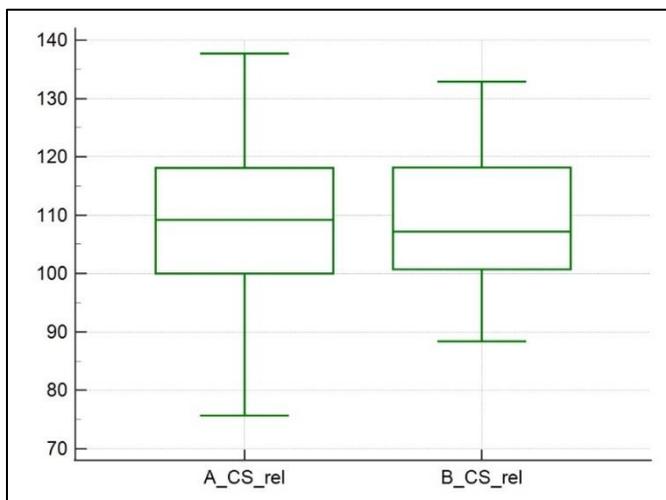
14.3.2 Vergleich der postoperativen Schulterfunktion bei Arthrosetyp A und Arthrosetyp B nach Samilson/Habermeyer



Graphik B5: Vergleich des absoluten CS in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	A_CS_abs	
Sample 2		
Variable	B_CS_abs	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	6	15
Lowest value	53,0000	61,0000
Highest value	98,0000	98,0000
Median	79,5000	81,0000
95% CI for the median	56,1060 to 97,4176	78,0000 to 87,9403
Interquartile range	69,0000 to 95,0000	78,0000 to 88,0000
Hodges-Lehmann median difference	2,5000	
95% Confidence interval	-14,0000 to 18,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	10,5000	
Average rank of second group	11,2000	
Mann-Whitney U	42,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,234	
Two-tailed probability	P = 0,8150	

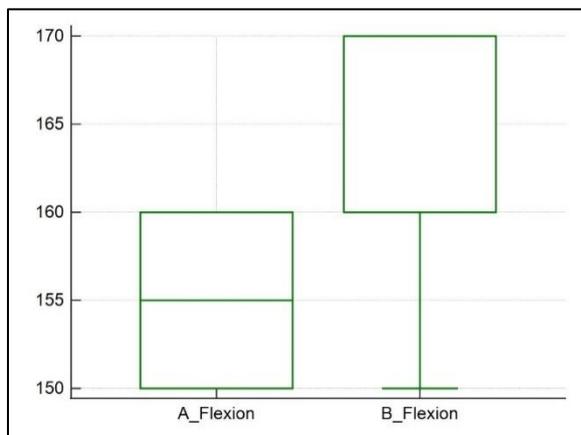
Tabelle A37: Vergleich des absoluten CS in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B



Graphik B6: Vergleich des relativen CS in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	A_CS_rel	
Sample 2		
Variable	B_CS_rel	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	6	15
Lowest value	75,7000	88,4000
Highest value	137,7000	132,9000
Median	109,2000	107,2000
95% CI for the median	80,4172 to 133,8952	100,7683 to 118,1735
Interquartile range	100,0000 to 118,1000	100,7250 to 118,1750
Hodges-Lehmann median difference	0,5000	
95% Confidence interval	-17,2000 to 18,2000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	10,6667	
Average rank of second group	11,1333	
Mann-Whitney U	43,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,156	
Two-tailed probability	P = 0,8761	

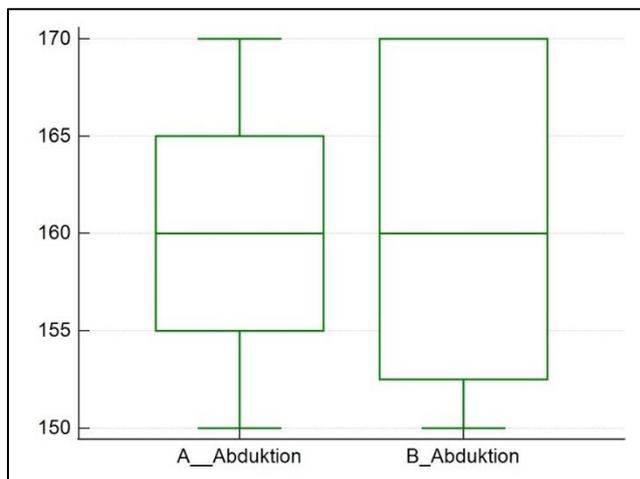
Tabelle A38: Vergleich des relativen CS in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B



Graphik B7: Vergleich des maximalen Flexionswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	A_Flexion	
Sample 2		
Variable	B_Flexion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	4	7
Lowest value	150,0000	150,0000
Highest value	160,0000	170,0000
Median	155,0000	160,0000
95% CI for the median		154,9523 to 170,0000
Interquartile range	150,0000 to 160,0000	160,0000 to 170,0000
Hodges-Lehmann median difference		10,0000
95% Confidence interval		
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	4,0000	
Average rank of second group	7,1429	
Mann-Whitney U	6,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-1,618	
Two-tailed probability	P = 0,1056	

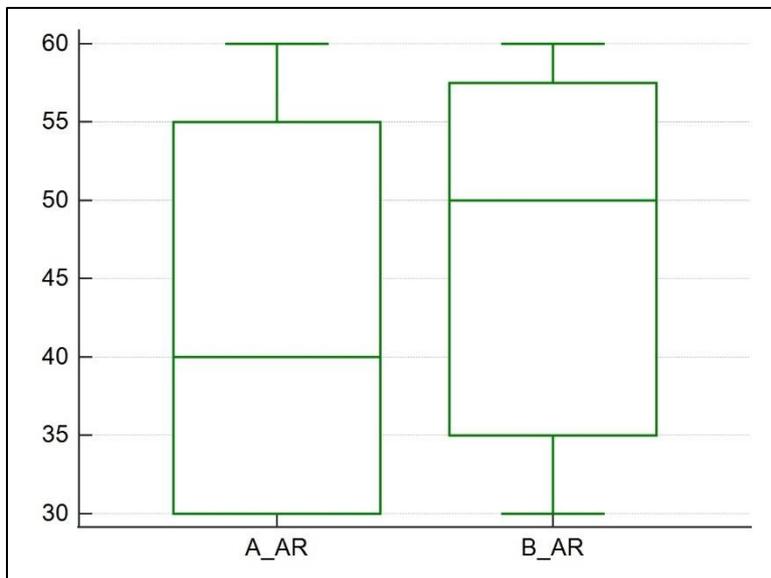
Tabelle A39: Vergleich des maximalen Flexionswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B



Graphik B8: Vergleich des maximalen Abduktionswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	A_Abduktion	
Sample 2		
Variable	B_Abduktion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	4	7
Lowest value	150,0000	150,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	160,0000	160,0000
95% CI for the median		150,0000 to 170,0000
Interquartile range	155,0000 to 165,0000	152,5000 to 170,0000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval		
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	5,6250	
Average rank of second group	6,2143	
Mann-Whitney U	12,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,300	
Two-tailed probability	P = 0,7639	

Tabelle A40: Vergleich des maximalen Abduktionswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

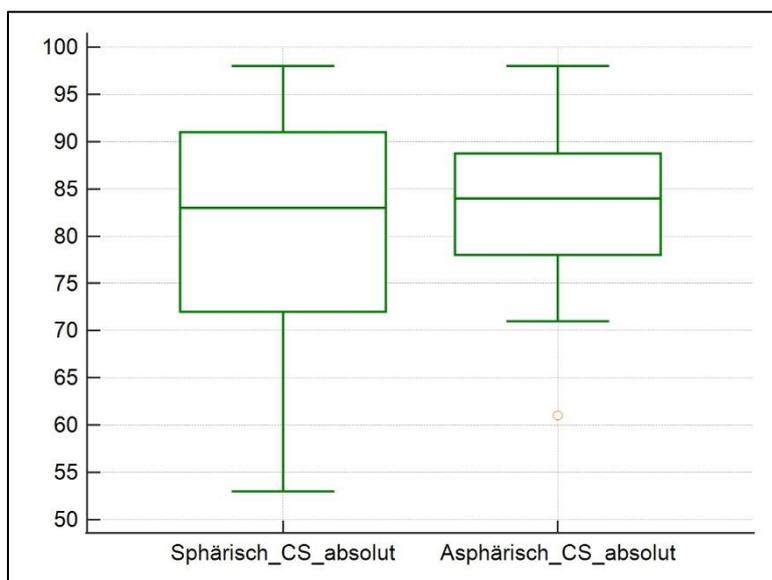


Graphik B9: Vergleich des maximalen Außenrotationswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosetyp A und B

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	A_AR	
Sample 2		
Variable	B_AR	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	4	7
Lowest value	30,0000	30,0000
Highest value	60,0000	60,0000
Median	40,0000	50,0000
95% CI for the median		30,0000 to 60,0000
Interquartile range	30,0000 to 55,0000	35,0000 to 57,5000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval		
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	5,3750	
Average rank of second group	6,3571	
Mann-Whitney U	11,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,501	
Two-tailed probability	P = 0,6167	

Tabelle A41: Vergleich des maximalen Außenrotationswinkels in Abhängigkeit vom Arthrosentyp A und B

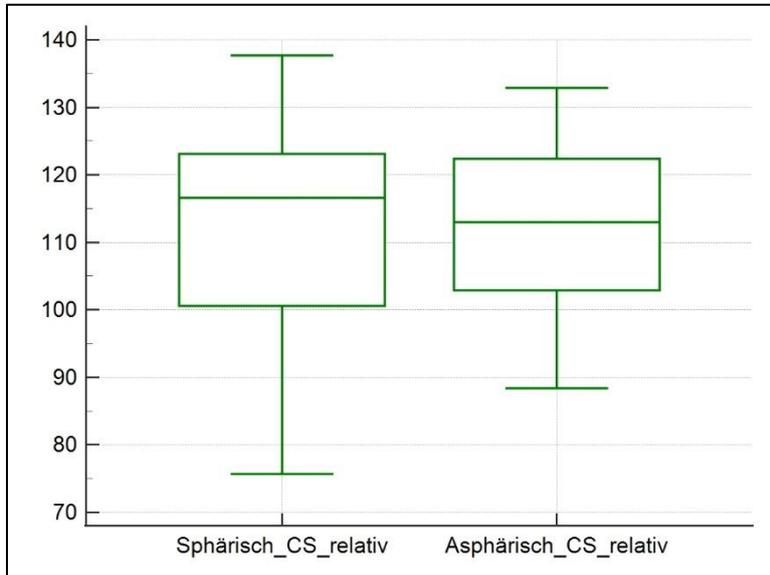
14.3.3 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten bei Vorliegen einer Sphärizität oder Asphärizität



Graphik B10: Einfluss der Sphärizität auf den absoluten CS

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Sphärisch_CS_absolut	
Sample 2		
Variable	Asphärisch_CS_absolut	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	8	19
Lowest value	53,0000	61,0000
Highest value	98,0000	98,0000
Median	83,0000	84,0000
95% CI for the median	65,9718 to 95,5678	78,0000 to 88,2180
Interquartile range	72,0000 to 91,0000	78,0000 to 88,7500
Hodges-Lehmann median difference	1,5000	
95% Confidence interval	-9,0000 to 12,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	13,3750	
Average rank of second group	14,2632	
Mann-Whitney U	71,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,266	
Two-tailed probability	P = 0,7903	

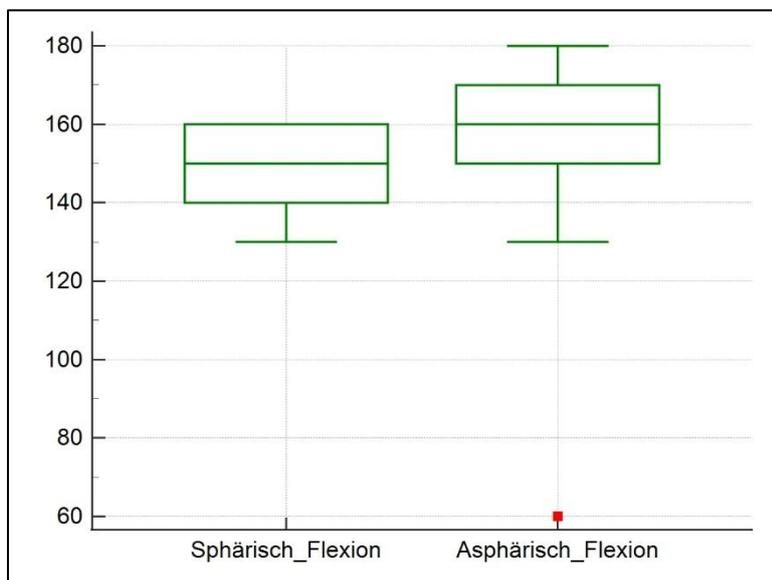
Tabelle A42: Einfluss der Sphärizität auf den absoluten CS



Graphik B11: Einfluss der Sphärizität auf den relativen CS

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Sphärisch_CS_relativ	
Sample 2		
Variable	Asphärisch_CS_relativ	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	8	19
Lowest value	75,7000	88,4000
Highest value	137,7000	132,9000
Median	116,6000	113,0000
95% CI for the median	95,4009 to 129,9169	102,9000 to 121,6835
Interquartile range	100,6000 to 123,1000	102,9000 to 122,3750
Hodges-Lehmann median difference	0,1000	
95% Confidence interval	-15,0000 to 15,4000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	13,7500	
Average rank of second group	14,1053	
Mann-Whitney U	74,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,106	
Two-tailed probability	P = 0,9154	

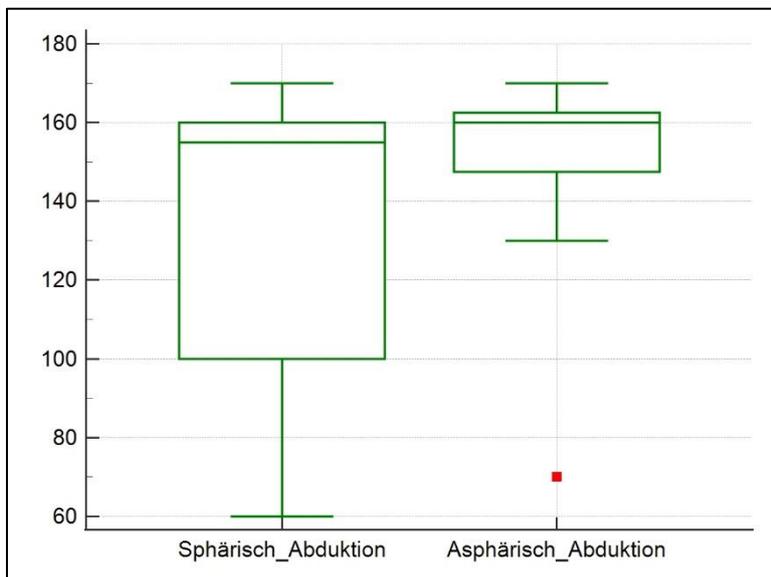
Tabelle A43: Einfluss der Sphärizität auf den relativen CS



Graphik B12: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Flexionswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Sphärisch_Flexion	
Sample 2		
Variable	Asphärisch_Flexion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	6	13
Lowest value	130,0000	60,0000
Highest value	160,0000	180,0000
Median	150,0000	160,0000
95% CI for the median	131,9412 to 160,0000	150,0000 to 170,0000
Interquartile range	140,0000 to 160,0000	150,0000 to 170,0000
Hodges-Lehmann median difference	10,0000	
95% Confidence interval	0,0000 to 20,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	7,2500	
Average rank of second group	11,2692	
Mann-Whitney U	22,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-1,494	
Two-tailed probability	P = 0,1351	

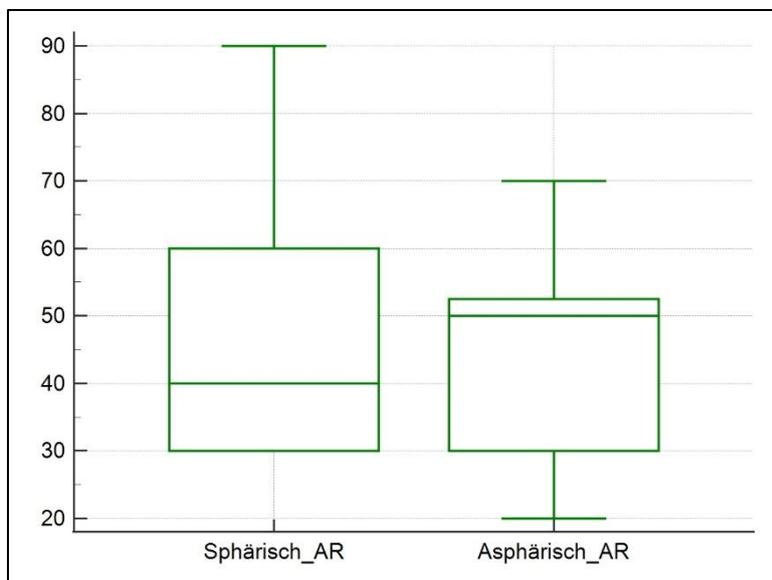
Tabelle A44: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Flexionswinkel



Graphik B13: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Abduktionswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Sphärisch_Abduktion	
Sample 2		
Variable	Asphärisch_Abduktion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	6	13
Lowest value	60,0000	70,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	155,0000	160,0000
95% CI for the median	67,7650 to 168,0588	145,3150 to 164,6850
Interquartile range	100,0000 to 160,0000	147,5000 to 162,5000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval	-10,0000 to 60,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	9,0000	
Average rank of second group	10,4615	
Mann-Whitney U	33,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,539	
Two-tailed probability	P = 0,5896	

Tabelle A45: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Abduktionswinkel

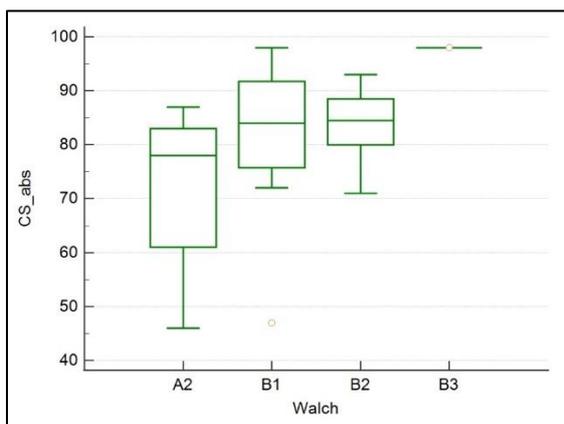


Graphik B14: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Außenrotationswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	Sphärisch_AR	
Sample 2		
Variable	Asphärisch_AR	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	6	13
Lowest value	30,0000	20,0000
Highest value	90,0000	70,0000
Median	40,0000	50,0000
95% CI for the median	30,0000 to 84,1763	30,0000 to 54,6850
Interquartile range	30,0000 to 60,0000	30,0000 to 52,5000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval	-30,0000 to 20,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	10,3333	
Average rank of second group	9,8462	
Mann-Whitney U	37,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	0,182	
Two-tailed probability	P = 0,8557	

Tabelle A46: Einfluss der Sphärizität auf den maximalen Außenrotationswinkel

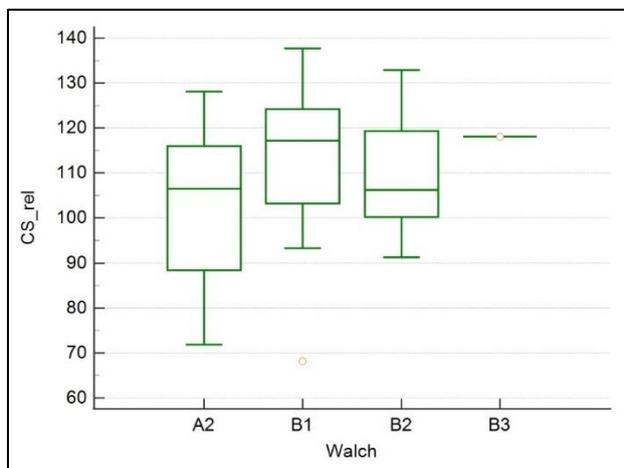
14.3.4 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Walch



Graphik B15: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den absoluten CS

Kruskal-Wallis test						
Data	CS_abs					
Factor codes	Walch					
Sample size	34					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
A2	10	46,0000	61,000	78,000	83,000	87,000
B1	15	47,0000	75,750	84,000	91,750	98,000
B2	8	71,0000	80,000	84,500	88,500	93,000
B3	1	98,0000	98,000	98,000	98,000	98,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	6,8143					
Corrected for ties Ht	6,8425					
Degrees of Freedom (DF)	3					
Significance level	P = 0,077091					
Factor	n	Average Rank				
(1) A2	10	11,70				
(2) B1	15	18,93				
(3) B2	8	20,06				
(4) B3	1	33,50				

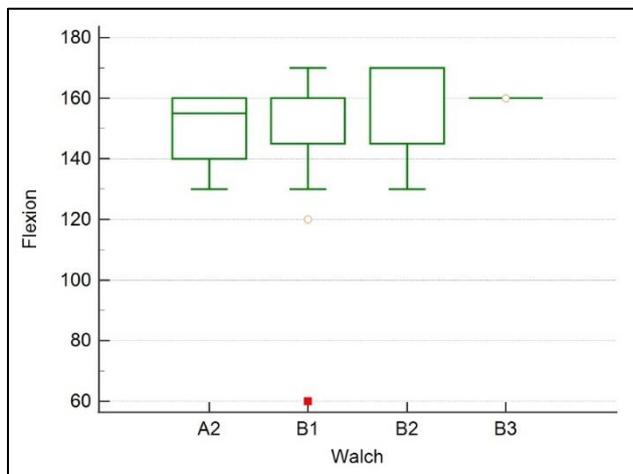
Tabelle A47: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den absoluten CS



Graphik B16: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den relativen CS

Kruskal-Wallis test						
Data	CS_rel					
Factor codes	Walch					
Sample size	34					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
A2	10	71,9000	88,400	106,500	116,000	128,100
B1	15	68,1000	103,250	117,200	124,200	137,700
B2	8	91,3000	100,250	106,250	119,350	132,900
B3	1	118,1000	118,100	118,100	118,100	118,100
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	2,6801					
Corrected for ties Ht	2,6833					
Degrees of Freedom (DF)	3					
Significance level	P = 0,443065					
Factor	n	Average Rank				
(1) A2	10	13,85				
(2) B1	15	19,97				
(3) B2	8	16,69				
(4) B3	1	23,50				

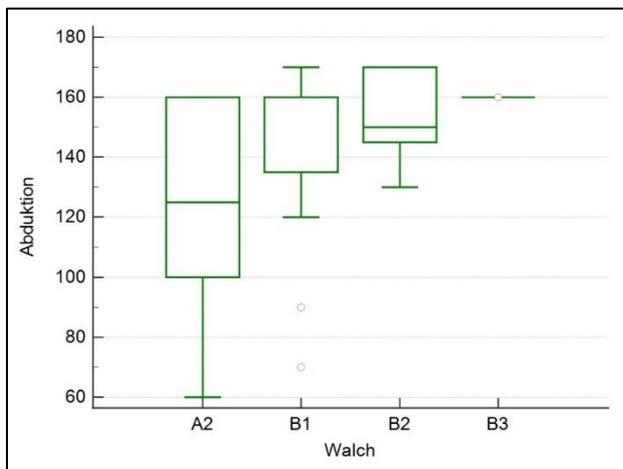
Tabelle A48: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den relativen CS



Graphik B17: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Flexionswinkel

Kruskal-Wallis test						
Data	Flexion					
Factor codes	Walch					
Sample size	25					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
A2	6	130,0000	140,000	155,000	160,000	160,000
B1	13	60,0000	145,000	160,000	160,000	170,000
B2	5	130,0000	145,000	170,000	170,000	170,000
B3	1	160,0000	160,000	160,000	160,000	160,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	1,9894					
Corrected for ties Ht	2,1543					
Degrees of Freedom (DF)	3					
Significance level	P = 0,541002					
Factor	n	Average Rank				
(1) A2	6	11,42				
(2) B1	13	12,04				
(3) B2	5	16,70				
(4) B3	1	16,50				

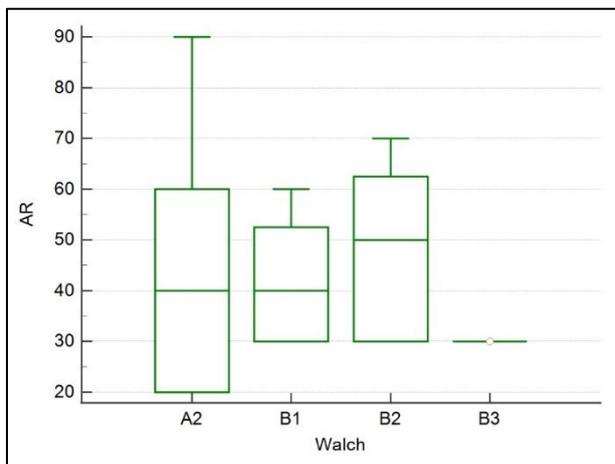
Tabelle A49: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Flexionswinkel



Graphik B18: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Abduktionswinkel

Kruskal-Wallis test						
Data	Abduktion					
Factor codes	Walch					
Sample size	25					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
A2	6	60,0000	100,000	125,000	160,000	160,000
B1	13	70,0000	135,000	160,000	160,000	170,000
B2	5	130,0000	145,000	150,000	170,000	170,000
B3	1	160,0000	160,000	160,000	160,000	160,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	2,3698					
Corrected for ties Ht	2,4795					
Degrees of Freedom (DF)	3					
Significance level	P = 0,479004					
Factor	n	Average Rank				
(1) A2	6	9,33				
(2) B1	13	13,50				
(3) B2	5	15,20				
(4) B3	1	17,50				

Tabelle A50: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Abduktionswinkel

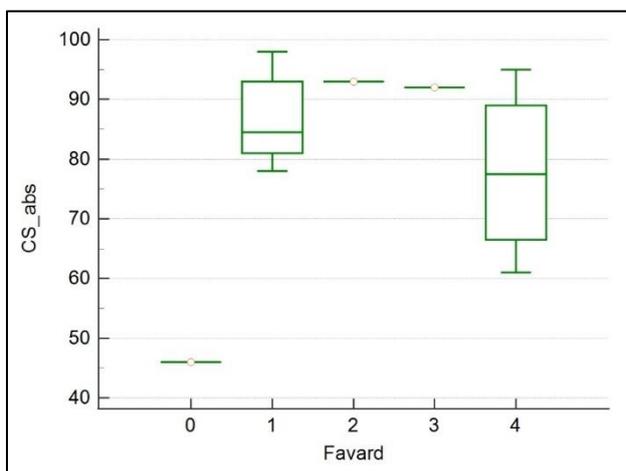


Graphik B19: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Außenrotationswinkel

Kruskal-Wallis test							
Data	AR						
Factor codes	Walch						
Sample size	25						
Descriptive statistics							
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum	
A2	6	20,0000	20,000	40,000	60,000	90,000	
B1	13	30,0000	30,000	40,000	52,500	60,000	
B2	5	30,0000	30,000	50,000	62,500	70,000	
B3	1	30,0000	30,000	30,000	30,000	30,000	
Kruskal-Wallis test							
Test statistic	1,1503						
Corrected for ties Ht	1,2267						
Degrees of Freedom (DF)	3						
Significance level	P = 0,746601						
Factor	n	Average Rank					
(1) A2	6	12,00					
(2) B1	13	13,15					
(3) B2	5	15,00					
(4) B3	1	7,00					

Tabelle A51: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf den maximalen Außenrotationswinkel

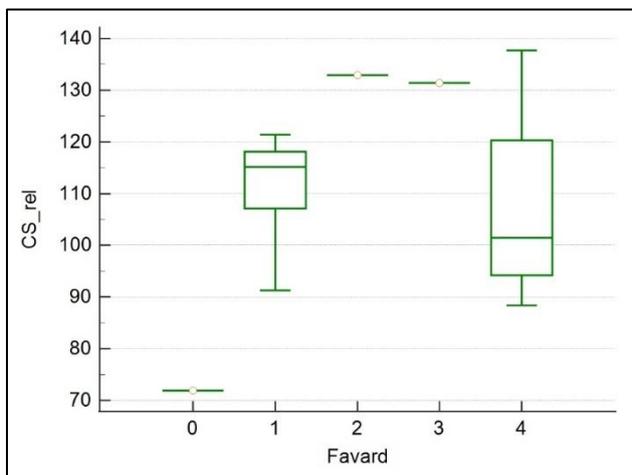
14.3.5 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Pfannentyp nach Favard



Graphik B20: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den absoluten CS

Kruskal-Wallis test						
Data	CS_abs					
Factor codes	Favard					
Sample size	15					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
0	1	46,0000	46,000	46,000	46,000	46,000
1	8	78,0000	81,000	84,500	93,000	98,000
2	1	93,0000	93,000	93,000	93,000	93,000
3	1	92,0000	92,000	92,000	92,000	92,000
4	4	61,0000	66,500	77,500	89,000	95,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	4,9000					
Corrected for ties Ht	4,9264					
Degrees of Freedom (DF)	4					
Significance level	P = 0,294934					
Factor	n	Average Rank				
(1) 0	1	1,00				
(2) 1	8	9,00				
(3) 2	1	12,00				
(4) 3	1	11,00				
(5) 4	4	6,00				

Tabelle A52: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den absoluten CS



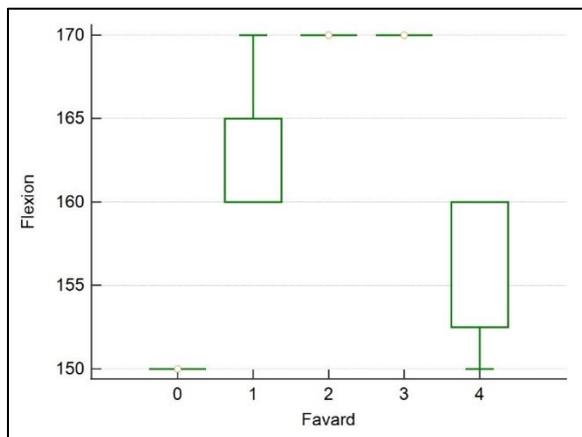
Graphik B21: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den relativen CS

Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
0	1	71,9000	71,900	71,900	71,900	71,900
1	8	91,3000	107,100	115,150	118,100	121,400
2	1	132,9000	132,900	132,900	132,900	132,900
3	1	131,4000	131,400	131,400	131,400	131,400
4	4	88,4000	94,200	101,450	120,300	137,700

Kruskal-Wallis test	
Test statistic	5,8188
Corrected for ties Ht	5,8396
Degrees of Freedom (DF)	4
Significance level	P = 0,211451

Factor	n	Average Rank
(1) 0	1	1,00
(2) 1	8	8,13
(3) 2	1	14,00
(4) 3	1	13,00
(5) 4	4	6,75

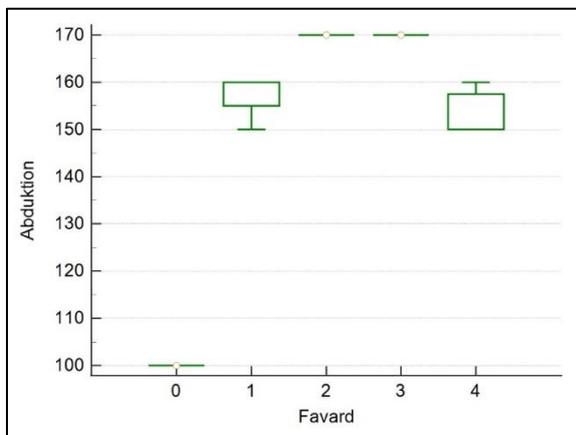
Tabelle A53: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den relativen CS



Graphik B22: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Flexionswinkel

Kruskal-Wallis test						
Data	Flexion					
Factor codes	Favard					
Sample size	10					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
0	1	150,0000	150,000	150,000	150,000	150,000
1	4	160,0000	160,000	160,000	165,000	170,000
2	1	170,0000	170,000	170,000	170,000	170,000
3	1	170,0000	170,000	170,000	170,000	170,000
4	3	150,0000	152,500	160,000	160,000	160,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	5,4364					
Corrected for ties Ht	6,4071					
Degrees of Freedom (DF)	4					
Significance level	P = 0,170736					
Factor	n	Average Rank				
(1) 0	1	1,50				
(2) 1	4	6,00				
(3) 2	1	9,00				
(4) 3	1	9,00				
(5) 4	3	3,83				

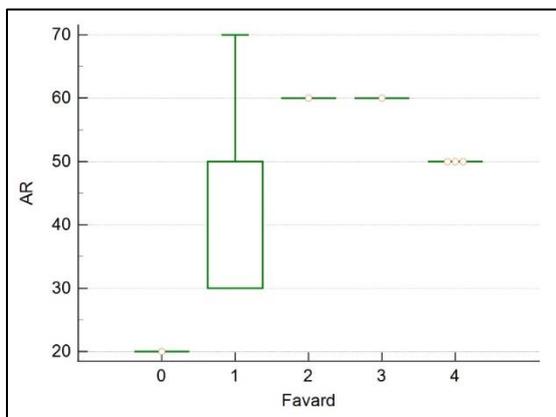
Tabelle A54: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Flexionswinkel



Graphik B23: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Abduktionswinkel

Kruskal-Wallis test						
Data	Abduktion					
Factor codes	Favard					
Sample size	10					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
0	1	100,0000	100,000	100,000	100,000	100,000
1	4	150,0000	155,000	160,000	160,000	160,000
2	1	170,0000	170,000	170,000	170,000	170,000
3	1	170,0000	170,000	170,000	170,000	170,000
4	3	150,0000	150,000	150,000	157,500	160,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	6,2886					
Corrected for ties Ht	6,9175					
Degrees of Freedom (DF)	4					
Significance level	P = 0,140313					
Factor	n	Average Rank				
(1) 0	1	1,00				
(2) 1	4	5,62				
(3) 2	1	9,50				
(4) 3	1	9,50				
(5) 4	3	4,17				

Tabelle A55: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Abduktionswinkel



Graphik B24: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Außenrotationswinkel

Kruskal-Wallis test						
Data	AR					
Factor codes	Favard					
Sample size	10					
Descriptive statistics						
Factor	n	Minimum	25th percentile	Median	75th percentile	Maximum
0	1	20,0000	20,000	20,000	20,000	20,000
1	4	30,0000	30,000	30,000	50,000	70,000
2	1	60,0000	60,000	60,000	60,000	60,000
3	1	60,0000	60,000	60,000	60,000	60,000
4	3	50,0000	50,000	50,000	50,000	50,000
Kruskal-Wallis test						
Test statistic	4,5000					
Corrected for ties Ht	4,7596					
Degrees of Freedom (DF)	4					
Significance level	P = 0,312863					
Factor	n	Average Rank				
(1) 0	1	1,00				
(2) 1	4	4,75				
(3) 2	1	8,50				
(4) 3	1	8,50				

Tabelle A56: Einfluss des Pfannentyps nach Favard auf den maximalen Außenrotationswinkel

14.3.6 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit vom Gelenkverbrauch nach Lévine

Rank Correlation	
Variable Y	CS_abs_postop
Variable X	Levigne
Sample size	27
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	-0,324
Significance level	P=0,0987
95% Confidence Interval for rho	-0,627 to 0,0634
Kendall's Tau	-0,267
Significance level	P=0,0477
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,535 to 0,0570

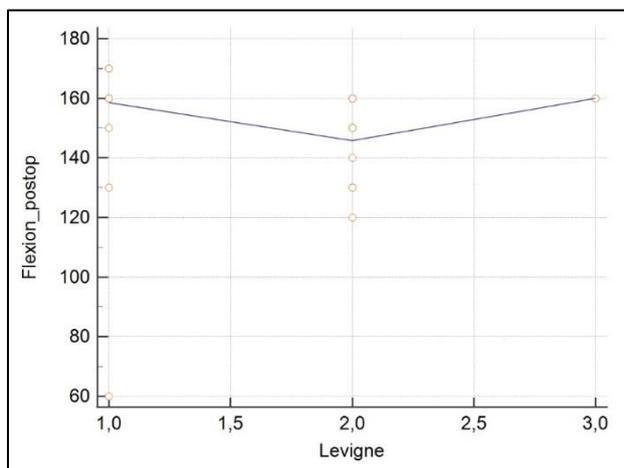
^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A57: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévine auf den absoluten CS

Rank Correlation	
Variable Y	CS_rel_postop
Variable X	Levigne
Sample size	27
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	-0,404
Significance level	P=0,0366
95% Confidence Interval for rho	-0,680 to -0,0284
Kendall's Tau	-0,329
Significance level	P=0,0150
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,576 to 0,00164

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A58: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den relativen CS

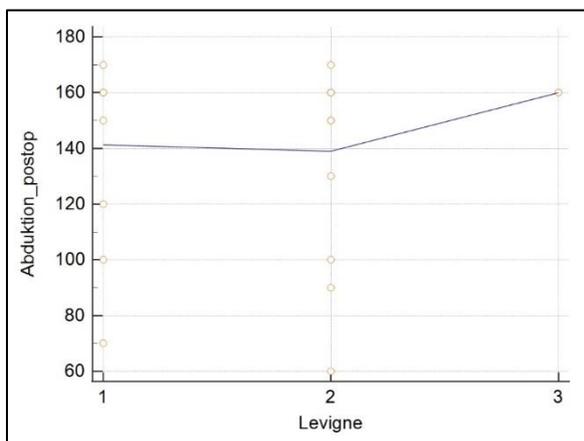


Graphik B25: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Flexionswinkel

Rank Correlation	
Variable Y	Flexion_postop
Variable X	Levigne
Sample size	20
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	-0,104
Significance level	P=0,6624
95% Confidence Interval for rho	-0,523 to 0,355
Kendall's Tau	-0,0753
Significance level	P=0,6096
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,489 to 0,321

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A59: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Flexionswinkel

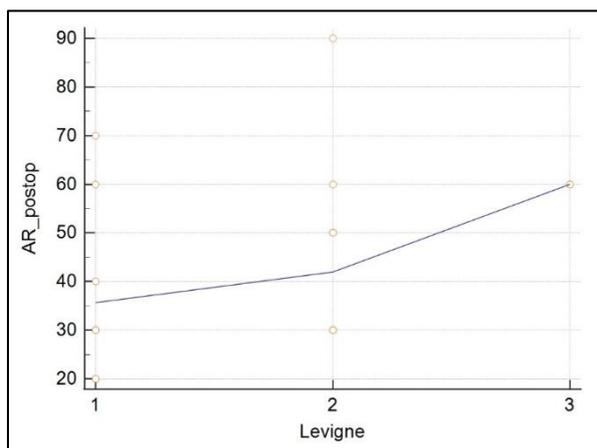


Graphik B26: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Abduktionswinkel

Rank Correlation	
Variable Y	Abduktion_postop
Variable X	Levigne
Sample size	20
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	0,0752
Significance level	P=0,7528
95% Confidence Interval for rho	-0,380 to 0,501
Kendall's Tau	0,0667
Significance level	P=0,7148
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,342 to 0,442

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A60: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Abduktionswinkel



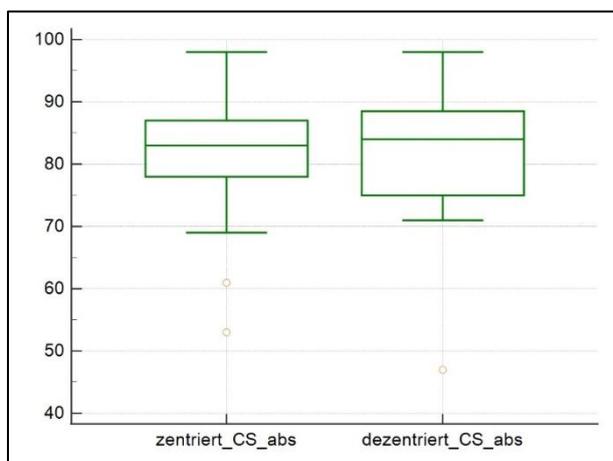
Graphik B27: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Außenrotationswinkel

Variable Y	AR_postop
Variable X	Levigne
Sample size	20
Spearman's coefficient of rank correlation (rho)	0,359
Significance level	P=0,1200
95% Confidence Interval for rho	-0,0992 to 0,692
Kendall's Tau	0,331
Significance level	P=0,0459
95% Confidence Interval for Tau ^a	-0,145 to 0,656

^a BC_a bootstrap confidence interval (500 iterations; random number seed: 978).

Tabelle A61: Einfluss des Gelenkverbrauchs nach Lévigne auf den maximalen Außenrotationswinkel

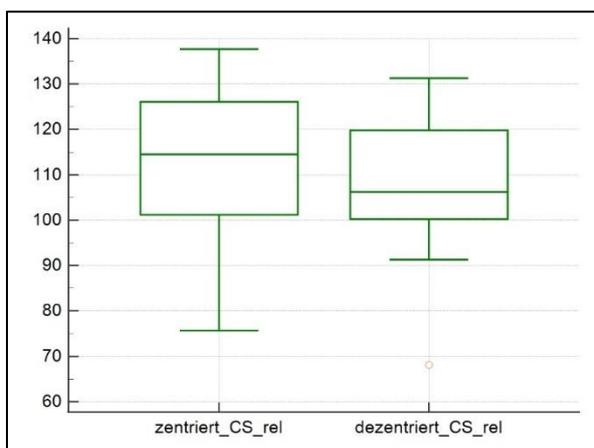
14.3.7 Vergleich der postoperativen Funktionalitäten in Abhängigkeit von der Zentrierung des Humeruskopfes



Graphik B28: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den absoluten CS

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	zentriert_CS_abs	
Sample 2		
Variable	dezentriert_CS_abs	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	16
Lowest value	53,0000	47,0000
Highest value	98,0000	98,0000
Median	83,0000	84,0000
95% CI for the median	78,0000 to 87,0000	75,8311 to 88,3615
Interquartile range	78,0000 to 87,0000	75,0000 to 88,5000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval	-7,0000 to 6,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	17,4444	
Average rank of second group	17,5625	
Mann-Whitney U	143,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,0346	
Two-tailed probability	P = 0,9724	

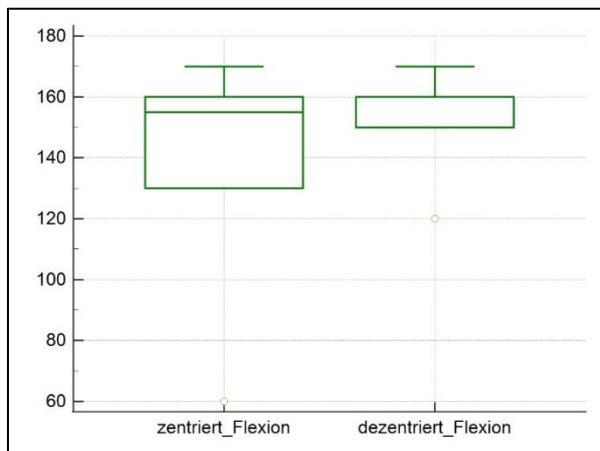
Tabelle A62: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den absoluten CS



Graphik B29: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den relativen CS

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	zentriert_CS_rel	
Sample 2		
Variable	dezentriert_CS_rel	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	18	16
Lowest value	75,7000	68,1000
Highest value	137,7000	131,3000
Median	114,5000	106,2500
95% CI for the median	104,9750 to 122,9211	100,9841 to 119,3567
Interquartile range	101,2000 to 126,1000	100,2500 to 119,8000
Hodges-Lehmann median difference	-6,7000	
95% Confidence interval	-15,2000 to 5,2000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	18,6944	
Average rank of second group	16,1563	
Mann-Whitney U	122,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	0,742	
Two-tailed probability	P = 0,4579	

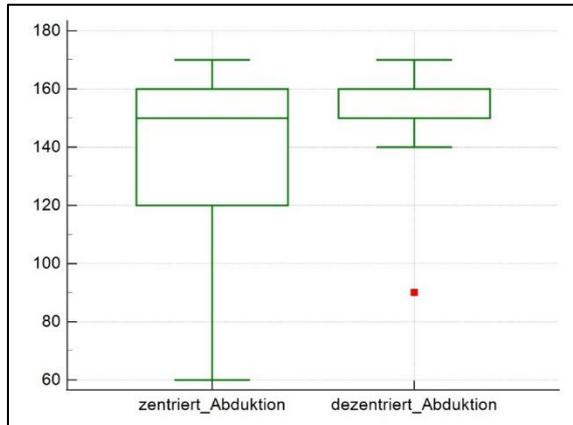
Tabelle A63: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den relativen CS



Graphik B30: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Flexionswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	zentriert_Flexion	
Sample 2		
Variable	dezentriert_Flexion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	14	11
Lowest value	60,0000	120,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	155,0000	160,0000
95% CI for the median	130,0000 to 160,0000	150,0000 to 161,7969
Interquartile range	130,0000 to 160,0000	150,0000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	10,0000	
95% Confidence interval	-10,0000 to 20,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	11,7857	
Average rank of second group	14,5455	
Mann-Whitney U	60,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,967	
Two-tailed probability	P = 0,3337	

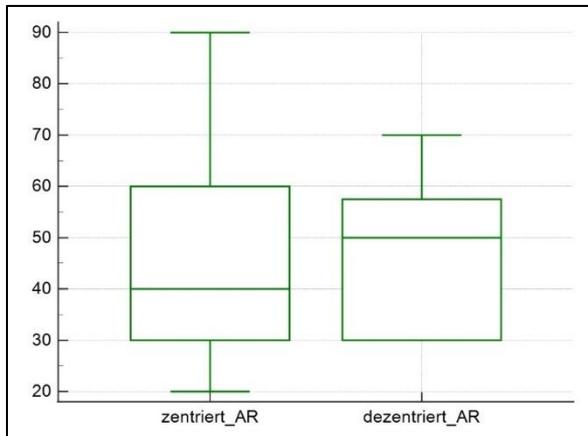
Tabelle A64: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Flexionswinkel



Graphik B31: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Abduktionswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	zentriert_Abduktion	
Sample 2		
Variable	dezentriert_Abduktion	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	14	11
Lowest value	60,0000	90,0000
Highest value	170,0000	170,0000
Median	150,0000	160,0000
95% CI for the median	117,9150 to 160,0000	148,2031 to 161,7969
Interquartile range	120,0000 to 160,0000	150,0000 to 160,0000
Hodges-Lehmann median difference	10,0000	
95% Confidence interval	-10,0000 to 30,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	11,7500	
Average rank of second group	14,5909	
Mann-Whitney U	59,50	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,980	
Two-tailed probability	P = 0,3271	

Tabelle A65: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Abduktionswinkel



Graphik B32: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Außenrotationswinkel

Mann-Whitney test (independent samples)		
Sample 1		
Variable	zentriert_AR	
Sample 2		
Variable	dezentriert_AR	
	Sample 1	Sample 2
Sample size	14	11
Lowest value	20,0000	30,0000
Highest value	90,0000	70,0000
Median	40,0000	50,0000
95% CI for the median	30,0000 to 60,0000	30,0000 to 60,0000
Interquartile range	30,0000 to 60,0000	30,0000 to 57,5000
Hodges-Lehmann median difference	0,0000	
95% Confidence interval	-10,0000 to 20,0000	
Mann-Whitney test (independent samples)		
Average rank of first group	12,5000	
Average rank of second group	13,6364	
Mann-Whitney U	70,00	
Test statistic Z (corrected for ties)	-0,396	
Two-tailed probability	P = 0,6922	

Tabelle A66: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf den maximalen Außenrotationswinkel

14.4 Tabellen zum Kapitel 4.6

Chi-squared test						
Test data						
	M1	M2	M3	M4	M5	M6
N1	1	3	0	0	1	
N2	10	17	9	1	1	
N3						
N4						
N5						
N6						
N7						
N8						
N9						
Options						
<input type="checkbox"/> Chi-squared test for trend						
Results						
Chi-squared	4,472					
DF	4					
Significance level	P = 0,3459					
Contingency coefficient	0,307					

Tabelle A67: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf die Notwendigkeit einer Revision

Chi-squared test

Test data

	M1	M2	M3	M4	M5	M6
N1	2	4	0	0	1	
N2	9	16	9	1	1	
N3						
N4						
N5						
N6						
N7						
N8						
N9						

Options

Chi-squared test for trend

Results

Chi-squared	3,845
DF	4
Significance level	P = 0,4273
Contingency coefficient	0,287

Tabelle A68: Einfluss des Pfannentyps nach Walch auf das Auftreten von Komplikationen

Chi-squared test

Test data

	M1	M2	M3	M4	M5	M6
N1	3	24				
N2	1	2				
N3						
N4						
N5						
N6						
N7						
N8						
N9						

Options

Chi-squared test for trend

Results

Chi-squared	1,115
DF	1
Significance level	P = 0,2909
Contingency coefficient	0,189

Tabelle A69: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf die Notwendigkeit einer Revision

Chi-squared test						
Test data						
	M1	M2	M3	M4	M5	M6
N1	5	22				
N2	1	2				
N3						
N4						
N5						
N6						
N7						
N8						
N9						

Options	
<input type="checkbox"/>	Chi-squared test for trend

Results	
Chi-squared	0,358
DF	1
Significance level	P = 0,5496
Contingency coefficient	0,109

Tabelle A70: Einfluss der Stellung des Humeruskopfes auf das Auftreten von Komplikationen

14.5 Tabellen zum Kapitel 5.5.

14.5.1 Prüfung auf abweichende Ergebnisse

One sample t-test	
Variable	abCS
Sample size	17
Lowest value	45,9000
Highest value	78,0000
Arithmetic mean	66,8982
95% CI for the mean	62,4777 to 71,3187
Median	69,6000
95% CI for the median	64,9334 to 71,6984
Variance	73,9197
Standard deviation	8,5977
Standard error of the mean	2,0852
One sample t-test	
Test value	80,1
Difference	-13,2018
95% CI	-17,6223 to -8,7813
Degrees of Freedom (DF)	16
Test statistic t	6,33106
Significance level	P = 0,998E-005

Tabelle A71: postoperativer absoluter CS der Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	abCS
Sample size	9
Lowest value	45,9000
Highest value	77,2000
Arithmetic mean	67,7778
95% CI for the mean	60,9264 to 74,6291
Median	70,0000
95% CI for the median	65,1898 to 72,8068
Hodges-Lehmann location estimator	69,8000
95% Confidence interval	58,3500 to 73,4000
Signed rank sum test	
Test value	80,1
Number of positive differences	0
Number of negative differences	9
Smaller total of ranks	0,00
Two-tailed probability	P = 0,0039

Tabelle A72: postoperativer absoluter CS, MB-Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	abCS
Sample size	8
Lowest value	53,0000
Highest value	78,0000
Arithmetic mean	65,9250
95% CI for the mean	58,6454 to 73,2046
Median	67,8000
95% CI for the median	56,7294 to 74,0274
Variance	75,8193
Standard deviation	8,7074
Standard error of the mean	3,0785
One sample t-test	
Test value	80,1
Difference	-14,1750
95% CI	-21,4546 to -6,8954
Degrees of Freedom (DF)	7
Test statistic t	4,60445
Significance level	P = 0,0025

Tabelle A73: postoperativer absoluter CS, zementierte Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	relCS
Sample size	13
Lowest value	59,4000
Highest value	103,1000
Arithmetic mean	88,0538
95% CI for the mean	79,5661 to 96,5416
Median	94,0000
95% CI for the median	77,9709 to 97,8622
Hodges-Lehmann location estimator	90,6500
95% Confidence interval	79,0000 to 96,7000
Signed rank sum test	
Test value	109,6
Number of positive differences	0
Number of negative differences	13
Smaller total of ranks	0,00
Two-tailed probability	P = 0,244E-003

Tabelle A74: postoperativer relativer CS der Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	relCS
Sample size	5
Lowest value	89,8000
Highest value	103,1000
Arithmetic mean	96,0800
95% CI for the mean	89,8696 to 102,2904
Median	95,0000
Variance	25,0170
Standard deviation	5,0017
Standard error of the mean	2,2368
One sample t-test	
Test value	109,6
Difference	-13,5200
95% CI	-19,7304 to -7,3096
Degrees of Freedom (DF)	4
Test statistic t	6,04427
Significance level	P = 0,0038

Tabelle A75: postoperativer relativer CS, MB-Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	RelCS
Sample size	8
Lowest value	59,4000
Highest value	99,3000
Arithmetic mean	83,0375
95% CI for the mean	69,8419 to 96,2331
Median	88,0000
95% CI for the median	63,1294 to 97,6785
Variance	249,1284
Standard deviation	15,7838
Standard error of the mean	5,5804
One sample t-test	
Test value	109,6
Difference	-26,5625
95% CI	-39,7581 to -13,3669
Degrees of Freedom (DF)	7
Test statistic t	4,75995
Significance level	P = 0,0021

Tabelle A76: postoperativer relativer CS, zementierte Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	RLL
Sample size	22
Lowest value	0,0000
Highest value	93,9000
Arithmetic mean	38,2500
95% CI for the mean	23,9804 to 52,5196
Median	32,4500
95% CI for the median	8,3579 to 62,5234
Hodges-Lehmann location estimator	38,1000
95% Confidence interval	20,1000 to 51,4000
Signed rank sum test	
Test value	13,3
Number of positive differences	14
Number of negative differences	8
Large sample test statistic Z	-2,808279
Two-tailed probability	P = 0,0050

Tabelle A77: RLL der Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Signed rank sum test	
Variable	RLL
Sample size	14
Lowest value	0,0000
Highest value	88,0000
Arithmetic mean	21,6429
95% CI for the mean	6,9793 to 36,3064
Median	8,7000
95% CI for the median	5,2687 to 30,5108
Hodges-Lehmann location estimator	16,7000
95% Confidence interval	6,4000 to 34,3000
Signed rank sum test	
Test value	13,3
Number of positive differences	6
Number of negative differences	8
Smaller total of ranks	40,00
Two-tailed probability	P = 0,4631

Tabelle A78: RLL, MB-Vergleichsstudien. Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	RLL
Sample size	8
Lowest value	37,6000
Highest value	93,9000
Arithmetic mean	67,3125
95% CI for the mean	50,7452 to 83,8798
Median	69,6000
95% CI for the median	41,5726 to 86,6844
Variance	392,7098
Standard deviation	19,8169
Standard error of the mean	7,0063
One sample t-test	
Test value	13,3
Difference	54,0125
95% CI	37,4452 to 70,5798
Degrees of Freedom (DF)	7
Test statistic t	7,70909
Significance level	P = 0,115E-003

Tabelle A79: RLL, zementierte Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	REV
Sample size	32
Lowest value	0,0000
Highest value	68,0000
Arithmetic mean	12,0156
95% CI for the mean	6,7031 to 17,3282
Median	7,6000
95% CI for the median	2,4998 to 14,0010
Hodges-Lehmann location estimator	9,0250
95% Confidence interval	5,7000 to 15,3500
Signed rank sum test	
Test value	11,7
Number of positive differences	13
Number of negative differences	19
Large sample test statistic Z	1,065840
Two-tailed probability	P = 0,2865

Tabelle A80: Revisionsrate der Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Signed rank sum test	
Variable	Revision
Sample size	17
Lowest value	0,0000
Highest value	68,0000
Arithmetic mean	15,1118
95% CI for the mean	6,1391 to 24,0844
Median	12,6000
95% CI for the median	2,5500 to 16,6855
Hodges-Lehmann location estimator	11,9500
95% Confidence interval	6,3000 to 21,7000
Signed rank sum test	
Test value	11,7
Number of positive differences	9
Number of negative differences	8
Smaller total of ranks	76,00
Two-tailed probability	P = 1,0000

Tabelle A81: Revisionsrate, MB-Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Signed rank sum test	
Variable	Rev
Sample size	15
Lowest value	0,0000
Highest value	34,0000
Arithmetic mean	8,5067
95% CI for the mean	2,7547 to 14,2586
Median	3,8000
95% CI for the median	2,0265 to 11,5463
Hodges-Lehmann location estimator	6,2500
95% Confidence interval	2,2500 to 15,5000
Signed rank sum test	
Test value	11,7
Number of positive differences	4
Number of negative differences	11
Smaller total of ranks	32,00
Two-tailed probability	P = 0,1205

Tabelle A82: Revisionsrate, zementierte Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	Huho
Sample size	7
Lowest value	2,8000
Highest value	88,0000
Arithmetic mean	38,8429
95% CI for the mean	6,6558 to 71,0300
Median	17,6000
95% CI for the median	8,4951 to 84,0382
Variance	1211,2262
Standard deviation	34,8027
Standard error of the mean	13,1542
One sample t-test	
Test value	13,3
Difference	25,5429
95% CI	-6,6442 to 57,7300
Degrees of Freedom (DF)	6
Test statistic t	1,94181
Significance level	P = 0,1002

Tabelle A83: Humeruskopfhochstand der Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	HumKo
Sample size	4
Lowest value	2,8000
Highest value	88,0000
Arithmetic mean	30,0250
95% CI for the mean	-32,1165 to 92,1665
Median	14,6500
Hodges-Lehmann location estimator	14,8250
Signed rank sum test	
Test value	13,3
Number of positive differences	3
Number of negative differences	1
Smaller total of ranks	3,00
Two-tailed probability	P = 0,6250

Tabelle A84: Humeruskopfhochstand, MB-Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	Dez
Sample size	7
Lowest value	0,8000
Highest value	19,0000
Arithmetic mean	8,1057
95% CI for the mean	1,4063 to 14,8052
Median	5,7000
95% CI for the median	1,1467 to 17,0191
Variance	52,4736
Standard deviation	7,2439
Standard error of the mean	2,7379
One sample t-test	
Test value	3,3
Difference	4,8057
95% CI	-1,8937 to 11,5052
Degrees of Freedom (DF)	6
Test statistic t	1,75524
Significance level	P = 0,1297

Tabelle A85: Dezentrierung der Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	Dezen
Sample size	5
Lowest value	2,6000
Highest value	19,0000
Arithmetic mean	10,8800
95% CI for the mean	2,5556 to 19,2044
Median	12,1000
Variance	44,9470
Standard deviation	6,7043
Standard error of the mean	2,9982
One sample t-test	
Test value	3,3
Difference	7,5800
95% CI	-0,7444 to 15,9044
Degrees of Freedom (DF)	4
Test statistic t	2,52816
Significance level	P = 0,0648

Tabelle A86: Dezentrierung, MB-Vergleichsstudien, t-Test

Signed rank sum test	
Variable	RMR
Sample size	21
Lowest value	0,4000
Highest value	54,2000
Arithmetic mean	7,7048
95% CI for the mean	2,4085 to 13,0010
Median	4,4000
95% CI for the median	3,1161 to 7,4038
Hodges-Lehmann location estimator	5,0000
95% Confidence interval	3,2500 to 7,2000
Signed rank sum test	
Test value	11,6
Number of positive differences	2
Number of negative differences	19
Large sample test statistic Z	2,658960
Two-tailed probability	P = 0,0078

Tabelle A87: RM-Ruptur der Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Signed rank sum test	
Variable	RMR_MB
Sample size	13
Lowest value	1.3000
Highest value	22.0000
Arithmetic mean	6,2615
95% CI for the mean	2,9452 to 9,5779
Median	5,0000
95% CI for the median	2,3126 to 8,3468
Hodges-Lehmann location estimator	5,3000
95% Confidence interval	3,2500 to 8,3500
Signed rank sum test	
Test value	11,6
Number of positive differences	1
Number of negative differences	12
Smaller total of ranks	13,00
Two-tailed probability	P = 0,0215

Tabelle A88: RM-Ruptur, MB-Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Signed rank sum test	
Variable	RMR
Sample size	8
Lowest value	0.4000
Highest value	54.2000
Arithmetic mean	10,0500
95% CI for the mean	-5,0216 to 25,1216
Median	3,9500
95% CI for the median	0,5621 to 17,3115
Hodges-Lehmann location estimator	4,3750
95% Confidence interval	2,0000 to 29,1000
Signed rank sum test	
Test value	11,6
Number of positive differences	1
Number of negative differences	7
Smaller total of ranks	8,00
Two-tailed probability	P = 0,1953

Tabelle A89: RM-Ruptur, zementierte Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	PE_AB
Sample size	9
Lowest value	0,2000
Highest value	92,0000
Arithmetic mean	26,3444
95% CI for the mean	3,0440 to 49,6449
Median	15,0000
95% CI for the median	2,7898 to 49,8062
Variance	918,8603
Standard deviation	30,3127
Standard error of the mean	10,1042

One sample t-test	
Test value	36,7
Difference	-10,3556
95% CI	-33,6560 to 12,9449
Degrees of Freedom (DF)	8
Test statistic t	1,02487
Significance level	P = 0,3354

Tabelle A90: PE-Abrieb, MB-Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	Tilt
Sample size	6
Lowest value	0,0000
Highest value	20,0000
Arithmetic mean	8,7500
95% CI for the mean	-0,08417 to 17,5842
Median	8,0500
95% CI for the median	0,0000 to 19,3012
Variance	70,8630
Standard deviation	8,4180
Standard error of the mean	3,4366

One sample t-test	
Test value	6,7
Difference	2,0500
95% CI	-6,7842 to 10,8842
Degrees of Freedom (DF)	5
Test statistic t	0,59651
Significance level	P = 0,5768

Tabelle A91: Tilt der Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	Tilt
Sample size	4
Lowest value	0,0000
Highest value	20,0000
Arithmetic mean	7,7000
95% CI for the mean	-7,6584 to 23,0584
Median	5,4000
Variance	93,1600
Standard deviation	9,6519
Standard error of the mean	4,8260
One sample t-test	
Test value	6,7
Difference	1,0000
95% CI	-14,3584 to 16,3584
Degrees of Freedom (DF)	3
Test statistic t	0,20721
Significance level	P = 0,8491

Tabelle A92: Tilt, MB-Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	Sub
Sample size	4
Lowest value	0,0000
Highest value	10,3000
Arithmetic mean	4,5500
95% CI for the mean	-3,9542 to 13,0542
Median	3,9500
Variance	28,5633
Standard deviation	5,3445
Standard error of the mean	2,6722
One sample t-test	
Test value	3,3
Difference	1,2500
95% CI	-7,2542 to 9,7542
Degrees of Freedom (DF)	3
Test statistic t	0,46777
Significance level	P = 0,6718

Tabelle A93: Subsidence der Vergleichsstudien, t-Test

Variable	Lockerung
Sample size	26
Lowest value	0,0000
Highest value	73,0000
Arithmetic mean	15,3615
95% CI for the mean	8,0282 to 22,6949
Median	8,8500
95% CI for the median	2,3976 to 18,9451
Hodges-Lehmann location estimator	11,9000
95% Confidence interval	5,9500 to 21,4000

Signed rank sum test	
Test value	0
Number of positive differences	23
Number of negative differences	0
Large sample test statistic Z	-4,197264
Two-tailed probability	P = 0,270E-004

Tabelle A94: glenoidale Lockerungen der Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

Variable	Lockerung
Sample size	14
Lowest value	0,0000
Highest value	28,9000
Arithmetic mean	8,3929
95% CI for the mean	2,9597 to 13,8260
Median	4,8000
95% CI for the median	0,5375 to 17,0293
Hodges-Lehmann location estimator	8,4000
95% Confidence interval	1,6500 to 14,4500

Signed rank sum test	
Test value	0
Number of positive differences	11
Number of negative differences	0
Smaller total of ranks	0,00
Two-tailed probability	P = 0,977E-003

Tabelle A95: glenoidale Lockerungen, MB-Vergleichsstudien, Signed rank sum Test

One sample t-test	
Variable	Lockerungen
Sample size	12
Lowest value	0,8000
Highest value	73,0000
Arithmetic mean	23,4917
95% CI for the mean	9,1342 to 37,8491
Median	16,2500
95% CI for the median	4,1801 to 42,2795
Variance	510,6227
Standard deviation	22,5970
Standard error of the mean	6,5232
One sample t-test	
Test value	0
Difference	23,4917
95% CI	9,1342 to 37,8491
Degrees of Freedom (DF)	11
Test statistic t	3,60126
Significance level	P = 0,0042

Tabelle A96: glenoidale Lockerungen, zementierte Vergleichsstudien, t-Test

One sample t-test	
Variable	RLLS
Sample size	10
Lowest value	0,7000
Highest value	14,2000
Arithmetic mean	6,8550
95% CI for the mean	3,4656 to 10,2444
Median	7,3900
95% CI for the median	1,9330 to 11,1100
Variance	22,4489
Standard deviation	4,7380
Standard error of the mean	1,4983
One sample t-test	
Test value	0,5
Difference	6,3550
95% CI	2,9656 to 9,7444
Degrees of Freedom (DF)	9
Test statistic t	4,24149
Significance level	P = 0,0022

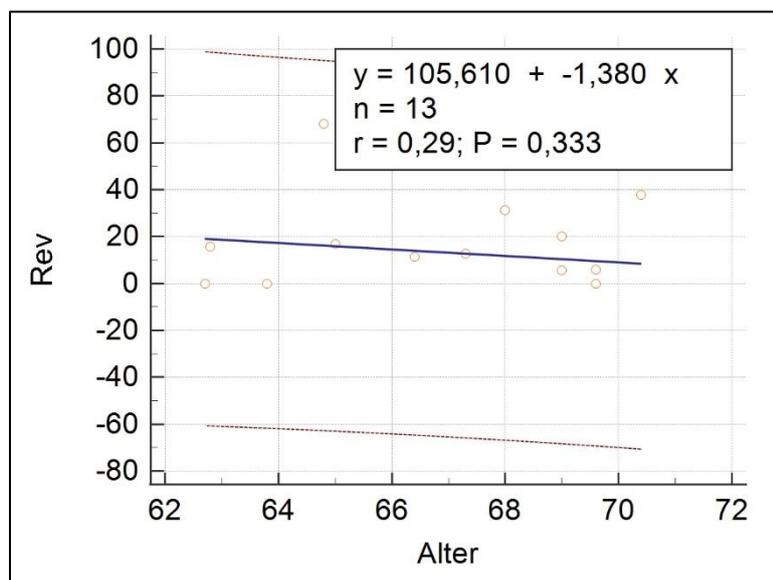
Tabelle A97: RLL-Score der Vergleichsstudien, t-Test

Variable	RLLS
Sample size	9
Lowest value	1,4200
Highest value	14,2000
Arithmetic mean	7,5389
95% CI for the mean	4,1019 to 10,9759
Median	8,3300
95% CI for the median	2,5690 to 11,2448
Variance	19,9933
Standard deviation	4,4714
Standard error of the mean	1,4905

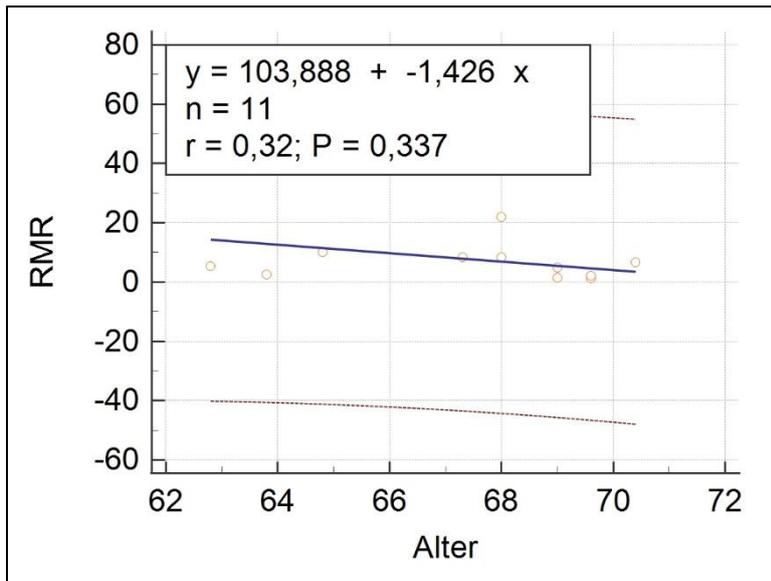
One sample t-test	
Test value	0,5
Difference	7,0389
95% CI	3,6019 to 10,4759
Degrees of Freedom (DF)	8
Test statistic t	4,72262
Significance level	P = 0,0015

Tabelle A98: RLL-Score, zementierte Vergleichsstudien, t-Test

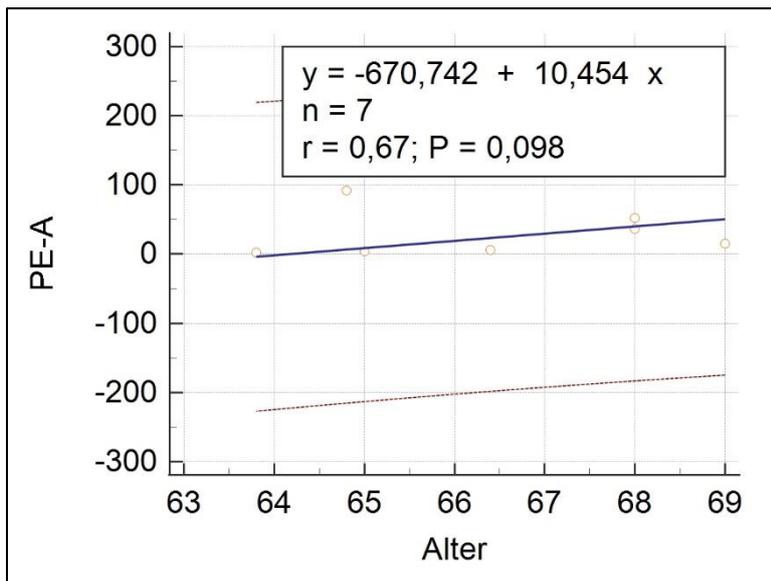
14.5.2 Prüfung von möglichen präoperativen Einflussfaktoren



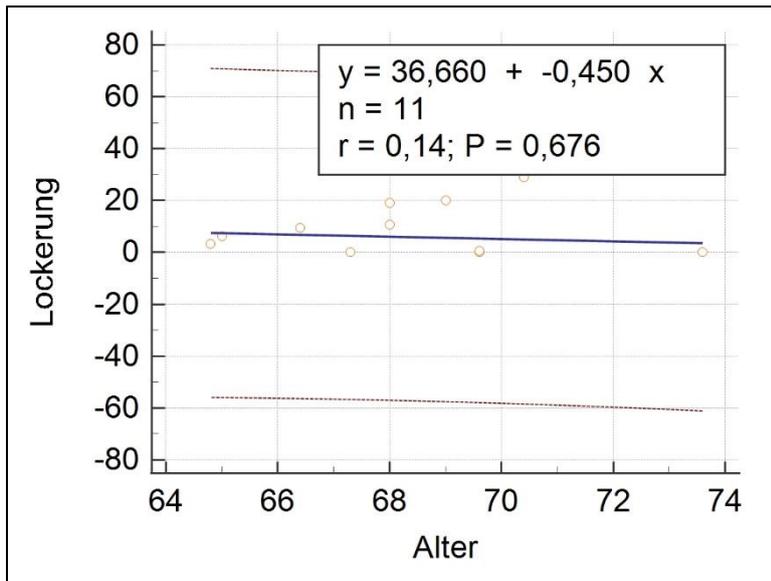
Graphik B33: Revisionsrate versus Alter



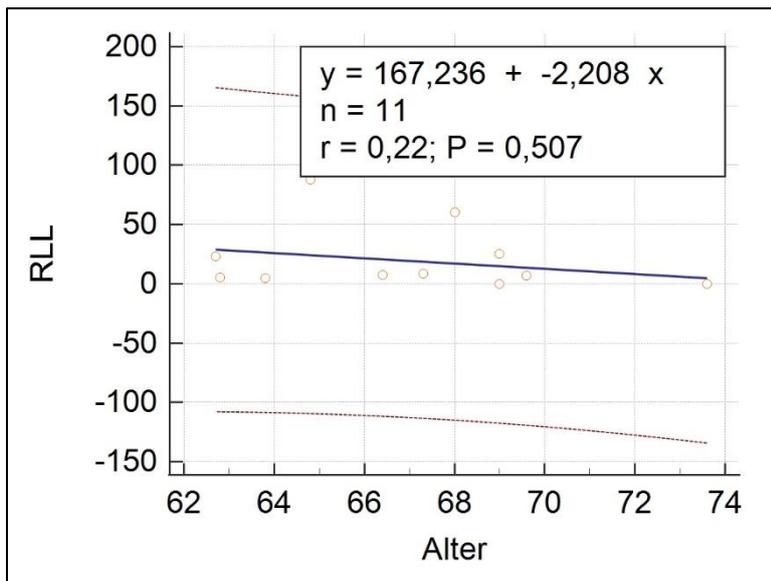
Graphik B34: RM-Ruptur versus Alter



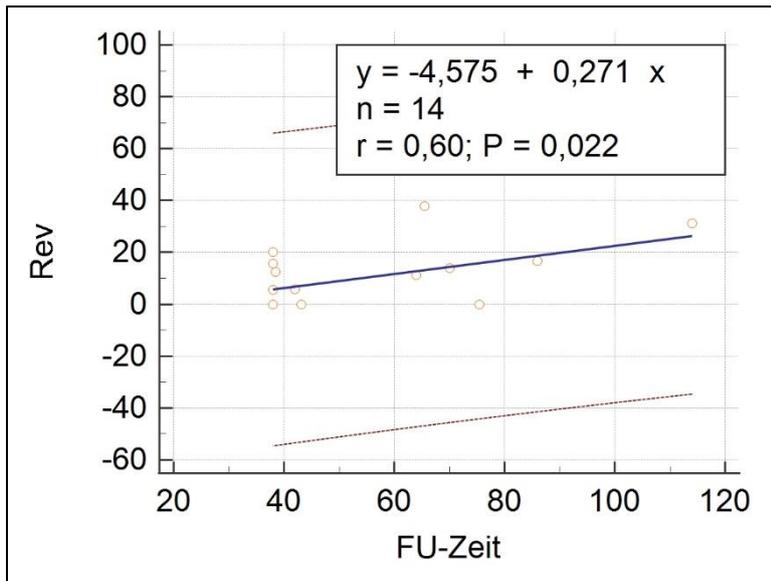
Graphik B35: PE-Abrieb versus Alter



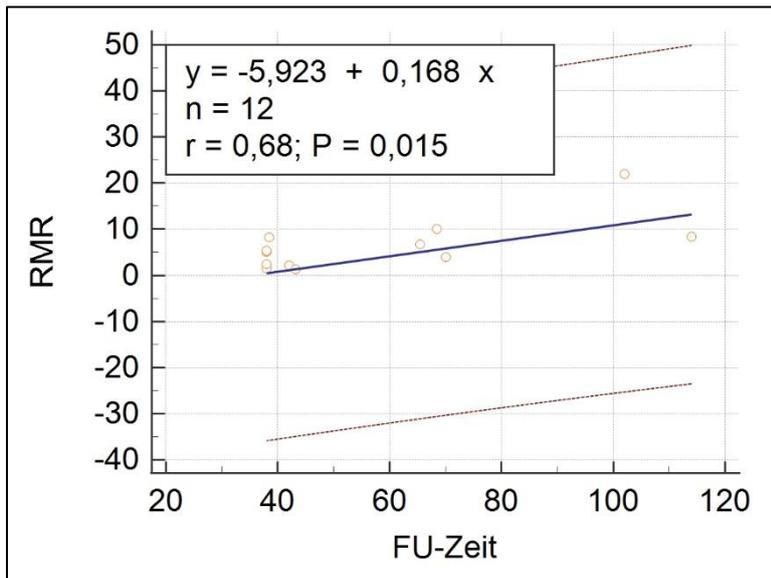
Graphik B36: Lockerungsrate versus Alter



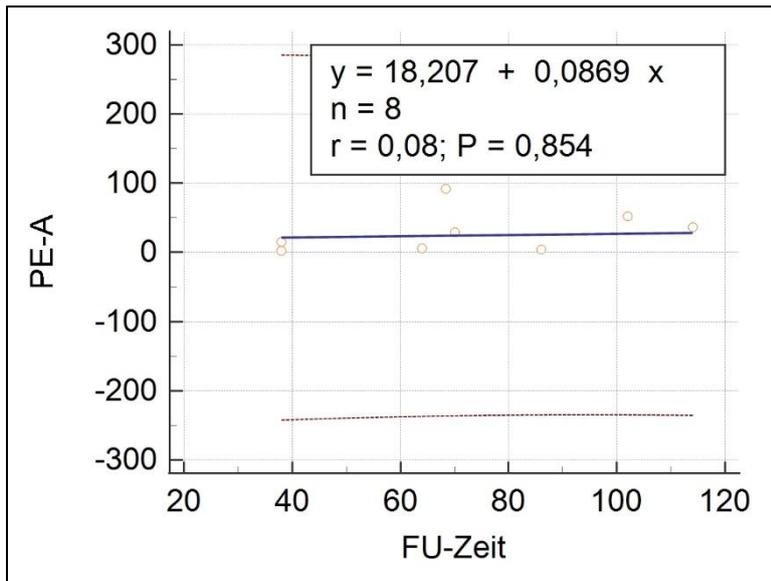
Graphik B37: RLL versus Alter



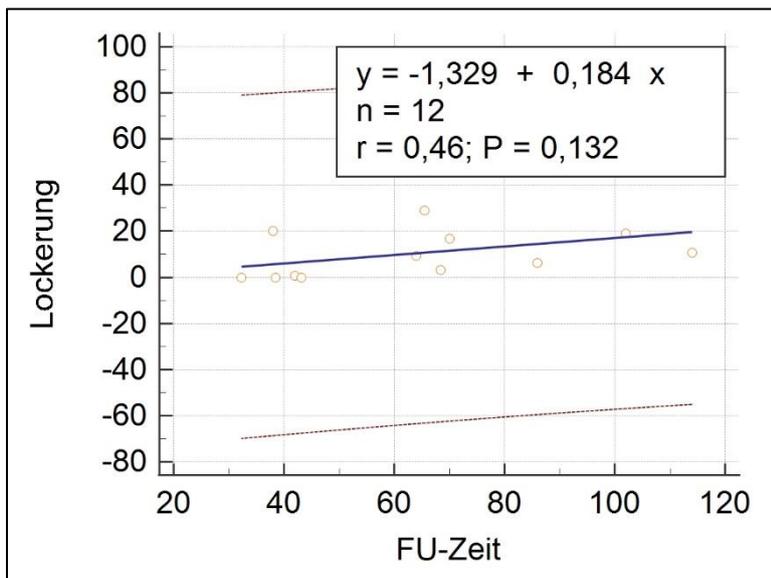
Graphik B38: Revisionsrate versus FU-Zeit



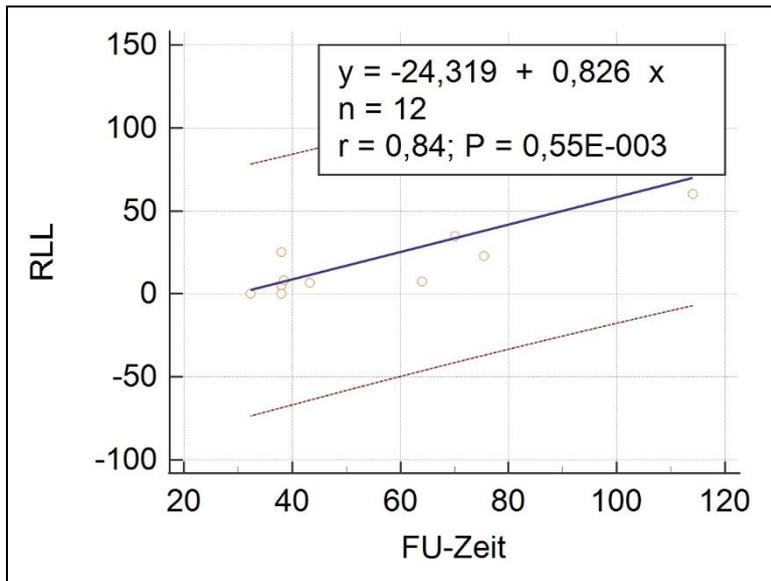
Graphik B39: RM-Ruptur versus FU-Zeit



Graphik B40: PE-Abrieb versus FU-Zeit



Graphik B41: Lockerungsrate versus FU-Zeit



Graphik B42: RLL versus FU-Zeit

14.6 Patienten-Fragebogen

Patientendaten: _____ Datum: _____

Schulterfragebogen zum Constant Score

Liebe Patienten!
Auf den folgenden Seiten finden Sie Fragen zu gesundheitlichen Einschränkungen.
Wir möchten Sie bitten, für die **erkrankte Schulter** möglichst genaue Angaben zu machen.
Bitte kreuzen Sie die entsprechenden Antworten an.
Wir danken Ihnen für Ihre Mitarbeit!

Beeinträchtigte Schulter: rechts links
Sind Sie Rechtshänder Linkshänder

I. Schmerz
Bitte kreuzen Sie die durchschnittliche Stärke Ihrer Schmerzen während der letzten Woche an.

Kein Schmerz stärkster Schmerz
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15

II. Beruf
Sind Sie durch die Schmerzen an der **erkrankten Schulter** und deren Einsetzbarkeit bei den Tätigkeiten in Ihrem Beruf eingeschränkt? Falls Sie nicht berufstätig sind, dann treffen Sie bitte die Angaben entsprechend Ihrer Haupttätigkeiten Ihres Alltags.

Nicht eingeschränkt
 Weniger als zur Hälfte eingeschränkt
 Zur Hälfte eingeschränkt
 Mehr als zur Hälfte eingeschränkt
 Vollständig eingeschränkt

III. Freizeit
Sind Sie durch die Schmerzen an der **erkrankten Schulter** und deren Einsetzbarkeit bei Ihren Aktivitäten in Ihrer Freizeit (Hobby, Sport, Garten, etc.) eingeschränkt?

Nicht eingeschränkt
 Weniger als zur Hälfte eingeschränkt
 Zur Hälfte eingeschränkt
 Mehr als zur Hälfte eingeschränkt
 Vollständig eingeschränkt

- Bitte wenden -

IV. Arbeitshöhe
Bis zu welcher **Höhe** können Sie Tätigkeiten verrichten, ohne eingeschränkt zu sein oder Schmerzen zu empfinden?
Tätigkeiten wie z. B. Wäsche auf die Leine hängen, handwerkliche Arbeiten sind möglich bis

Gürtelhöhe
 Brusthöhe
 Nackenhöhe
 Scheitelhöhe
 Über dem Kopf

V. Schlaf
Ist Ihr Schlaf durch Schmerzen in der Schulter gestört?

Nicht gestört
 Gelegentliches Aufwachen
 Regelmäßiges Aufwachen

VI. Funktionseinschränkung
Wieviel Prozent Ihrer Tätigkeiten können Sie ohne Einschränkung verrichten?
Im Vergleich hat eine vollkommen gesunde Schulter 100 %.

_____ %

VII. Bewegungsausmaß
Welche Position erreichen Sie mit dem betroffenen Arm?

Hinter den Kopf, Ellenbogen vorne Auf den Kopf, Ellenbogen vorne

Hinter den Kopf, Ellenbogen hinten Auf den Kopf, Ellenbogen hinten

- Vielen Dank! -

Wird vom Arzt ausgefüllt:
Kraftmessung: rechts _____ links _____
Flexion: _____ Abduktion: _____ Außenrotation: _____
Außenrotation / Innenrotation bei 90° Abduktion: _____ / _____

Graphik B43: Fragebogen zur FU-Untersuchung