
Aus dem Deutschen Schulterzentrum in der ATOS Klinik München
Prof. Dr. med. habil. Peter Habermeyer

**Mittelfristige Ergebnisse zementierter versus
nicht-zementierter Schulterpfannen
bei der Omarthrose:
Eine Matched-Pair Analyse**

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

vorgelegt von

Philipp Vetter

aus

Offenburg

2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Peter Habermeyer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. Ben Ockert
PD Dr. med. Jörg Hausdorf

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin: Dr. med. Petra Magosch

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.07.2022

INHALTSVERZEICHNIS

| | |
|---|-----------|
| 1. EINLEITUNG | 1 |
| 2. ALLGEMEINER TEIL | 4 |
| 2.1 Entwicklungsgeschichte des Prothesenersatzes..... | 4 |
| 2.2 Allgemeine Baueigenschaften..... | 9 |
| 2.2.1 Pfannenersatz und seine Prothesensysteme..... | 9 |
| 2.2.2 Pfannenradius („Rocking-Horse“ Phänomen)..... | 12 |
| 2.2.3 Konvexe vs. Plane Pfannenformen..... | 13 |
| 2.2.4 Eigenschaften des PE..... | 15 |
| 2.2.5 Pfannengröße..... | 15 |
| 2.2.6 Bauhöhe..... | 16 |
| 2.2.7 Pathomorphologie..... | 18 |
| 2.2.8 Prothesenplanung..... | 19 |
| 2.3 Der anatomische Pfannenersatz..... | 21 |
| 2.3.1 Indikation..... | 21 |
| 2.3.2 Kontraindikationen..... | 21 |
| 3. MATERIAL UND METHODEN | 23 |
| 3.1 Patientengut..... | 23 |
| 3.2 Prothesentyp..... | 24 |
| 3.2.1 Zementierte Systeme..... | 24 |
| 3.2.1.1 Kiel-Pfanne..... | 24 |
| 3.2.1.2 Peg-Pfanne..... | 25 |
| 3.2.2 Nicht-zementiertes System..... | 26 |
| 3.2.3 Humeruskopfprothese..... | 27 |
| 3.3 Operative Versorgung..... | 28 |
| 3.3.1 Reaming..... | 34 |
| 3.4 Postoperatives Behandlungsschema..... | 35 |
| 3.5 Untersuchungen..... | 36 |
| 3.5.1 Körperliche Untersuchungen..... | 37 |
| 3.5.1.1 Bewegungsumfänge..... | 37 |
| 3.5.1.2 Kraftmessung..... | 38 |
| 3.5.1.3 Constant Score..... | 38 |
| 3.5.1.4 Normierter alters- und geschlechtsabhängiger Constant Score..... | 40 |
| 3.5.2 Radiologische Untersuchung..... | 41 |
| 3.5.2.1 Röntgen-Aufnahme..... | 42 |
| 3.5.2.2 Beurteilung von radiologischen Lockerungssäumen und Osteolyse..... | 44 |
| 3.5.2.3 Sonographische Untersuchung..... | 48 |

| | |
|---|-----------|
| 3.5.3 Präoperative radiologische Parameter..... | 49 |
| 3.5.3.1 Omarthrose nach Samilson-Habermeyer..... | 49 |
| 3.5.3.2 Transversaler Pfannentyp nach Walch..... | 50 |
| 3.5.3.3 Koronarer Pfannentyp nach Favard..... | 52 |
| 3.5.3.4 Gelenkverbrauch nach Lévine..... | 52 |
| 3.5.4 Parameter im prä- und postoperativen Vergleich..... | 53 |
| 3.5.4.1 Inklinationstyp nach Habermeyer..... | 53 |
| 3.5.4.2 Kritischer Schulterwinkel..... | 55 |
| 3.5.4.3 Lateraler glenohumeraler Offset..... | 56 |
| 3.5.4.4 Akromiohumeraler Abstand..... | 57 |
| 3.5.4.5 Subluxationsindex nach der Walch-Methode..... | 58 |
| 3.5.4.6 Humeruskopfposition..... | 61 |
| 3.5.5 Status der Rotatorenmanschette..... | 61 |
| 3.6 Statistische Auswertung..... | 61 |
| 4. ERGEBNISSE..... | 63 |
| 4.1 Patientengut..... | 63 |
| 4.1.1 Seitenverteilung..... | 63 |
| 4.2 Klinische Ergebnisse..... | 64 |
| 4.2.1 Klinische Ergebnisse des Gesamtkollektivs..... | 64 |
| 4.2.1.1 Prä- und postoperative CS-Werte des Gesamtkollektivs..... | 64 |
| 4.2.1.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien des Gesamtkollektivs..... | 65 |
| 4.2.1.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge des Gesamtkollektivs..... | 66 |
| 4.2.2 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Kiel-Prothese..... | 67 |
| 4.2.2.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Kiel-Prothese..... | 67 |
| 4.2.2.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei Patienten mit Kiel-Prothese..... | 68 |
| 4.2.2.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge bei Patienten mit Kiel-Prothese..... | 69 |
| 4.2.3 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Peg-Prothese..... | 70 |
| 4.2.3.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Peg-Prothese..... | 70 |
| 4.2.3.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei Patienten mit Kiel-Prothese..... | 71 |
| 4.2.3.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge bei Patienten mit Kiel-Prothese..... | 72 |
| 4.2.4 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Metal-Back-Prothese..... | 73 |
| 4.2.4.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Metal-Back-Prothese..... | 73 |
| 4.2.4.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei | |

| | |
|---|-----|
| Patienten mit Metal-Back-Prothese..... | 74 |
| 4.2.4.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge bei Patienten mit Metal-Back-Prothese..... | 75 |
| 4.2.5 Klinische Ergebnisse der drei Patientengruppen im Vergleich..... | 76 |
| 4.2.5.1 Prä- und postoperative absolute CS-Werte im Gruppenvergleich..... | 76 |
| 4.2.5.2 Prä- und postoperative relative CS-Werte im Gruppenvergleich..... | 77 |
| 4.2.5.3 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Schmerz“ im Gruppenvergleich..... | 79 |
| 4.2.5.4 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „ADL“ im Gruppenvergleich..... | 80 |
| 4.2.5.5 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Bewegungsumfang“ im Gruppenvergleich..... | 81 |
| 4.2.5.6 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Kraft“ im Gruppenvergleich..... | 82 |
| 4.2.5.7 Prä- und postoperative Werte der FLEX im Gruppenvergleich..... | 83 |
| 4.2.5.8 Prä- und postoperative Werte der ABD im Gruppenvergleich..... | 84 |
| 4.2.5.9 Prä- und postoperative Werte der ARO im Gruppenvergleich..... | 85 |
| 4.2.5.10 Gruppenvergleich der postoperativen klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Omarthrose nach Samilson-Habermeyer..... | 86 |
| 4.2.5.11 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch..... | 88 |
| 4.2.5.12 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative koronare Glenoidmorphologie nach Favard..... | 91 |
| 4.2.5.13 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Protrusion nach Lévigne..... | 93 |
| 4.2.5.14 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den Inklinationstyp nach Habermeyer..... | 94 |
| 4.2.5.15 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den kritischen Schulterwinkel..... | 95 |
| 4.2.5.16 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den lateralen glenohumeralen Offset..... | 98 |
| 4.2.5.17 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den akromiohumeralen Abstand..... | 100 |
| 4.3 Radiologische Ergebnisse..... | 100 |
| 4.3.1 Radiologische Lockerungssäume und Osteolyse..... | 100 |
| 4.3.1.1 Radiologischer Score (R-Score)..... | 101 |
| 4.3.1.2 RLL-Score..... | 102 |

| | |
|--|------------|
| 4.3.1.3 Häufigkeit der RLL..... | 105 |
| 4.3.1.4 Osteolyse-Score..... | 108 |
| 4.3.1.5 Häufigkeit der Osteolyse..... | 110 |
| 4.3.2 Prä- und postoperativer Subluxationsindex..... | 113 |
| 4.3.2.1 Vergleich des prä- und postoperativen SI innerhalb und zwischen den Gruppen..... | 113 |
| 4.3.2.2 Prä- und postoperativer SI in Abhängigkeit von der Glenoidmorphologie nach Walch..... | 114 |
| 4.4 Rotatorenmanschetten-Status und Humeruskopfposition..... | 117 |
| 5. DISKUSSION..... | 118 |
| 5.1 Klinische Ergebnisse..... | 119 |
| 5.2 Radiologische Ergebnisse in Bezug auf RLL und Osteolyse..... | 133 |
| 5.3 Weitere radiologische Parameter..... | 145 |
| 5.4 Vergleich mit dem „Total Evolutive Shoulder System“..... | 148 |
| 6. SCHLUSSFOLGERUNG..... | 152 |
| 7. ZUSAMMENFASSUNG..... | 154 |
| 8. LITERATURVERZEICHNIS..... | 157 |
| 9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS..... | 174 |
| 10. TABELLENVERZEICHNIS..... | 177 |
| 11. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS..... | 178 |
| 12. EIDESSTAATLICHE VERSICHERUNG..... | 180 |
| 13. LEBENSLAUF..... | 181 |
| 14. DANKSAGUNG..... | 182 |

1. EINLEITUNG

In der Schulterchirurgie ist die Anzahl der implantierten Prothesen in den letzten Jahren nahezu exponentiell gestiegen [1].

Lange galt die Hemiendoprothetik als bevorzugte Behandlungsmethode für einen Gelenkverschleiss im Schultergelenk (Omarthrose). Es konnte jedoch nachgewiesen werden, dass eine eingebaute Hemiendoprothese (HEP) längerfristig eine Progression des Krankheitsbildes im Sinne einer Erosion der Schulterpfanne (Glenoid) bewirkt. Nachträglich ist es deswegen oft notwendig, zusätzlich einen Pfannenersatz zu implantieren [106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113].

Diese sekundären Eingriffe sind häufig bereits nach wenigen Jahren nötig, sodass die Hemiprothesen in den meisten Fällen relativ kurze Standzeiten bei erhöhten Revisionsraten aufweisen [115, 116, 117, 118, 119, 120].

Auch die klinischen Ergebnisse sprechen für eine Überlegenheit der Schultertotalendoprothese (TEP) [107, 109, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 127]; sowohl bei der idiopathischen als auch bei der posttraumatischen Omarthrose [128, 129]. Etwaige Argumente wie ein Kostenersparnis für den Krankenträger oder bessere postoperative Aktivität [130, 131] werden durch rückläufige Fallzahlen von HEPs entkräftet [132, 133].

Nach der Implantation einer TEP sind Standzeiten von bis zu 20 Jahren durchaus möglich [2, 3, 4, 5, 6, 9, 10]. Die Relevanz der Standzeit von Schulterprothesen wird v.a. dadurch betont, dass die entsprechenden Patienten durchschnittlich zehn Jahre jünger sind als Patienten, welche eine Hüft- oder Knieprothese erhalten [7, 8].

Der Erfolg in Bezug auf Funktionalität und Standfestigkeit lässt sich anhand klinischer und radiologischer Parameter erfassen. Maßgeblich beteiligt an der

Haltbarkeit der Prothese ist die Pfannenkomponente, welche als schwächstes Glied im Prothesenkomplex gilt [2]. Pfannenlockerungen sind sehr häufig [3, 9, 11, 13, 14, 15] und kommen bei durchschnittlich jeder siebten implantierten TEP vor. 28,5% aller Pfannenlockerungen werden revidiert [187]. Als einflussreichster Faktor für eine Pfannenlockerung werden Defekte der Rotatorenmanschette (RM) genannt, aber auch ein Materialverbrauch oder eine Komponentendissoziation können hierfür ursächlich sein [187].

Diese Komplikationen haben mitunter einen negativen Einfluss auf die Schulterfunktion und Zufriedenheit des Patienten [17, 18, 19, 103] und sind oft der Grund für einen Korrekturingriff [3, 30, 16, 21]. Hierbei muss ggf. die Pfanne oder eine Komponente ausgewechselt werden. Ein irreparabler RM-Defekt stellt in dieser Konstellation die Indikation für einen Wechsel auf eine inverse Schulterprothese dar.

Anhand dieser Studie soll untersucht werden, inwiefern Patienten mit einer idiopathischen Omarthrose von der operativen Behandlung mit einem neuen zementfreien und konvertierbaren Pfannensystem („Universal Glenoid™“, Fa. Arthrex) gegenüber zwei zementierten Pfannensystemen („Univers™ Pegged Glenoid“, „Univers™ Keeled Glenoid“, Fa. Arthrex) profitieren.

Bei jedem der drei Pfannensysteme wurde im Rahmen der TEP jeweils humeral eine schaftfreie Kopfprothese implantiert („Eclipse™“, Fa. Arthrex). Zur Untersuchung werden sowohl klinische als auch radiologische Parameter ausgewertet. Klinische prä- und postoperative Parameter hierfür sind der Bewegungsumfang, Funktionalität, Kraft und Schmerz.

Bei den radiologischen Ergebnissen wird besonders auf das Vorkommen von radiologischen Lockerungssäumen (engl. „Radiolucent lines“, RLL) und Osteolyse geachtet, welche dann anhand eines Scores quantifiziert werden. Ferner soll die Bedeutung radiologischer Messwerte inkl. der Glenoidmorphologie nach Walch [78] für die klinisch-radiologischen Ergebnisse bestimmt werden.

Abschließend erfolgt ein Vergleich der Resultate mit den Ergebnissen von anderen aktuellen Studien.

2. ALLGEMEINER TEIL

2.1 Entwicklungsgeschichte des Prothesenersatzes

Am 11. März 1893 implantierte Jules Emile Péan [22] die erste Schulter-TEP. Sie bestand aus Platin und Hartgummi und diente der Versorgung eines Oberarmknochens, der durch Tuberkulose beschädigt worden war. Aufgrund einer chronischen Fistelung wurde die Prothese jedoch nach 2 Jahren wieder entnommen.

Charles S. Neer, der Vorreiter der Schulterendoprothetik, entwarf 1951 das nach ihm benannte „Neer Prothesensystem“ [24]. Es sollte ursprünglich der Versorgung von Humeruskopfbrüchen dienen. Die anschließende Weiterentwicklung Anfang der 1970er-Jahre führte zur Vorstellung des „Neer-II-Systems“ [25]. Durch die unterschiedlichen Kopfgrößen in Kombination mit verschiedenen Schaftdicken- und -längen war von nun an eine individuellere Rekonstruktion der Größenverhältnisse möglich.

Da es aber nur einen bestimmten Kopfradius (44mm) mit zwei verschiedenen Kalottenhöhen (15mm; 22mm) gab, war eine exakte Rekonstruktion des humeralen Gelenkanteils in der axialen und koronaren Ebene nicht möglich [26]. Auch das konstante Verhältnis zwischen Kopfradius und Kalottenhöhe war durch die ursprüngliche Neer-II-Prothese nicht gegeben (Abb. 1) [27, 28].

Auf diese Unzulänglichkeiten wurde in der 2. Generation der Schulterprotheseneingegangen (Abb. 2), welche zwar die Geometrie der Neer-II-Prothese übernahm, aber neuerdings verschiedene Kopf- und Schaftgrößen anbot. Diese Modularität ermöglichte operativ sowohl bei Implantation als auch bei Revision eine genauere anatomische Rekonstruktion. Die Variabilität bzgl. des Kurvenradius der Pfanne ermöglichte ein nicht formschlüssiges System.

Dadurch war die Möglichkeit für einen physiologischen Roll-Gleit-Mechanismus geschaffen, welcher das Risiko einer frühen Pfannenlockerung reduzierte. Zusätzlich konnte man die Kalotte abhängig von der Weichteilsituation auswählen und den lateralen humeralen Offset berücksichtigen [29].

Eine identische Rekonstruktion des Rotationszentrums wurde aber auch von der 2. Generation nicht gewährleistet. Denn die Ausrichtung hing im Wesentlichen vom Verlauf des Markraumkanals ab und ermöglichte somit nicht in allen Fällen ein kongruentes Aufliegen der Prothese auf der humeralen Resektionsfläche [34, 35]. Auch Modifikationen mit exzentrischer Kalottenpositionierung boten keine variable Einstellung des Inklinationwinkels zwischen Kopf und Schaft.



Abb. 1: Neer-I-Prothese von 1951 (links) als Therapie bei einer Humeruskopffraktur, Neer-II-Prothese von 1973 (rechts) als Monoblocksystem



Abb. 2: Zweite Generation der Humeruskopfprothesen (Bio-Modular-Prothese, Fa. Biomet, Deutschland GmbH)

Im Jahre 1991 veröffentlichten Walch und Boileau [30] die 3. Generation in Form eines 3-fach modularen Systems (Abb. 3). Damit sollte die Prothese der humeralen Kopfanatomie besser angepasst werden, und weniger von der Resektion abhängen.

Der anatomische Hals stellte dabei die entscheidende Landmarke zur Resektionsrichtung dar. Er war ausschlaggebend für die Inklination und Retroversion, sodass auf die individuellen Verhältnisse des einzelnen Patienten eingegangen werden konnte. Die Inklination konnte zwischen 125 und 140° in Schritten von 5° eingestellt werden.

Durch die Möglichkeit der exzentrischen Verankerung der Kopfkalotte auf den Winkeladapter war es zudem möglich, das mediadorsal-versetzte Rotationszentrum besser zu rekonstruieren [31, 32]. Diese Replikation des anatomischen Rotationszentrums konnte das Risiko einer Überspannung der RM oder einer exzentrischen Pfannenüberlastung nachweislich senken [33].

1997 stellten Gerber (Anatomica, Fa. Zimmer) und Habermeyer (Univers, Fa. Arthrex) unabhängig voneinander die 4. Generation von Schulterprothesen vor, welche eine dreidimensionale Variabilität durch stufenfreie Modularität ermöglichten (Abb. 4). Neben der Einstellbarkeit von Inklinationwinkel und

Kopfflexibilität bestand nun eine feste Verbindung zwischen Kalotte und Prothesenschaft mit Ante- und Retro-Versionsmöglichkeit. Dies ermöglichte die Unabhängigkeit zwischen Kopfgeometrie und Schaftposition, womit die Limitierung durch den Markraum beseitigt werden konnte. Durch die dreidimensionale Einstellbarkeit der modularen Bauteile bestand die Möglichkeit zur besseren anatomischen Rekonstruktion [34, 35, 36].

Seit 2004 ist die 5. Generation der Schulterendoprothesen von verschiedenen Implantatherstellern (Eclipse, Fa. Arthrex; Abb. 5; Simplicity, Fa. Tornier; T.E.S.S., Fa. Biomet; Affinis short, Fa. Mathys) verfügbar. Sie zeichnet sich durch schafftfreie Implantate aus. Sowohl die Implantation als auch die Revision der Pfanne sind operativ deutlich vereinfacht. Gerade bei jüngeren Patienten mit hoher Wahrscheinlichkeit für eine Revision, z.B. bei RM-Verschleiß, ist der vereinfachte Prothesenwechsel ohne Schaftosteotomie von Vorteil [37]. Der intraoperative Blutverlust, die Operationszeit und die intraoperativen Komplikationen sind i.d.R. geringer und Prothesen müssen seltener revidiert werden [38, 39].

Neben den genannten Prothesentypen gibt es auch Kurzschaftprothesen, CUP-Prothesen, HemiCap-Prothesen und arthroskopisch implantierbare Humeruskomponenten, welche jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit sind.



Abb. 3: Dritte Generation der Humeruskopfprothese (Aequalis Prothese, Fa. Tornier)



Abb. 4: Vierte Generation der Humeruskopfprothese (Univers-II-Prothese, Fa. Arthrex)



Abb. 5: Fünfte Generation der Humerusprothese als schaftfreie, metaphysär verankerte Komponente (Eclipse Prothese, Fa. Arthrex)

2.2 Allgemeine Baueigenschaften

2.2.1 Pfannenersatz und seine Prothesensysteme

Auf die Schultergelenkspfanne wirken sowohl Kompressions- als auch Scherkräfte. Bereits ab einer Abduktion (ABD) von 90° ist die Pfanne bei statischer unbelasteter Haltung einer Last von 89% des Körpergewichts ausgesetzt [45]. Bei der gleichen Bewegung mit zusätzlicher Belastung während der ABD reichen die Kräfte weit über das eigene Körpergewicht hinaus [46]. In-vivo wurden Kräfte gemessen, welche fast 250% des Körpergewichts betragen [47]. Ferner treten am Glenoid auch Spitzenbelastungen auf, welche die Belastungsgrenze des Polyethylen-Anteils übersteigen und somit zu einem Abrieb und einer Verformung führen können [164].

Neben der Intensität der Krafteinwirkung ist auch die Belastungsdauer zu berücksichtigen. Die Gelenkfläche der Pfanne ist deutlich kleiner als die des Humeruskopfes, wodurch auch die Dauer ihrer Belastung („duty cycle“) erhöht ist. Da sich die Knorpelschichten der Gelenkflächen zum Zweck einer Kongruenz verformen und die Konformität der Gelenkflächen nahezu kongruent ist, liegt die geringe Gelenkstabilität viel eher an der deutlich kleineren Gelenkfläche der Pfanne statt an einer mangelnden Flächenkonformität [48].

Betrachtet man die physiologische Elevation bei erhaltenem Gelenkknorpel, so zeigt sich eine Rotation des Humerus bei nur sehr geringer Translation [49, 50]. Die Translation findet innerhalb der ersten 60° der Elevation statt, ehe sie in eine reine Rotationsbewegung übergeht [51]. Bei zusätzlicher Außenrotation (ARO) findet eine verstärkte posteriore Translationsbewegung statt [50].

Exzentrische Scherkräfte treten bei der ABD in der Anfangsphase und bei Translationsbewegung durchgehend auf. Sie führen durch den Humeruskopf zu

einer exzentrischen Kompression am Pfannenrand. An der gegenüberliegenden Seite dieser Kompression entsteht eine exzentrische Hubwirkung, welche eine Lockerung des dortigen Anteils induziert. Dieser Vorgang wurde von Matsen als „Rocking-Horse“-Phänomen beschrieben [54].

Ein kranialer Schermechanismus mit einem vertikalen „Rocking-Horse“-Mechanismus (s. Kap. 2.2.2) ist besonders bei Rupturen der RM relevant, da der Humeruskopf dabei oft nach oben migriert (s. Kap. 3.5.4.4).

Der horizontale „Rocking-Horse“-Mechanismus hingegen entsteht tendenziell im Rahmen einer dorsalen Subluxation des Humeruskopfes bei ungleicher Belastung der Gelenkfläche (s. Kap. 3.5.4.5).

Sowohl vertikale als auch horizontale Scherkräfte können bei Instabilitäten oder einer nach posterior subluxierten Omarthrose zu exzentrischen Dysbalancen führen. Langfristig bewirken sie u.a. eine Lockerung von glenoidalen Prothesen, welche sich radiologisch anhand eines Lockerungssaums manifestieren. Diese Lockerungssäume lassen sich bei zementierten Systemen wie Kiel- und Peg-Pfannen und nicht-zementierten Systemen wie Metal-Back-Pfannen (MB) beobachten.

Das Kielsegment (s. Kap. 3.2.1.1) wurde 1973 von Charles S. Neer entwickelt und galt lange Zeit als Goldstandard. Anfänglich verfügten die Kopfkalotte und die Pfanne über einen identischen Radius, wodurch aber pfannenseitig häufig Lockerungssäume entstanden. Dementsprechend wurde die Form mehrfach angepasst [173]. Die neueren Varianten weisen Unterschiede in der Stressverteilung und Aussparung auf, um eine bestmögliche Zementverankerung zu ermöglichen. Diese wird zusätzlich durch eine gleichmäßige Zementverteilung und passgenaue Einpressung von Knochen („bone compaction“) gefördert [174]. Im Rahmen dieser Technik wird keine Vollzementierung der Pfanne mehr durchgeführt. Ein Versagen der Kiel-Pfanne äußert sich häufig in einem

superioren bzw. posterioren Tilting oder einem Nachgeben des Materials mit Migration [103].

Ein weiteres zementiertes System stellt die Peg-Pfanne dar (s. Kap. 3.2.1.2), welche durch Zapfen verankert wird. Formtechnisch kann dies mono- oder polyaxial geschehen. Gegenüber dem Kiel-Design muss weniger Knochen bei der Präparation entfernt werden, es besteht jedoch das Risiko einer Perforation und Fragmentierung der gegenseitigen Corticalis des Scapulahalses. Dies sollte auch beim Fräsen berücksichtigt werden (s. Kap. 3.3.1).

Andererseits besteht durch das Zapfendesign mehr Oberflächenkontakt, für dessen Auskleidung aber weniger Zement benötigt wird [14]. Auch bei Peg-Pfannen ist keine Vollzementierung mehr nötig. Stattdessen hat sich besonders hier die instrumentierte Druckzementierung bewährt. Sie kann das Entstehen von Lockerungssäumen unabhängig von der Knochendichte signifikant verringern [17, 175, 176, 177]. Die Lockerungssäume sind im zeitlichen Verlauf progredient und können zu einer Glenoidlockerung führen, welche bei zementierten Systemen den häufigsten Versagensgrund darstellt [21].

Eine weitere Variante von Pfannen mit einer Rückfläche aus Polyethylen (PE) sind minimalzementierte oder sogar zementfreie Varianten. Hier soll der zentrale größere Peg durch zementfreie Osteointegration einwachsen, während die dünneren peripheren Pegs zementiert werden. Der Erfolg dieser Variante ist jedoch stark von der Fixierung des zentralen Pegs abhängig und kann dadurch stark schwanken [19, 178, 179, 180].

Nach einem knöchernen dorsalen Pfannenaufbau, z.B. bei Typ B2 oder C nach Walch [78], zeigten sowohl Kiel- als auch Peg-Pfannen hohe Komplikationsraten [44, 147].

Hierfür wurden als Alternative augmentierte Pfannentypen entworfen. Sie dienen der Wiederherstellung der Gelenklinie ohne ventrales Reaming, was insbesondere bei Revisionen von exzentrischen Pfannentypen von Vorteil ist [142, 194].

Desweiteren verursachen sie eine geringere Stressbelastung der Auflagefläche unter der Pfannenkomponente [193]. Ihr Design ist zumeist keil- oder stufenförmig, wobei keilförmige Pfannen einen geringeren Knochenverlust erfordern [192].

In einer mittelfristigen Beurteilung dieser Glenoidkomponente kam es jedoch nicht zu der geplanten Korrektur der posterioren Dezentrierung, sondern vermehrt zu Implantatlockerungen. Damit konnten sich augmentierte Glenoide klinisch bisher nicht durchsetzen [191].

Die erste Metal Back (MB)-Glenoidprothese mit Kieldesign wurde 1974 von Charles S. Neer entwickelt und erzielte sehr gute Langzeitergebnisse [181]. Ähnliche Modelle mit einem MB und einer PE-Komponente wurden seit 1981 von Cofield verwendet und überarbeitet [182]. Die Abänderungen beinhalteten eine flachere Pfannenkurvatur mit guten Überlebensergebnissen und Monoblock-Komponenten mit Fixationszapfen zur Pressfit-Stabilisierung [183]. Vom Hersteller der in dieser Studie verwendeten Schulterprothesen steht seit 1998 eine Glenoidpfanne im MB-Design zur klinischen Verfügung [184]. Die seit 2011 erhältliche Monoblock-Pfanne ist Gegenstand dieser Doktorarbeit.

Die MB-Komponenten weisen eine vermehrte Bauhöhe auf, welche in dieser Arbeit an anderer Stelle genauer beschrieben wird (s. Kap. 2.2.6). Der Versagensmodus von Vorgängermodellen bestand meist in Materialeinbrüchen, PE-Dissoziationen, Materialabrieb oder RM-Defekten [21, 103, 185].

2.2.2 Pfannenradius („Rocking-Horse“ Phänomen)

Eine Konformität zwischen Pfannen- und Kopfradius erlaubt einerseits einen besseren Gelenkkontakt, weil dadurch ein permanenter Kontakt mit der gesamten Pfannenfläche besteht. Andererseits geschieht dies auf Kosten der Beweglichkeit

und des PE-Abriebs [52,53], welcher sich konzentrisch oder exzentrisch darstellt [55,56]. Der hohe Druck äußert sich auch im darunter liegenden Knochen in Form von Zug- und Kompressionskräften, welche in einem „Rocking-Horse“ Phänomen resultieren (Abb. 6) [28, 58]. Auf der anderen Seite ermöglicht ein größerer Unterschied zwischen Pfannen- und Kopfradius (sog. „Mismatch“) eine deutlich bessere physiologische Translation [59].

Je größer das Mismatch der Radien jedoch ist, desto ausgeprägter sind der Kontaktdruck und Mikrobewegungen [60, 61]. Bei einer abnehmenden Nonkonformität der Radien erreichen die Mikrobewegungen ab 4-6mm einen unteren kritischen Bereich [62]. Die obere Grenze liegt bei 10mm [167].

Es konnte insgesamt nachgewiesen werden, dass ein Mismatch weniger Lockerung nach sich zieht und idealerweise bei 5-7mm liegt [63].

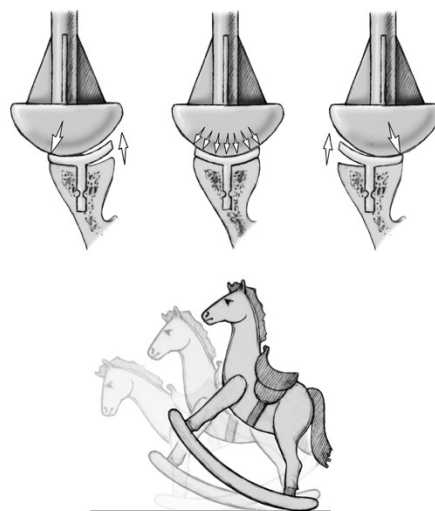


Abb. 6: Das „Rocking-Horse“ Phänomen nach Matsen [54]

2.2.3 Konvexe vs. plane Pfannenformen

Die konvexe Pfannenform ist der planen Form insgesamt überlegen. Sie ist aus mechanischer Sicht stabiler und die auf sie wirkenden Kräfte sind eher

komprimierend als ausscherend [152, 153, 154]. Außerdem können Scherkräfte durch eine konvexe Auflage besser kompensiert werden, da sich der mechanische Stress weniger am Implantatrand konzentriert. Stattdessen ermöglicht die kurvige Fläche sowohl bei uni- als auch bei bikonkaven Glenoidtypen [78] eine größere Auflagefläche.

Bei der Glenoidmorphologie vom Typ A nach Walch [78] scheint der Knochenverlust durch konvexes Reaming zwar größer zu sein, bei Glenoiden vom Typ B gibt es diesbezüglich jedoch keinen Unterschied (s. Kap. 3.5.3.2) [155].

Gegenüber dem konvexen Reaming ist ein planes Reaming akkurater [156]. Zudem muss im Falle einer dorsalen Erosion nur der ventrale Anteil abgetragen werden. Insgesamt empfiehlt sich bei einem stark arthrotischen Schultergelenk mit starker Abflachung der glenoidalen Gelenkfläche eine plane oder radial größere Pfanne, um den Knochenverlust zu minimieren.

Unabhängig von der Form ist es unerlässlich, möglichst genau und knochensparend zu arbeiten. Dies geschieht u.a. durch die Nutzung eines Führungspins, der zur Wiederherstellung der physiologischen Retroversion und Inklination dient. Eine kongruente Präparation ist hinsichtlich der Stabilität essenziell [157].

Neben der Kongruenz ist es auch wichtig, nicht zu aggressiv zu fräsen, da sonst Bereiche mit unterschiedlicher Belastbarkeit als Auflagefläche fungieren und ein erhöhtes Lockerungsrisiko mit sich bringen [158, 168]. Ebenso sollte bei der Planung beachtet werden, dass ein retrovertiertes Glenoid nicht durch eine humerale Anteversion kompensiert werden kann [159, 160, 161].

2.2.4 Eigenschaften des PE

Ein ideales langfristiges Verhalten des PE beinhaltet u.a. einen geringen Abreibungsgrad mit einem möglichst komplikationsarmen Profil. Ultrahochmolekulares PE (Ultra heavy molecular weight polyethylene, UHMWPE) zeigt mitunter ein besseres Abriebverhalten als herkömmliches PE [162]. Auch eine Quervernetzung (Crosslinked PE, CLPE) durch chemische oder radiochemische Prozesse wie (Gamma-)Bestrahlung kann die Verschleißrate senken. Der Prozess der Quervernetzung führt jedoch in Anwesenheit von Sauerstoff zu einer vermehrten Polymerspaltung des PE, was sich negativ auf die Verschleißrate auswirkt [169]. Auch eine Osteolyse mit Implantatlockerung ist möglich [150].

Neben der Anfälligkeit für eine Oxidation besteht ein weiterer Nachteil von CLPE in der Größe der entstehenden Abriebpartikel. Sie sind zumeist kleiner ($< 1\mu\text{m}$) als jene von UHMWPE und scheinen eine schwerwiegendere Entzündungsreaktion hervorzurufen [154].

Die Osteolyse ist häufig durch Abriebpartikel bedingt und kann im Verlauf durch eine Verschiebung zu einem klinisch-radiologischen Versagen führen [171]. Sowohl die höhere Verschleißrate als auch die Partikel-induzierte Osteolyse werden jedoch durch die Verwendung von antioxidativ wirkendem Vitamin E reduziert [214, 215].

2.2.5 Pfannengröße

Das oberste Ziel bei der Auswahl der Pfannengröße ist die bestmögliche anatomische Rekonstruktion mit einer maximalen Auflagefläche. Es ist wichtig zu wissen, dass sich das glenoidale Zentrum leicht unterhalb des Pfannenäquators befindet [80]. In Abhängigkeit davon sollte die Pfannenkomponente an den inferioren glenoidalen Kortikalrändern anliegen, um eine maximale Stabilität der

Pfanne zu ermöglichen und die vertikalen Scherkräfte zu minimieren [105, 165]. Ein weiterer positiver Einflussfaktor auf die Stabilität ist eine Pfanne mit möglichst großer Vertikalausdehnung [166], wobei ein Überstand nach anterior oder posterior zu vermeiden ist.

Bei einer zu großen oder zu kranial positionierten Glenoidkomponente besteht das Risiko eines glenohumeralen Impingements, da in Neutralstellung ein Kontakt zwischen inferiorem Pfannenrand und dem Calcar humeri hergestellt und eine frühzeitige Lockerung begünstigt wird [80].

Auch das vorige Reaming spielt eine wichtige Rolle bei der Auswahl der Pfannengröße. Ein aggressives Reaming resultiert in einer kleineren Pfannenaufgabe, da das Glenoid mit zunehmendem „on-axis“-Reaming (s. Kap. 3.3.1) in seiner Fläche abnimmt.

Bei dem „off-axis“-Reaming (s. Kap. 3.3.1) hingegen ist das Reaming vom Grad der horizontalen Abweichung abhängig. In der gesamten Prozedur ist das maximale Mismatch von 10mm zwischen Kopfradius und Pfannenradius für die Stabilität zu berücksichtigen (s. Kap. 2.2.2) [167].

2.2.6 Bauhöhe

Bei der Rekonstruktion des Humeruskopfes ist eine anatomische Rekonstruktion essentiell. Sie dient der physiologischen Vorspannung der umgebenden Strukturen wie RM und Gelenkkapsel. Eine zu hohe Humeruskomponente verlängert den Momentarm durch Lateralisierung und wirkt sich negativ auf den PE-Verbrauch und die Stabilität aus. Sie kann durch den Kalotten-Tuberculum majus-Abstand beurteilt werden, welcher bei zu hohem Einbau vergrößert ist. In ABD wird dabei die inferiore Kapsel; in Adduktion (ADD) der M. supraspinatus überspannt.

Grundsätzlich besteht bei einer endoprothetischen Versorgung die Gefahr eines „Overstuffings“, welches durch eine erhöhte Pfannendicke und verminderte Kalottenresektion verstärkt wird [54]. Es beschreibt eine Weichteilverkürzung mit Bewegungseinschränkung [12], ggf. mit einer Mehrbeanspruchung des M. subscapularis, der durch Verkürzung eine posteriore Translation bewirken kann (s. Kap. 3.5.4.5). Durch eine Sehnenmobilisation und ein Kapsel-Release lassen sich diese Einschränkungen zumindest teilweise kompensieren.

Analog dazu bewirkt ein zu niedriger Kopf eine Schwächung der Deltoideusmuskulatur. Jedoch führt die tiefere Kopfposition auch zu einer Reduktion der exzentrischen Kräfte [105]. Ein zu kleiner Kopf vermindert die Kontaktfläche und Stabilität des Gelenks sowie den lateralen humeralen Offset, welcher ebenfalls eine Schwächung des M. deltoideus bewirkt. Zur Berücksichtigung des Offsets sind die hier verwendeten Kopfprothesen bei gleichem Durchmesser in jeweils zwei Kalottenhöhen verfügbar. Dadurch können auch die Vorspannungen der Kapsel und Muskeln besser reguliert werden.

Bei den zementfreien Pfannen kann es insbesondere durch die größere Bauhöhe zu einer Lateralisation und „Overstuffing“ kommen. Um die Bauhöhe zu reduzieren, wurde sowohl der Metall- als auch der PE-Anteil reduziert. Dadurch wird aber Überlebenszeit des PE abriebbedingt verkürzt [170,171]. Ein vermehrtes Reaming zur Raumgewinnung ist nicht empfehlenswert; stattdessen sollte ein adäquates Weichteil-Release erfolgen.

2.2.7 Pathomorphologie

Der pathologische Prozess bei der Omarthrose führt zu einem Verlust der Sphärizität des Humeruskopfes oder zu einem konzentrischen Knorpelverschleiß. Dies bewirkt eine Medialisierung des Humeruskopfes, weil das Rotationszentrum medialisiert und der laterale humerale Offset reduziert wird. Biomechanisch resultiert allein diese Veränderung in einer Abnahme der ABD-Fähigkeit durch Schwächung des M. deltoideus [29]. Die randständigen humeralen Osteophyten senken zudem die Beweglichkeit und führen zu einer erhöhten Vorspannung der Kapsel.

In Folge einer Pfannenarthrose medialisiert die Pfannenfläche, womit auch das Rotationszentrum weiter medialisiert und der laterale humerale Offset weiter reduziert werden. Zusätzlich kommt es zu einem verengten subakromialen Raum, welcher durch die humerale Degeneration ohnehin schon verringert ist.

Bei einer nach oben offenen Verkippung (Inklination) der Pfanne wird dieser Prozess begünstigt. Alternativ neigt sich die Pfanne im degenerativen Verlauf statisch nach unten und bewirkt somit eine Überspannung des M. deltoideus. Die Bildung von etwaigen pfannenseitigen Osteophyten erzeugt radiologisch ein „Notching“ (Knöchernes Einkerbungen am Skapulahals) in Folge von Bewegung.

Unabhängig davon, ob Osteophyten kaudal am Humeruskopf, oder glenoidseitig vorhanden sind, verringern sie die Beweglichkeit und erhöhen die kapsuläre Vorspannung.

Sie fördern außerdem eine Kontraktur der Weichteile. Eine Kontraktur des M. subscapularis beispielsweise kann im späteren Verlauf durch exzentrische Translationskräfte eine statische posteriore Dezentrierung begünstigen. Dieser Zustand aggraviert oft durch eine knöchernen Erosion im hinteren Pfannenanteil, sodass keine einheitlich konkave Gelenkfläche mehr ersichtlich ist und sich ein bikonkaves Glenoid bildet [139]. Die spätere posteriore Dezentrierung des

Oberarmkopfes und die Abflachung der Pfanne korrelieren mit der vorangegangenen Länge der Osteophyten [12].

2.2.8 Prothesenplanung

Beim ersten Kontakt mit dem Patienten gilt es, umfassend Kenntnisse über seine Situation zu gewinnen. Darunter fallen die medizinische Vorgeschichte, die psychologische Motivation mit sozialer Einbindung sowie der Aktivitätsgrad des Patienten. Häufig werden Schmerzen und eine Bewegungseinschränkung beschrieben, welche eine Einschränkung der Lebensqualität mit sich bringen.

Anschließend wird der Patient im Rahmen der klinischen Untersuchung inspiziert und auf den muskulären und neurologischen Zustand untersucht. Etwaige Schäden der RM können durch einen verminderten akromiohumeralen Abstand (AHA) (s. Kap. 3.5.4.4) mit abnormaler Humeruskopfposition erkannt werden und müssen für eine anatomische Schulterprothese zumindest rekonstruierbar sein. Zur weiteren Abschätzung erfolgt die Testung der passiven und aktiven Beweglichkeit und Kraft, welche auch für die Erstellung des Constant-Murley-Scores (CS) relevant sind. Zur apparativen Diagnostik stehen i.d.R. Röntgenbilder (Rö.-Bilder) in koronarer und axialer Ebene sowie Computer Tomographie (CT)-Bilder zur Auswahl.

Um einen Eindruck über den Schweregrad der Omarthrose zu gewinnen, empfiehlt sich die Klassifikation nach Samilson (s. Kap. 3.5.3.1) bzw. die Modifikation nach Habermeyer [200], welche sich an der Osteophytengröße und der Sphärizität bzw. Asphärizität des Humeruskopfes orientiert.

Zur operativen Planung sollten primär die metaphysäre Schaftachse und der zu ersetzende anatomische Hals mit der Knorpel-Knochen-Grenze beurteilt werden.

Die Ausrichtung des metaphysären Schafts ist zusammen mit der Kopfkalotte Grundlage für das Einbringen des Pfriems zur Markraumeröffnung („hinge point“). Der anatomische Hals ist individuell ausgerichtet und wird durch den Retrotorsionswinkel in seiner Version variabel. Die koronare Schnittstelle zwischen metaphysärer Schaftachse und dem anatomischen Hals wird als Inklinationwinkel bezeichnet.

Diese Faktoren sind maßgeblich für die Ausrichtung der Resektionsfläche. Es ist bei der Resektionsfläche stets zu berücksichtigen, dass sie eher oval statt kreisrund ausfällt, da der transversale Durchmesser kleiner als der frontale ist. Der Mittelpunkt der Resektionsfläche stellt außerdem keine direkte Verlängerung des Markraums dar, weil der Kopf im Vergleich zum Schaft nach dorso-medial versetzt ist. Das eigentliche Rotationszentrum liegt distal von der Resektionsfläche [10].

Weitere Determinanten für eine adäquate Positionierung der humeralen Kopfprothese sind der laterale glenohumerale Offset (LGHO) (s. Kap.3.5.4.3) und der Kalotten-Tuberculum-majus-Abstand. Der LGHO wird von der Gelenklinie zum lateralen Tuberculum majus gemessen und gibt Aufschluss über die Lateralisierung des Gelenks. Der Kalotten-Tuberculum-majus-Abstand hingegen dient der Beurteilung der korrekten Höhenposition (s. Kap. 2.2.6).

Pfannenseitig ist bei der Prothesenplanung der transversale Pfannentyp nach Walch (s. Kap. 3.5.3.2) von besonderer Bedeutung, welcher u.U. eine posteriore Subluxation (s. Kap. 3.5.4.5) mit sich zieht. Er ist essenziell für das spätere horizontale Fräsen und kann eine knöcherne Augmentation erfordern (s. Kap. 3.3.1). In der koronaren Ansicht wird das Befräsen u.a. von dem Inklinationstyp nach Habermeyer (s. Kap 3.5.4.1) und dem koronaren Pfannentyp nach Favard (s. Kap.3.5.3.3) abhängig gemacht.

2.3 Der anatomische Pfannenersatz

2.3.1 Indikation

Der zentrale Grund für ein künstliches Schultergelenk ist der die Omarthrose. In der Bildgebung gibt es diagnostisch vier klassische Arthrosezeichen:

- Gelenkspaltverschmälerung,
- Osteophytenanbauten,
- subchondrale Sklerosierungen
- Geröllzysten.

Die Prävalenz, d.h. die Anzahl der Erkrankung in der Gesamtbevölkerung zu einem bestimmten Zeitpunkt, ist mit 3% zwar gering [40]; sie steigt jedoch mit zunehmendem Alter an [41]. Das Maximum an degenerativen Veränderungen des Schultergelenks liegt etwa bei 60 Lebensjahren [42].

Dabei kann die Omarthrose durch primäre oder sekundäre Veränderungen bedingt sein. Die primäre genetische Form tritt seltener auf und weist keine äussere oder extrinsische Ursachen auf. Gründe für einen sekundären Gelenkverschleiss, sind u.a. die posttraumatische Arthrose, das Absterben des Oberarmkopfes durch eine Durchblutungsstörung (avaskuläre Nekrose), ein Rheuma-bedingter Befall des Gelenks (Rheumatoide Arthritis) oder ein Verschleiß infolge von Instabilität (Instabilitätsarthrose) [12].

2.3.2 Kontraindikationen

Schon Jules Emile Péan wurde vor über 100 Jahren mit einer bestehenden Infektion beim Einbau einer TEP konfrontiert. Diese Gegebenheit stellt bis heute sowohl in akuter als auch in chronischer Form eine absolute Kontraindikation für die Implantation dar. Vor der eigentlichen Implantation muss bei stattgehabter

Infektion zuerst ein Nachweis deren Sanierung vorliegen. Auch der neurologische Zustand des Patienten ist von wesentlicher Bedeutung, da neurogene Arthropathien (Charcot-Gelenk, Syringomyelie) und irreversible Plexusschädigungen ebenfalls absolute Kontraindikationen darstellen. Internistische Vorerkrankungen stellen insofern eine absolute Kontraindikation dar, dass sie die Anwendung einer längeren Narkose zur operativen Implantation nicht zulassen.

Relative Kontraindikationen beinhalten psychiatrische Erkrankungen und eine fehlende Compliance, z.B. im Rahmen von Alkoholismus. Beide Aspekte sind hierbei von Nachteil, da sie die reibungslose postoperative Rehabilitation zur Wiederherstellung der Schultergelenksfunktion erschweren. Weitere relative Kontraindikation stellen eine Ankylose des Schultergelenks, eine Pseudarthrose der Spina scapulae, ein Morbus Parkinson im Spätstadium und ein instabiles Os acromiale dar.

Ferner stellt eine Pfannendysplasie vom Typ C nach Walch eine weitere Kontraindikation – zumindest gegen eine Totalprothese - dar, da aufgrund der pathologischen Fehlstellung in Retroversion und Inklination keine langfristige Pfannenimplantation möglich ist [43]. Im Allgemeinen liegen die Grenzwerte für eine Kontraindikation bei einer Retroversion $>30^\circ$ und einer hinteren Humeruskopfdezentrierung von $> 80\%$ [12]. Gegen die Implantation einer schafftfreien Kopfprothese, welche Gegenstand dieser Studie ist, sprechen eine manifeste Osteoporose, Epilepsie oder große metaphysäre Knochenzysten [12].

3. MATERIAL UND METHODEN

Nachfolgend sollen das Patientengut und die verwendeten Methoden dargestellt werden.

3.1 Patientengut

In dieser retrospektiven Matched-Pair Studie an Patienten mit einer idiopathischen Omarthrose sollen die klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation von drei unterschiedlichen Pfannentypen mit jedoch gleichem schafftfreien Humeruskopfersatz untersucht werden. Sie umfasst 53 Patienten, welche im Zeitraum von Juli 2010 bis August 2016 mit einer anatomischen TEP versorgt wurden. Sieben von ihnen erhielten beidseits einen schafftfreien Gelenkersatz, sodass insgesamt 60 Schulterprothesen untersucht wurden. Es handelt sich um 27 weibliche und 26 männliche Patienten. Das Durchschnittsalter beträgt 70,3 Jahre (Range 50-84 Jahre) und die Zeit zwischen Operation und Nachuntersuchung liegt bei durchschnittlich 59,0 Monaten (Range 25-103 Monate). Die Patienten wurden anhand Ihres jeweiligen unterschiedlichen Pfannenimplantats (s. Prothesentyp) in drei Gruppen zu je 20 Prothesen aufgeteilt. Danach erfolgte eine Paarung im Matched-Pair-Design basierend auf dem gleichen Nachuntersuchungszeitraum, gleichen Diagnose, Alter und Geschlecht. Diese selektive Methode senkt den Einfluss von Störvariablen und lässt bereits kleine Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf die primär untersuchten Parameter erkennen. Die Einschlusskriterien bestanden aus der Diagnose einer idiopathischen Omarthrose ohne Voroperation mit einer Follow-Up-Zeit von mindestens 25 Monaten.

Präoperativ wurden bei allen Patienten der aktive und passive Bewegungsumfang, die Kraft bei der ABD von 90° mittels Kraftmessgerät untersucht. Präoperativ erfolgte bei allen Patienten eine Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT) Untersuchung zum Ausschluß einer Rotatorenmanschettenruptur. Postoperativ

wurden neben den schon erwähnten obigen Untersuchungen eine Sonographie der Rotatorenmanschette durchgeführt.

3.2 Prothesentyp

3.2.1 Zementierte Systeme

Die zementierten Pfannen-Systeme bestehen aus einem Kiel- oder einem Peg-Glenoid jeweils der Fa. Arthrex (Freiham). Sie sind in den Größen S (small), M (medium) und L (large) verfügbar. Damit entsprechen sie einem Glenoidradius von jeweils 29; 30,5 und 32mm.

3.2.1.1 Kiel-Pfanne

Das Kiel-Design wurde ursprünglich von Neer eingeführt; es verfügte jedoch - anders als bei dem hier verwendeten Modell - über einen dreieckigen Verankerungsfläche im Knochenlager. Die hier verwendete Kiel-Pfanne („Keeled Glenoid“, Fa. Arthrex) beschreibt einen Pfannentyp mit trapezförmigem Verankerungsmechanismus (Abb. 7). Es besitzt in diesem zwei Fenster zur besseren Fixierung durch Zement. Zusätzlich wirken Widerhaken einer Lockerung entgegen.

Bei diesem Typ ist anzumerken, dass für ein adäquates Einsetzen ein hohes Maß an Knochensubstanz entfernt werden muss und eine relativ hohe Menge an Zement für die Fixierung benötigt wird.



Abb. 7: „Keeled Glenoid“, Fa. Arthrex

3.2.1.2 Peg-Pfanne

Die Peg-Pfanne („Pegged-Glenoid“, Fa. Arthrex, Abb. 8) besteht aus zwei Zapfen und einem horizontalen Kiel, welcher ebenfalls ein Fenster und Widerhaken besitzt.

Auch dieses Design hat sich aus historischer Sicht gewandelt, da andere Hersteller eine Struktur von beispielsweise vier Zapfen ohne zusätzliche Kiel anbieten („Anchor Peg Glenoid“, Fa. DePuy, Abb. 9).

Zwar sind Substanzverlust und Zementverbrauch bei diesem Pfannentyp gegenüber der Kiel-Pfanne tendenziell geringer, doch das Setzen mehrerer Zapfenlöcher birgt die Gefahr einer Fragmentierung des umgebenden Knochens.



Abb. 8: „Pegged-Glenoid“, Fa. Arthrex



Abb. 9: „Anchor Peg Glenoid“, Fa. DePuy

3.2.2 Nicht-zementiertes System

Den zementierten Systemen steht die zementfreie MB-Prothese („Universal Glenoid™“, Fa. Arthrex; Freiham, Abb. 10) gegenüber. Sie wurde mit dem Ziel entwickelt, die glenoidale Fixierung zu verbessern und dortige radiologische Lockerungssäume zu reduzieren [70]. Strukturell betrachtet besteht die Prothese glenoidal aus der Basisplatte („Metal back“), welche mit einer zentralen Schraube und zwei peripheren Schrauben fixiert wird. Auf diese an der Unterseite Kalziumphosphat-beschichtete Basisplatte wird ein Inlay aus PE platziert und über ein 5-faches Konusstecksystem fixiert.

Neben dieser anatomischen Variante kann die Basisplatte statt eines PE-Inlays auch mit einer Glenosphäre im Rahmen einer inversen Prothese kombiniert werden. Dadurch ermöglicht dieses zementfreie System eine Konvertierbarkeit von anatomisch auf invers. Das PE-Inlay wird dabei durch eine Glenosphäre ersetzt, welche über einen zentralen Konus in der Basisplatte pressfit verklemmt wird.



Abb. 10: „Universal Glenoid™“, Fa. Arthrex (Freiham)

3.2.3 Humeruskopfprothese

Die verwendete humerale Komponente wurde bereits im allgemeinen Teil (s. Kap. 2.1, Abb. 5) erwähnt und zählt zu der fünften Generation der Schulterprothesen.

Es handelt sich um eine schaftfreie Humeruskopfprothese („Eclipse™“, Fa. Arthrex; Freiham). Sie setzt sich zusammen aus einem Kalottenträger und einer gefensterten Hohlschraube, welche den Kalottenträger über einen Zugschraubenmechanismus im metaphysären Knochen verankert, wobei der Kalottenträger sich auf den kortikalen Rändern der Metaphyse abstützt. Somit besteht ein kombinierter kortikaler und metaphysärer Verankerungs- und Abstützmechanismus. Auf diesen Kalottenträger wird abschließend die Kalotte aufgesetzt und über ihre konische Aussparung an ihrer Unterfläche mit dem Konus des Kalottenträgers pressfit verankert. Im Gegensatz zu einer Schaftprothese ermöglicht dieses Konstrukt eine leichtere Umstellung auf ein inverses System, da bei fehlendem Schaft keine humerale Osteotomie benötigt wird.

3.3 Operative Versorgung

Vor dem operativen Eingriff erhält der Patient eine Intubationsnarkose in Kombination mit einer Plexusanästhesie (Winnie-Block). Mit der Einleitung der Narkose wird dem Patienten zudem ein Aminoglykosid-Antibiotikum zusammen mit Ampicillin und Sulbactam verabreicht.

Die Lagerung des Patienten erfolgt in der Beach-Chair-Position. Der Oberkörper wird um 30° aufgerichtet und die Knie angewinkelt. Es ist sehr wichtig, dass der Patient seitlich genug auf dem OP-Tisch gelagert wird, damit der Oberarm bei glenohumeraler Extension (EXT) und ADD des Armes frei neben dem Operationstisch positioniert ist. Bei mangelndem Freiraum des Oberarms können sich im späteren Operationsverlauf Schwierigkeiten bei der Darstellung des proximalen Humerus ergeben. Die Ablage des Unterarms erfolgt auf einen separaten Beistelltisch (Abb. 11).

Nach entsprechender Lagerung und steriler Abdeckung ist eine Untersuchung der passiven Beweglichkeit in Narkose obligat, da sie Aufschluss über mögliche Weichteilkontrakturen gibt. Hierbei muss besonders auf eventuelle Defizite der Innenrotation (IRO) oder ARO geachtet werden, welche bei der intraoperativen Subscapularis-Verlängerung und dem Kapsel-Release berücksichtigt werden müssen.

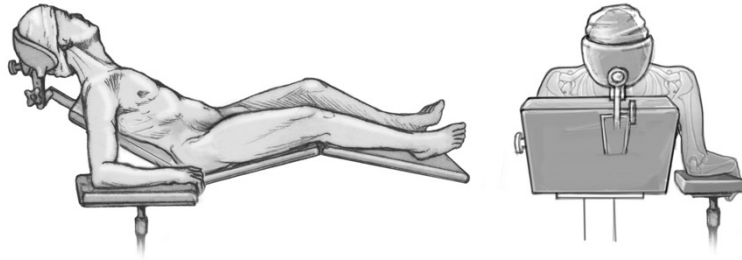


Abb. 11: Präoperative Lagerung des Patienten [12]

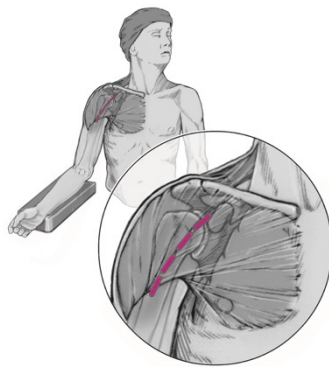


Abb. 12: Deltoideopektoraler Zugang [12]

Als Zugangsweg wird der deltoideopektorale Zugang verwendet, da er eine ausreichende Darstellung des proximalen Humerus ermöglicht. In leichter ABD- und ARO-Stellung beginnt der etwa 12 cm lange Schnitt über der Basis des Proc. coracoideus. Von dort erfolgt er über dessen Spitze gerade in Richtung des proximalen humeralen Ansatzes des M. deltoideus (Abb. 12).

Nach initialer Präparation des Unterhautgewebes erfolgt das Aufsuchen der V. cephalica in der Mohrenheim-Grube und die Präparation des Sulcus deltoideopectoralis von proximal nach distal. Die V. cephalica und der M. deltoideus werden nach lateral, der M. pectoralis major nach medial retrahiert.

Weiterhin erfolgt die Exposition des Ansatzes des M. pectoralis major. Er kann unter Schonung der mediokaudal verlaufenden langen Bizepssehne (LBS), an dem oberen Anteil um 2-3cm scharf von der Crista humeri separiert und mit

Haltefäden armiert werden. Bei stark kontrakten Verhältnissen kann man ihn auch komplett abtrennen, er muss jedoch später wieder anatomisch an der Crista humeri fixiert werden. Danach erfolgt die Tenodese (Sehnenfixierung) der LBS subpektoral. In Mason-Allen-Nahttechnik wird der Sehnenstumpf der LBS seitlich an den Sehnenansatz des M. pectoralis an der Crista humeri angenäht. Die intraartikuläre Exzision des proximalen Anteils der LBS erfolgt zu einem späteren Zeitpunkt.

Anschließend wird die klavipektorale Faszie entlang der lateralen Begrenzung der Conjoint Tendons (M. biceps brachii-Caput breve und M. coracobrachialis) bis zum Lig. coracoacromiale inzidiert. Dieses kann bei starken Kontrakturen ebenfalls inzidiert werden. Das Lig. coracoacromiale gilt es aber zu schonen, um keinen Humeruskopfhochstand zu provozieren. Daran schließt sich die Entfernung der Bursae subcoracoidea, subdeltoidea und subacromialis an. Durch eine stumpf-digitale Mobilisation der Conjoint Tendons vom darunter liegenden M. subscapularis wird der N. musculocutaneus geschont, der den M. coracobrachialis durchdringt.

Es folgt die Exposition des M. subscapularis mit dem kaudal davon verlaufenden Gefäßpaar bestehend aus A. und V. circumflexa humeri anterior. Auch der N. axillaris, der am medialen Unterrand des M. subscapularis entlang zieht und durch die laterale Achsellücke verläuft, wird palpatorisch kontrolliert. Bei möglichen Verwachsungen durch Voroperationen muss der Nerv zuerst freigelegt und angeschlungen werden, ehe weiter präpariert wird.

Eine Adhäsiolyse muss zwischen subdeltoidalen Gleitraum unter der Fornix humeri und dem N. axillaris in Form eines „nerve-to-nerve release“ erfolgen [64]. Rekonstruierbare kleinere Defekte der Supraspinatussehne können am Ende der Operation mitversorgt werden. Eine Akromioplastik oder Behandlung einer Akromioklavikular-Gelenksarthrose findet nur in hochpathologischen Fällen statt.

Die anschließende Ablösung des M. subscapularis ist abhängig von der passiven ARO. Bei einer ARO-Fähigkeit von über 20° erfolgt eine intratendinöse Tenotomie, wobei die Sehne 5 mm medial von ihrem tuberkulären Ansatz mit der Kapsel abgetrennt wird. Falls die ARO-Fähigkeit mittelgradig eingeschränkt ist, wird die „Peel off“-Technik zur Medialisierung der Sehne nach Matsen angewendet, bei der die Subscapularissehne komplett vom Tuberculum minus abgelöst wird. Man gewinnt dabei durch die spätere Medialisierung ca. 1,5 cm an Sehnenlänge. Das untere muskuläre Drittel bleibt jedoch erhalten und die A. und V. circumflexa humeri anterior werden ligiert.

Liegen jedoch starke kontrakte Weichteilverhältnisse mit einer ARO von weniger als 10° vor, so empfiehlt sich eine erweiterte Subscapularisablösung mit bifokaler Kapsulotomie. Nach Ligatur der Circumflexa-Gefäße erfolgt die Eröffnung des Rotatorenintervalls mit Durchtrennen des Lig. coracohumerale und des humeralen Muskelansatzes des Subscapularis. Der humerale Kapselansatz wird anschließend semizirkulär vom anatomischen Humerushals abgetrennt. Sodann erfolgen Freilegung und Inzision der inferioren Kapsel juxtaglenoidal mit Exzision des Labrums. Bei sehr starker Kontraktur kann auch der Sehnenansatz des M. triceps brachii-Caput longum durchtrennt werden (Cave: N. axillaris). Die nachfolgende Subscapularissehnen-Mobilisation nach Matsen ermöglicht eine weitere Längengewinnung. Der Muskel wird unterminiert und subperiostal bis zum Übergang zur Fossa subscapularis vom vorderen Pfannenhals abgelöst.

Bei postraumatischen kontrakten Zuständen erfolgt die Ablösung des Subscapularis durch eine flache Osteotomie des Tuberculum minus, was den Vorteil hat, dass die Knochenschuppe mit dem Sehnenansatz stabiler refixiert werden kann als eine vergleichsweise einfache Tenotomie.

Durch behutsame ARO, ADD und EXT erfolgt die Luxation des Humeruskopfes, welcher durch Hohmann-Haken von den Weichteilen freigehalten wird. Nach Entfernung des Osteophytenkranzes am Humerushals wird eine Resektionslehre angelegt, um die genaue Schnittfläche zu bestimmen. Sie wird am „Hinge Point“ (Schnittpunkt zwischen Metaphysenachse und Kopfkalotte) aufgesetzt und mit einem Kirschner-Draht fixiert. Mithilfe eines Ausricht-Pins wird die Retrotorsion anhand der Unterarmachse ausgerichtet. Nach Fixierung der Resektionslehre durch zwei Kirschner-Drähte erfolgt die Resektion.

Nachfolgend wird eine schafftfreie Kopfprothese eingesetzt. Unter Zuhilfenahme der Größenmessschablone und der Setzlehre wird der Eingang für die Hohlschraube mit dem Kronenfräser vorgeschritten. Da im nächsten Schritt die Pfannenimplantation stattfindet, wird der Resektionsschutz auf die humerale Resektionsfläche aufgesetzt.

Vor der Pfannenimplantation muss eine adäquate Exposition des Glenoids erfolgen. Dies beinhaltet eine optimale muskuläre Relaxation und passende Lagerung. Bestehende Osteophyten sind zu entfernen. Zur Pfannenpräparation wird das Labrum exzidiert und der gesamte Gelenkknorpel kürettiert. Zudem ist ein umfangreiches Weichteil-Release nötig.

Das nachfolgende Fräsen der Pfanne erfolgt Pin-geführt und sparsam. Dieses „Reaming“ erfolgt i.d.R. entlang der „glenoid center line“, welche sich an dem „centering point“ orientiert (Abb. 13). Dieser befindet sich zwischen dem vorderen Skapulahals und der Fossa subscapularis [65] Die Fräsrichtung wird als „on-axis“-Reaming bezeichnet. Bei deutlicher Retroversion hingegen wird ein „off-axis“ Reaming im 90°-Winkel zur Glenoidlinie durchgeführt (s. Kap. 3.3.1).

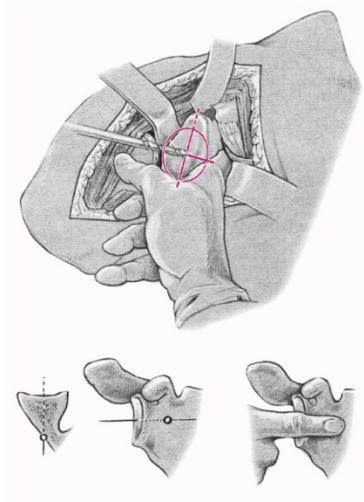


Abb. 13: Exposition des Glenoids und Aufsuchen der „glenoid center line“.

Das Fräsen erfolgt Pin-geführt [12]

Zur Korrektur der vertikalen Inklination wird der Führungsdraht, basierend auf der präoperativen CT-Planung, auf eine Inklination von 0° - 10° Retroversion ausgerichtet. Das Fräsen erfolgt i.d.R. konkav, bei einer fast planen Gelenkfläche empfiehlt sich hingegen ein planes Fräsen oder ein größerer Kurvenradius, um den Knochenverlust zu reduzieren.

Zum Einbau der Kiel-Prothese wird der Kielschlitz mit einem Kielimpaktor eingearbeitet. Dadurch werden die Knochendichte („bone compaction technique“) und die Zementierung verbessert. Bei der Peg-Pfanne hingegen werden die Löcher einzeln gebohrt, ohne dabei die Gegenkortikalis zu durchdringen. Zementiert werden dann jeweils nur noch der Schlitz oder die Bohrlöcher.

Die Befräsung der Pfanne erfolgt mit einem zentralen Zapfenfräser für die Aufnahme des Zentralzapfens und mit einem zweistufigen planen Pfannenreamer für den Sitz des Metallträgers (Basisplatte). Nach dem Aufsetzen der Basisplatte wird diese mit einer 6,5mm-Zentralschraube und zwei peripheren winkelstabilen

4,5mm-Schrauben fixiert. Die Befestigung des PE-Inlays erfolgt durch ein Konusstecksystem mit einem Schnapp-Mechanismus.

Unabhängig vom Pfannentyp sollte eine vertikal größtmögliche Komponente ohne horizontalen Überstand gewählt werden.

Nach der Pfannenfixierung wird der humerale Resektionsschutz entfernt und der Titankalottenträger mit der Setzlehre positioniert und mit der Hohlschraube befestigt. Bei weichem Knochen wird zusätzlich Eigenspongiosa unterfüttert, um ein Sintern zu verhindern. Abschließend erfolgt das Anschlagen der Kopfkalotte. Zuletzt wird der M. subscapularis in leichter ABD- und ARO-Stellung ohne Spannung refixiert. Dies erfolgt in einer End-zu-End-Naht Technik (Mason-Allen-Nahttechnik) am Humerushals. Die Wunde wird schichtweise verschlossen und eine Redondrainage eingebracht. Für die ersten 48 Stunden nach der Operation erhält der Patient einen Kompressionsverband.

3.3.1 Reaming

Das Reaming beschreibt das Befräsen des Glenoids. Das Reaming kann „on axis“ (entlang der „glenoid center line“) oder „off axis“ (davon abweichend) durchgeführt werden. Unabhängig von der Tiefe des Reamings ist dabei anatomisch zu beachten, dass der glenoidale Radius bei zunehmendem Reaming „on axis“ oder „off axis“ nach medial kleiner wird und dadurch Auswirkungen auf die Größe und Stabilität der Glenoidkomponente haben kann.

Es sollte stets Pin-geführt gefräst werden, um eine möglichst genaue Kongruenz zwischen Knochen und Pfanne zu ermöglichen. Eine mangelnde Passgenauigkeit begünstigt auf Dauer die Entstehung von Mikrobewegungen.

Auch die Knochensubstanz, der die spätere Pfanne aufliegt, sollte von einheitlichem Charakter sein. Wenn dies nicht der Fall ist, kann es an der

Knochen-Implantat-Grenze zu einer ungleichmäßigen Belastungsverteilung kommen, welche ebenfalls eine Lockerung der Pfanne begünstigt (s. Kapitel 2.2.1).

Unbedingt zu vermeiden ist ein zu aggressives „Reaming“, welches die Subchondralschicht verletzt und durch eine zunehmende Medialisierung der Pfanne zu einer Migration des Implantats bzw. eine posterioren Abkipfung führen kann [103]. Einen Sonderfall stellt dabei die „Ream and Run“ Technik von Matsen dar, welche besonders bei einem Patienten unter 60 Jahren mit einem B2-Glenoid in Kombination mit einer Retroversion von größer als 15° und einer hinteren Subluxation verwendet werden kann. Die Bikonkavität in leichter Retroversion wird sparsam in eine Konkavität umgewandelt. Dabei hat die Fräse einen Radius, welcher zwei Millimeter größer als die geplante Kopfkalotte ist, um die Humeruskopftranslation zu reduzieren und stattdessen die Zentrierung zu fördern. Zusätzlich wird das Rotatorenintervall verschlossen [104].

Bei einem B2-Glenoid besteht weiterhin die Möglichkeit des „Offset“-Reamings, welches eine ausreichende Kontaktfläche auf Kosten einer Retroversion von 10 bis 15° ermöglicht. Um größere Retroversionen $>30^\circ$ zu korrigieren besteht die Möglichkeit, die Pfannenfläche durch einen Knochenspan aus der Humeruskalotte zu augmentieren oder augmentierte Glenoidimplantate zu verwenden. Letztere sind noch nicht lange genug auf dem Markt um statistisch abgesicherte mittelfristige Ergebnisse vorliegen zu haben.

3.4 Postoperatives Behandlungsschema

Im Anschluss an die Operation empfiehlt sich die Ruhigstellung mithilfe eines Abduktionskissens in 20° ABD und 30° IRO des Unterarms für drei Wochen. Danach erfolgt die stationäre Einweisung zur Anschlussbehandlung. Die aktiv

assistiven Bewegungsumfänge sind auf 90° Flexion (FLEX), 60° ABD und 30° ARO limitiert. Ab der fünften Woche ändern sich diese Grenzwerte auf 90°/90°/0°. Es sollte nun auch eine propriozeptive neuromuskuläre Faszillation (PNF) mit kurzem Hebel- und Hubarm ohne Widerstand im schmerzfreien Bereich erfolgen. Zusätzlich soll ab der vierten Woche ein vorsichtiger Beginn von widerstandslosen Bewegungsbädern mit Beüben der Skapulastabilisatoren stattfinden. Nach der sechsten postoperativen Woche geht es um die Freigabe der Bewegung sowie das Erarbeiten der freien Rotation und FLEX.

Der Führungswiderstand sollte konzentrisch beim Trainieren der RM und des M. deltoideus gesteigert werden. Von einem exzentrischen Training mit Widerstand und langem Hebel wird ausdrücklich abgeraten. Nachdem die freie Beweglichkeit erreicht wurde, sollte die Belastung in allen Ebenen dosiert gesteigert werden.

Bei den Zeitangaben handelt es sich nicht um starre Vorgaben, sondern um eine orientierende Empfehlung, welche sich nach der Schmerzfreiheit und der persönlichen Möglichkeiten bzgl. des Ausgangsbefundes richten [12].

3.5 Untersuchungen

Die nachfolgenden Untersuchungen wurden bis auf die Beurteilung der radiologischen Lockerungssäume, die Glenoidmorphologie nach Walch, und das MRT sowohl prä- als auch postoperativ durchgeführt. Vor Beginn der körperlichen Untersuchung erfolgte eine strukturierte Anamnese des Patienten bzgl. der allgemeinen Schulterfunktion. Besonders wichtig war dabei das Erfassen von Schmerzen oder Einschränkungen der Bewegung oder des täglichen Lebens, welche bei der nachfolgenden Untersuchung zu berücksichtigen sind.

3.5.1 Körperliche Untersuchungen

Nach der Anamnese erfolgten die Inspektion und Palpation der Schulter. Dabei wurde schon beim Entkleiden des Patienten auf eventuelle Bewegungsstörungen, Asymmetrien oder Atrophien geachtet. Ebenfalls zu beurteilen war die Haltung des Schultergürtels. Die OP-Narbe selbst wurde auf Verletzung und Entzündungszeichen wie Rötung, Schwellung oder Überwärmung untersucht.

Im Rahmen des CS (s. Kap. 3.5.1.3) erfolgte danach die Bewegungsanalyse ohne zusätzlichen Widerstand. Sie wurde aktiv bzw. passiv und im Seitenvergleich erfasst. Für die FLEX sowie die ARO und ABD wurde der Bewegungsumfang in [Grad °] festgehalten. Die Messung der IRO hingegen orientierte sich an der Unterteilung des CS (s. Kap. 3.5.1.3)

3.5.1.1 Bewegungsumfänge

Die Referenzwerte einer gesunden Schulter sind in der nachfolgenden Abb. 14 dargestellt [66]. Bzgl. der Gradwerte waren besonders der Bewegungsanteil der FLEX und ABD mit einem Maximum von jeweils 170° relevant.

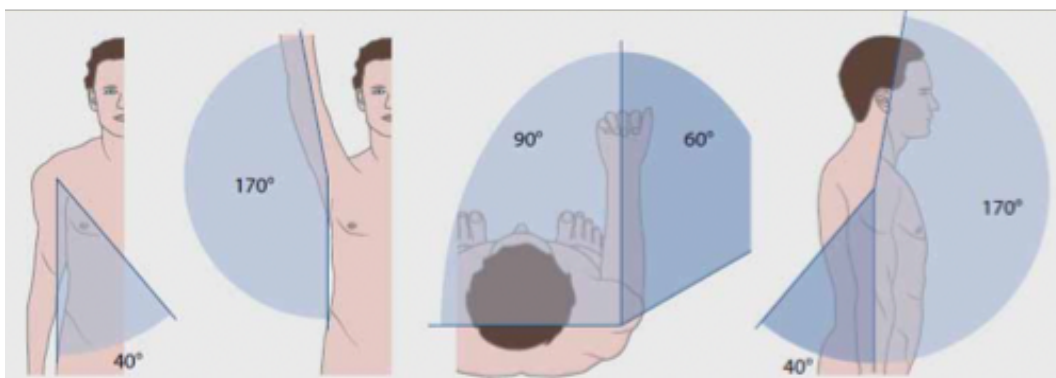


Abb. 14: Referenzwerte einer gesunden Schulter [66]

3.5.1.2 Kraftmessung

Zur Messung der Kraft diente ein ISOBEX genanntes Kraftmessgerät (MDS, Medical Device Solutions AG, Schweiz). Im Sitzen abduziert der Patient den Arm um 90° und führt eine Horizontal-ADD von ca. 30° durch. Der Daumen zeigt nach unten. Nun wird das Messgerät, vom Untersucher gehalten, auf das Handgelenk des ausgestreckten Armes gelegt. Der Patient wird nun gebeten, für fünf Sekunden mit maximaler Kraft gegen das Gerät nach oben zu drücken. Der gemessene Wert muss in Kilogramm angegeben sein. Dadurch kann er mit 25 multipliziert und anschließend durch 12 dividiert werden, um den passenden Wert für den CS zu erhalten.

3.5.1.3 Constant Score

Der Constant-Score (CS) ermöglicht die Beurteilung der allgemeinen Schulterfunktion. Er wurde 1987 eingeführt und ist unterteilt in die vier Unterkategorien Schmerz, Alltagsaktivität, Bewegungsumfang und Kraft [68]. Bei einer mustergültigen Schulter ist ein Maximalwert von 100 erreichbar. Die Schmerzen und Alltagsaktivität sind subjektive Parameter, wohingegen der Bewegungsumfang und die Kraft objektiv gemessen werden können. Nachfolgend ist die Tabelle zur Berechnung des absoluten CS aufgeführt (Tab. 1).

| | |
|---|-------------|
| Schmerz (Visuelle Analogskala): 0=maximal, 15=nicht existent | 0-15 |
| Alltagsaktivität | 0-20 |
| Berufsfähigkeit | 0-4 |
| Freizeitaktivität | 0-4 |

| | |
|---|-------------|
| Arbeitshöhe | 0-10 |
| Schlaf: 2=nicht gestört, 1=gelegentliches Aufwachen, 0=regelmäßiges Aufwachen | 0-2 |
| Unterhalb der Taille [67] | 0 |
| Bis zur Gürtelhöhe | 2 |
| Bis zum Xiphoid | 4 |
| Bis zum Nacken | 6 |
| Bis zum Scheitel | 8 |
| Über den Kopf | 10 |
| Bewegungsumfänge | 0-40 |
| <i>Flexion (°)</i> | 0-10 |
| 0-30 | 0 |
| 31-60 | 2 |
| 61-90 | 4 |
| 91-120 | 6 |
| 121-150 | 8 |
| 151-180 | 10 |
| <i>Abduktion (°)</i> | 0-10 |
| 0-30 | 0 |
| 31-60 | 2 |
| 61-90 | 4 |
| 91-120 | 6 |
| 121-150 | 8 |

| | |
|---|--------------|
| 151-180 | 10 |
| <i>Außenrotation</i> | 0-10 |
| Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach vorne | 2 |
| Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach hinten | 2 |
| Hand auf dem Kopf, Ellenbogen nach vorne | 2 |
| Hand auf dem Kopf, Ellenbogen nach hinten | 2 |
| Volle Elevation vom Scheitel aus | 2 |
| <i>Innenrotation</i> | 0-10 |
| Handrücken auf den äußeren Oberschenkel | 0 |
| Handrücken auf das Gesäß | 2 |
| Handrücken auf das Iliosakralgelenk | 4 |
| Handrücken auf die Lendenwirbelsäule | 6 |
| Handrücken auf den 12. Brustwirbelkörper | 8 |
| Handrücken zwischen den Schulterblättern (7. Brustwirbelkörper) | 10 |
| Kraft ([kg]*25/12) | 0-25 |
| Gesamt | 0-100 |

Tab. 1: Constant-Murley Score [67, 68]

3.5.1.4 Normierter alters- und geschlechtsabhängiger Constant Score

Der absolut berechnete CS hat u.a. den Nachteil, dass ein Vergleich zwischen Patienten mit großem Altersunterschied erschwert ist. Ein tendenziell höherer

Wert bei jüngeren Patienten scheint einem niedrigeren bei älteren Patienten zwar überlegen, jedoch wird hierbei nicht berücksichtigt, dass beispielsweise die Kraft mit zunehmendem Alter abnimmt [12]. Um Patienten besser vergleichen zu können, empfiehlt sich daher die Umrechnung der absoluten Werte des CS unter Berücksichtigung von Alter und Geschlecht nach C.R. Constant (Tab. 2) [69]. Dieser prozentuale Wert wird nachfolgend auch als „relativer“ CS beschrieben.

| Alter (Jahre) | Männer | Frauen |
|---------------|--------|--------|
| 21-30 | 98 | 97 |
| 31-40 | 93 | 90 |
| 41-50 | 92 | 80 |
| 51-60 | 90 | 73 |
| 61-70 | 83 | 70 |
| 71-80 | 75 | 69 |
| 81-90 | 66 | 64 |
| 91-100 | 56 | 52 |

Tab. 2: Alters- und geschlechtsnormierter CS [69]

3.5.2 Radiologische Untersuchung

Die Prozedur bei der radiologischen Untersuchung der implantierten Schulterprothese beinhaltet das Erstellen eines anteroposterioren („true a.p.“) und axialen Röntgenbildes zum prä- und postoperativen Zeitpunkt. Beide Aufnahmen dienen postoperativ der Beurteilung von Lockerungssäumen und

Berechnung von radiologischen Parametern. Daran schloss sich eine Sonographie der RM an.

3.5.2.1 Röntgen-Aufnahmen

Bei der „true a.p.“ Röntgenaufnahme (Abb. 15) wird der Strahlengang im 45° Winkel von der Gegenseite im horizontalen Verlauf auf die zu untersuchende Schulter ausgerichtet. Zusätzlich sollte der Strahl von 20° kaudal auf die Korakoidspitze ausgerichtet werden [71, 72]. Dadurch ergibt sich idealerweise eine genaue Darstellung des Gelenkspalts. Eine Neutralstellung des Arms ist erforderlich, um eine Vergleichbarkeit der Nachuntersuchung zu ermöglichen [73]. Das Tuberculum majus wird dabei profilgebend. Mit dieser Aufnahme kann auch der akromiohumerale Abstand ausgemessen werden (Abb. 16)

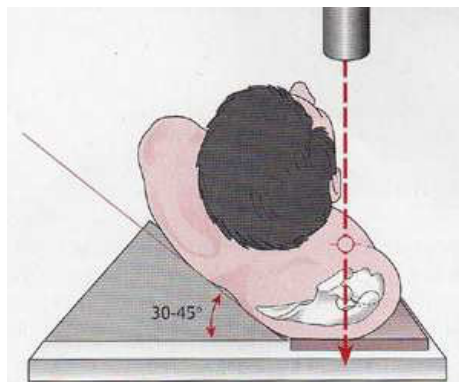


Abb. 15: Technik bei einer „True a.p.“ Röntgenaufnahme [74]

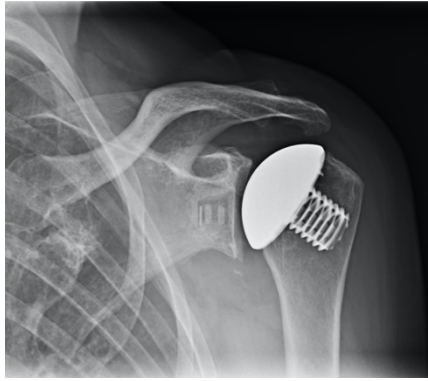


Abb. 16: „True a.p.“ Röntgenaufnahme

Für die axiale Röntgenaufnahme wird der Arm im Sitzen abduziert und im Ellenbogen um 90° flektiert. Der Kopf wird zur gesunden Seite geneigt und der Röntgenstrahl auf das Schultergelenk ausgerichtet (Abb. 17) [74]. Anhand der axialen Aufnahme lassen sich das Glenoid, das Tuberculum minus und das AC-Gelenk beurteilen (Abb. 18)

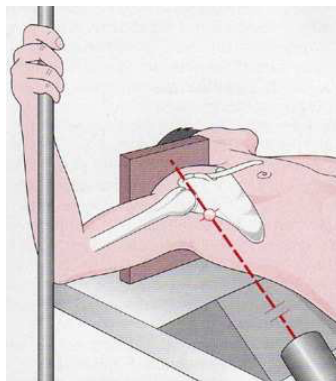


Abb. 17: Technik bei einer axialen Röntgenaufnahme [74]

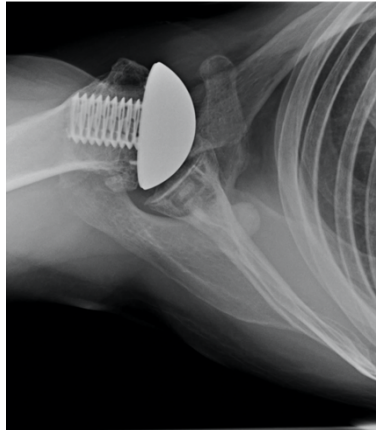


Abb. 18: Axiale Röntgenaufnahme

3.5.2.2 Beurteilung von radiologischen Lockerungssäumen und Osteolyse

Zur radiologischen Beurteilung der TEP wurden die Patienten bei der Nachuntersuchung a.p. und axial geröntgt. Daran schloss sich die Untersuchung der glenoidalen und humeralen Komponente auf RLL an. Jede Röntgenaufnahme wurde vom Operateur zweimal begutachtet.

Zum aktuellen Zeitpunkt gibt es keine Klassifikation, mit der sich die radiologischen Lockerungssäume (RLL) von Kiel-, Peg- und MB-Pfannen einheitlich vergleichen lassen. Aus diesem Grund wurde eine bereits bestehende Unterteilung von Lockerungszonen nach Magosch et al. [57], ursprünglich für MB-Pfannen, erweitert und verwendet.

In der bestehenden Unterteilung von Magosch et al. ist eine Beurteilung von MB-Pfannen für true-a.p. und axiale Röntgenaufnahmen beschrieben (Abb. 19) [57].

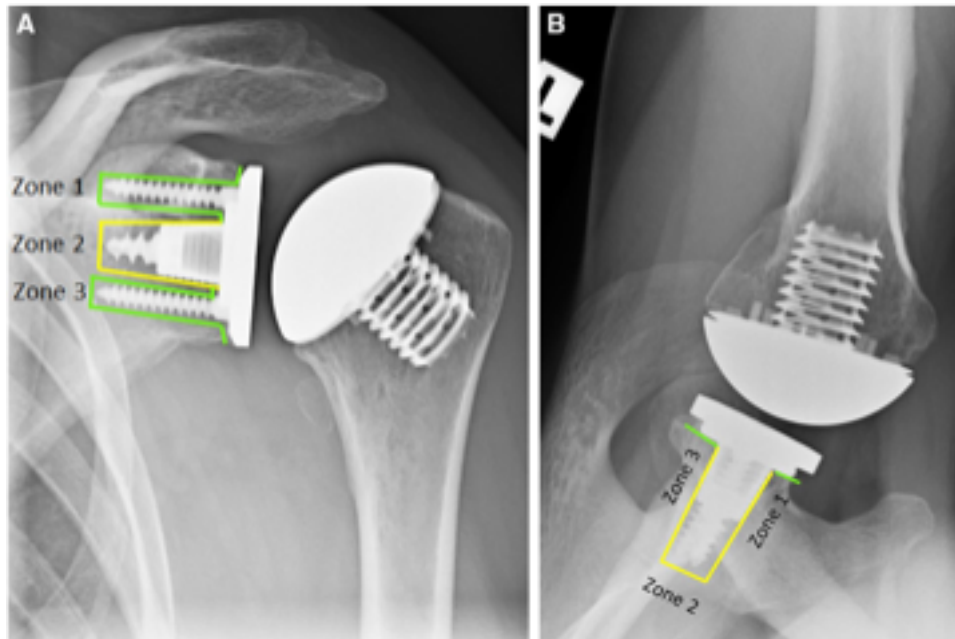
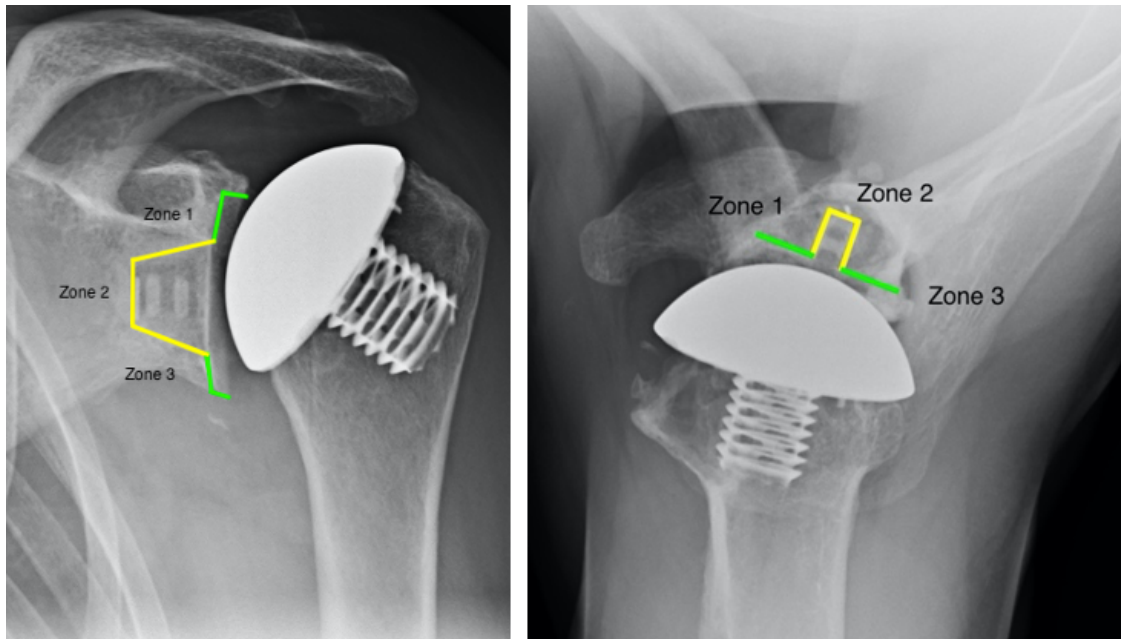


Abb. 19: Unterteilung der beurteilten Zonen für MB-Pfannen nach Magosch et al. [57] im true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bild

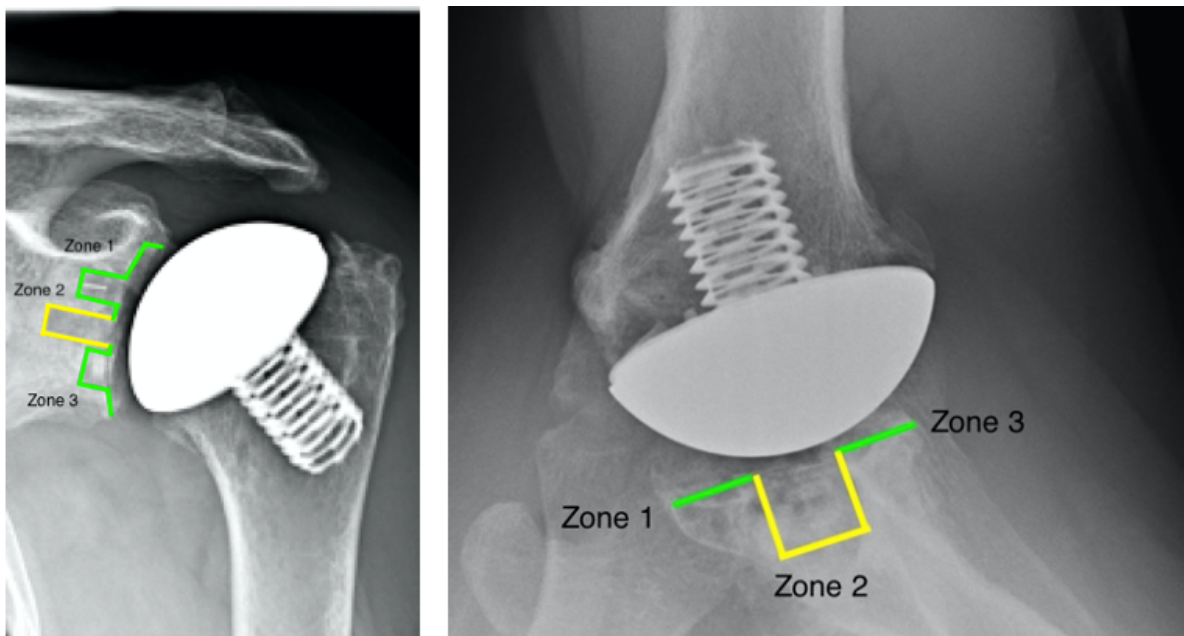
Die Grenzlinie zwischen Glenoidimplantat und Knochen wird pro Röntgenaufnahme in drei Zonen unterteilt. Im true-a.p. Röntgenbild beschreibt Zone A die superiore 4,5mm Schraube mit den angrenzenden Rückflächen der Basisplatte. Zone B ist definiert durch den Peg-förmigen Zentralkonus und die zentrale 6,5mm Zentralschraube. Zone C enthält analog zu Zone A die inferiore 4,5mm Schraube mit den angrenzenden Rückflächen der Basisplatte.

Axial betrachtet entspricht Zone 1 dem anterioren bzw. Zone 3 dem posterioren Pfannenrand. Zone 2 umfasst den Zentralkonus und die drei eingebrachten Schrauben.

Für Kiel-Pfannen im true-a.p. Röntgenbild wurden der superiore bzw. inferiore Pfannenrand als Zone A bzw. C definiert. Zone B entspricht der zentralen Kielverankerung (Abb. 20). Axial betrachtet sind Zone 1 und 3 in Bezug auf die Definition identisch mit denen der MB-Pfannen (Abb. 21).



*Abb. 20: Unterteilung der beurteilten Zonen für Kiel-Pfannen
im true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bild*



*Abb. 21: Unterteilung der beurteilten Zonen für Peg-Pfannen
im true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bild*

Bei Peg-Pfannen beinhaltet Zone A den oberen Zapfen mit den angrenzenden Rückflächen des PE-Glenoids. Zone B beschreibt den zentralen Zapfen. Die Zone C umfasst den inferioren Kiel. Zone 1 und 3 im axialen Röntgenbild entsprechen denen der Kiel- und MB-Pfannen. Zone 2 beinhaltet die beiden Zapfen und den inferioren Kiel.

Pro Zone wurden jeweils 0, 1 oder 2 Punkte vergeben. Bei 0 Punkten waren keine RLL in der Zone vorhanden. Bei Vorhandensein einer RLL mit einer Dicke < 2mm wurde 1 Punkt, bei mindestens 2mm 2 Punkte vergeben.

Neben der Beurteilung von RLL wurde pro Zone auch untersucht, ob eine Osteolyse vorhanden war (Abb. 22). Bei positivem Befund wurde pro Zone 1 Punkt vergeben.

Die Summe aus dem Score der RLL (RLL-Score) wurde mit dem Score der Osteolyse (Osteolyse-Score) addiert, woraus sich der radiologische Score (R-Score) ergab. Maximal konnten beim RLL-Score 12 Punkte und beim Osteolyse-Score 6 Punkte vergeben werden, was in 18 Punkten für den R-Score resultiert.

Die Röntgenbilder wurden vom Operateur (P.H.) zweifach begutachtet. Der Zeitraum zwischen den Zeitpunkten betrug 2 Monate. Darauf basierend wurde die Intraobserver-Reliabilität berechnet

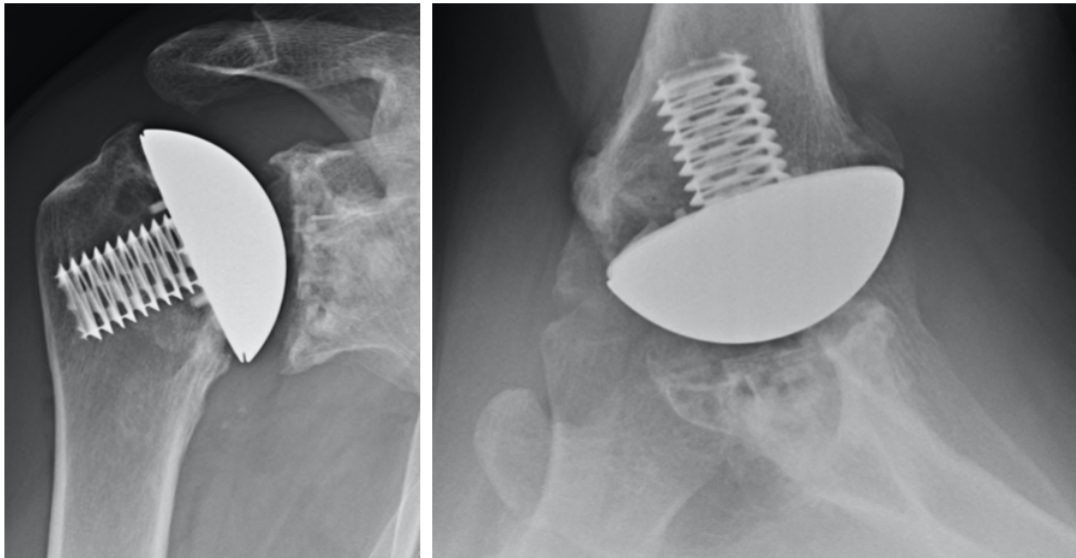


Abb 22: Osteolyse in den jeweiligen 3 Zonen des true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bildes

3.5.2.3 Sonographische Untersuchung

Mit einem 15 MHz Ultraschallgerät wurde die RM der operierten Schulter vom Operateur (P.H.) persönlich geschallt.

Es wurden sowohl strukturelle (in Bezug auf Echogenität) als auch formale Veränderungen beurteilt. Die formalen Veränderungen beinhalten eine fehlende Sehndarstellung, eine Verschmälerung oder Ausdünnung der Sehnen, fehlende Mitbewegung bei dynamischer Untersuchung oder eine Konturumkehr mit Störungen der Konvexität.

3.5.3 Präoperative radiologische Parameter

3.5.3.1 Omarthrose nach Samilson-Habermeyer

Die Omarthrose, welche mit zunehmendem Alter häufiger vorkommt, wurde bereits als zentrale Indikation für eine TEP genannt (s. Kap. 2.3.1).

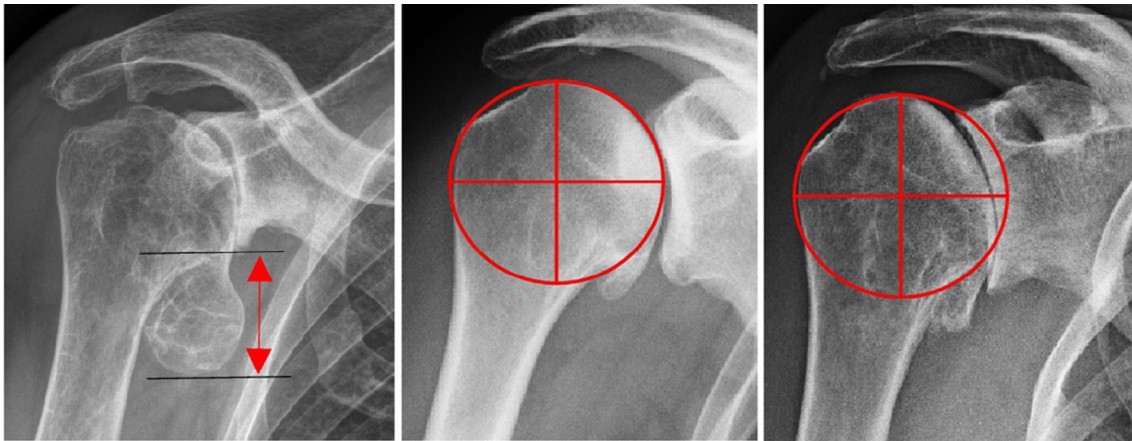
Nachfolgend wird die Klassifikation nach Samilson zur Beurteilung des Schweregrades beschrieben [197, 198].

Die Einteilung in Grad I-III basiert auf der Längenmessung des kaudalen Osteophyten am Humeruskopf bei der Instabilitätsarthrose. Der erste Grad beschreibt eine Osteophytengröße <3mm mit leichter Arthrose. Im zweiten Stadium beträgt diese 3-6 mm. Ab Grad III liegt eine schwere Arthrose mit einer Osteophytengröße von 7-9 mm vor.

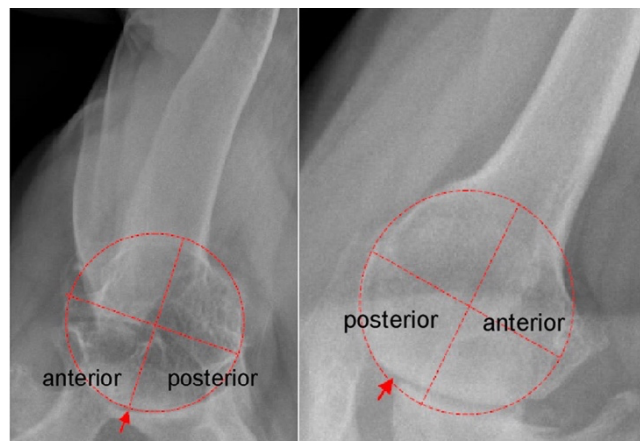
Im Jahr 2017 wurde die Samilson-Einteilung durch Habermeyer erweitert und für die Omarthrose beschrieben. [200]. Er differenzierte die Omarthrose in eine asphärische und sphärische Form (Abb. 23, Abb. 24). Zusätzlich unterteilt Habermeyer die Osteophytenlänge in vier Größen: Grad 1: 1 – 3 mm; Grad 2: 4 – 6 mm; Grad 3: 7 – 9mm; Grad 4: > 9 mm. Dabei beschreibt die sphärische Form (A) einen sphärischen Humeruskopf mit einer Assoziation zu den Glenoidmorphologien A1, A2 und B1.

Eine Dezentrierung mit posteriorer Subluxation tritt erst ab einer Osteophytenlänge von 7mm auf und ein transversaler Pfannentyp B2 nach Walch kann gelegentlich vorkommen.

Im Gegensatz zur sphärischen Omarthrose geht ein deformierter Humeruskopf bei der asphärischen Form (B) deutlich häufiger mit einem B2-Glenoid und längeren Osteophyten einher. Er besitzt eine komplexere Pathomorphologie. Es kommt zu einer transversalen Deformierung, ggf. mit einer humeralen posterioren Subluxation. Auch eine koronare Deformität tritt deutlich häufiger bei humeraler Asphärizität des Kopfes auf.



*Abb. 23: „True a.p.“ Röntgenaufnahme. Links: Messung der Osteophytenlänge,
Mitte: Sphärischer Humeruskopf,
Rechts: Asphärischer (deformierter)Humeruskopf*



*Abb. 24: Axiale Röntgenaufnahme. Links: Sphärischer Humeruskopf,
Rechts:Asphärischer Humeruskopf*

3.5.3.2 Transversaler Pfannentyp nach Walch

Die ursprüngliche Einteilung der transversalen Glenoidmorphologie nach Walch wurde 2016 von Bercik modifiziert (Abb. 25) [78]. Demnach beschreibt der Typ A einen konzentrischen Pfannenverbrauch, der bei A1 nur geringfügig ausfällt.

Er stellt die Indikation zur Hemiprothese dar. Der Typ A2 hingegen beschreibt eine konkave Pfannenvertiefung mit zentraler Humeruskopfprotrusion. Andererseits beinhaltet der Typ B eine posterior exzentrische Kopfpositionen. Der Typ B1 stellt dabei einen posterioren Pfannenverbrauch mit pathologischer Retroversion der Pfanne $> 15^\circ$ und subchondraler Sklerosierung dar. Beim Typ B2 besteht bereits eine bikonkave posteriore Pfannendeformität mit nochmals vergrößerter Pfannenretroversion und bei Typ B3 eine posteriore Subluxation von $\geq 70\%$ des Humeruskopfes bei fehlender nativer Glenoidebene (fehlendes Paleoglenoid) mit einer Retroversion $\geq 20^\circ$. Unabhängig davon definiert der Pfannentyp C eine primär dysplastische Pfannenretroversion von $\geq 25^\circ$. Der Pfannentyp C wurde bereits in Kap. 2.3.2 erwähnt und stellt aufgrund seiner hochpathologischen Fehlstellung eine Kontraindikation zur Implantation einer anatomischen TEP dar. Der Pfannentyp D ist eine Sonderform mit exzentrisch anteriorer Humeruskopfprotrusion oder Glenoidanteversion.

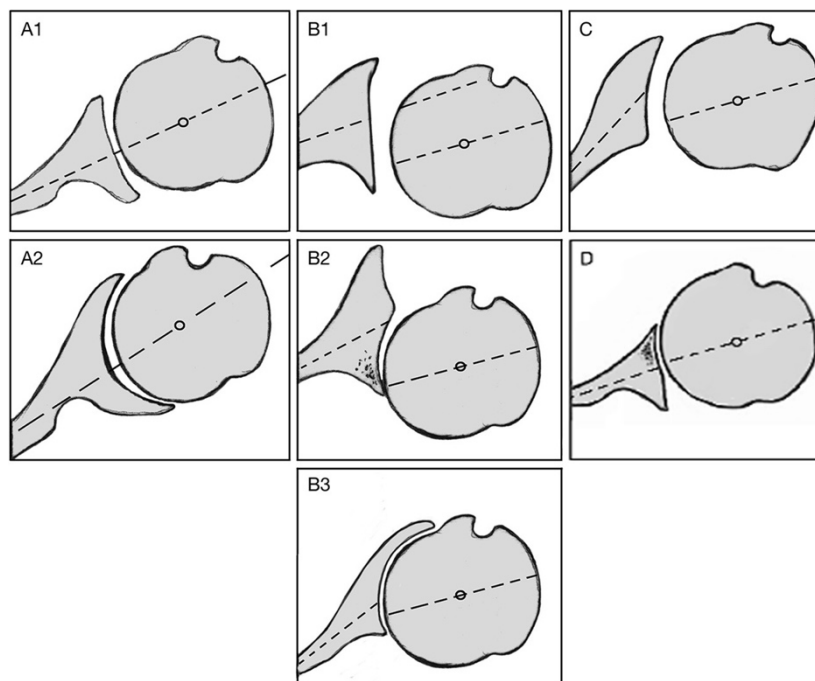


Abb. 25: Modifizierte Walch-Klassifikation [78]

3.5.3.3 Koronarer Pfannentyp nach Favard

Die Glenoiderosion nach Favard wird in fünf Grade eingeteilt (Abb. 26) [75]. Beim Typ E0 gibt es keine Erosion, bei E1 ist sie hingegen konzentrisch vorhanden. Der Typ E2 zeichnet sich durch eine Erosion des superioren Glenoids aus und geht bei einer weiteren Ausdehnung in die inferioren Anteile in den Typ E3 über. Eine ausschließlich inferiore Protrusion wird als Typ E4 beschrieben. Diese Einteilung der Glenoiderosion ist neben der Klassifikation von Hamada [76] die gebräuchlichste Klassifikation zur Umschreibung einer Defektarthropathie (engl.:Cuff-Tear-Arthropathie,CTA). Laut Neer ist die CTA eine Kombination aus Humeruskopfhochstand, glenoidalen und akromialen Erosionen, einer RM-Massenruptur, einem Kollaps der humeralen Gelenkfläche und eine Instabilität des Glenohumeralgelenks [77]. Da eine anatomische TEP für die CTA keine adäquate Therapie darstellt, erfolgt stattdessen eine Behandlung mit einer inversen TEP. Die Glenoiderosion nach Favard ist für diese Studie dahingehend relevant, dass eine nach unten offene Verkippung der Gelenkpfanne (inferiorer tilt) das Risiko für ein Impingement senkt, welches sonst in einer Pfannenlockerung resultieren kann [89].

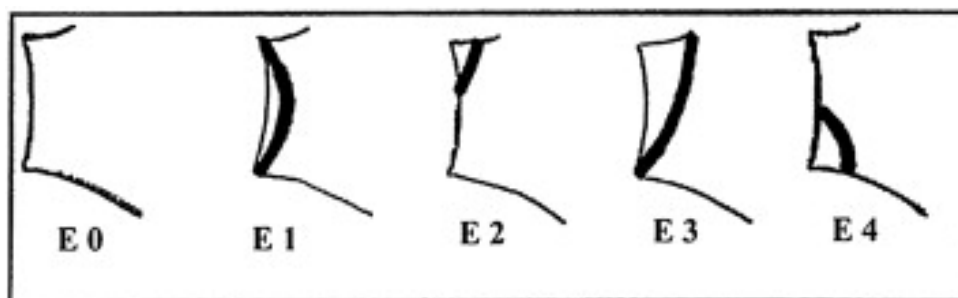
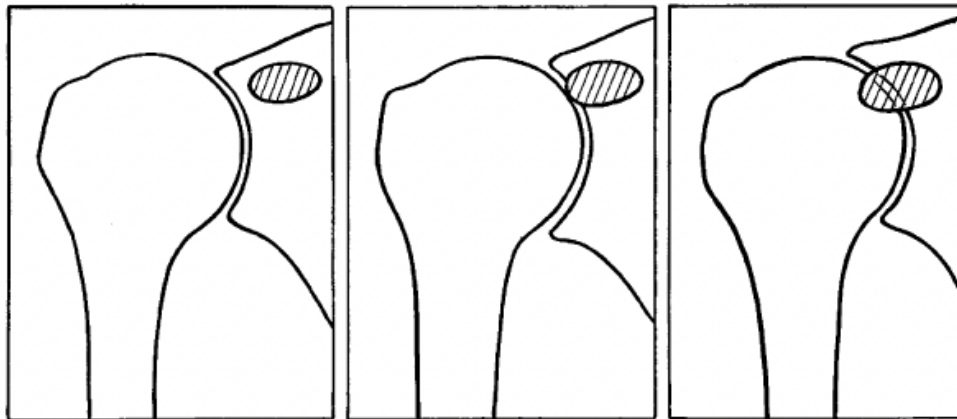


Abb. 26: Koronarer Pfannentyp nach Favard [75]

3.5.3.4 Gelenkverbrauch nach Lévigne

Das Ausmaß des pfannenseitigen Gelenkverbrauchs wird in dieser Arbeit durch die drei Stadien nach Lévigne klassifiziert [201] (Abb. 27). Das erste Stadium

beschreibt einen intakten subchondralen Knochen. In der nächsten Etappe stellt sich ein Glenoidverbrauch bis zur lateralen Basis des Korakoids dar. Im dritten Stadium geht der Glenoidverbrauch über die laterale Basis hinaus. Eine starke Protrusion kann die Stabilität und Auflagefläche des Glenoids schwächen und findet bei der Omarthrose hauptsächlich zentral bis inferior statt [202].



*Abb. 27: Die drei Stadien des Gelenkverbrauchs nach Lévigne
(I bis III, von links nach rechts aufsteigend) [201]*

3.5.4 Parameter im prä- und postoperativen Vergleich

3.5.4.1 Inklinationstyp nach Habermeyer

Neben der o.g. Pfannenmorphologie nach Walch stellt die Subluxation des Humeruskopfes ein wichtiges präoperatives Kriterium für eine Gelenkschädigung bei der Omarthrose dar.

Die Subluxation ist das Ergebnis mehrerer statischer und dynamischer Faktoren [79]. Sie muss durch u.a. eine Sehnenverlängerung und ein Kapsel-Release korrigiert werden, da andernfalls ein horizontaler „Rocking-Horse“ Mechanismus (s. Kapitel 2.2.2) mit Pfannenlockerung droht. Um eine Orientierung über die

vertikale Pfannenneigung zu gewinnen, empfiehlt sich die in Kap. 3.3 erwähnte „glenoid center line“ [65]. Auch der glenoidale Inklinationswinkel beschreibt die koronare Pfannenneigung und die relative Lage des Humeruskopfes zum subakromialen Raum. Die entsprechenden Normwerte liegen im Bereich von $+5^\circ$ bis -5° .

Bei der primären Omarthrose finden sich eine dorsale Pfannenabflachung und ein inverser Neigungswinkel mit posteroinferiorer Kopfsubluxation gegenüber der Pfanne [80, 81]. Im Jahr 2006 wurden der Inklinationsgrad und die Ausdehnung der Pfannenprotrusion von Habermeyer in vier Inklinationstypen unterteilt, um das Ausmaß des inferioren exzentrischen Pfannenverbrauchs zu beschreiben (Abb. 28) [81]. Grad 0 beschreibt eine Gelenklinie parallel zu einer vertikalen Tangente am lateralen Proc. coracoideus. Bei Grad 1 und 2 schneiden sich die Gelenklinie und die Tangente unterhalb bzw. am unteren Glenoidpol. Der Inklinationstyp nach Habermeyer korreliert mit dem Kritischen Schulterwinkel (s. Kap. 3.5.4.2) [85]. Bei inferiorem Pfannenverbrauch entsteht eine exzentrische Pfannenbelastung, welche einen vertikalen „Rocking-Horse“-Mechanismus (Kap 2.2.2) zur Folge hat. Letztendlich ist ein Inklinationswinkel von 0° ratsam, um einen vertikalen „Rocking-Horse“-Mechanismus zu verhindern. Es verringert sich das Risiko einer kranialen Humeruskopfsubluxation [61]

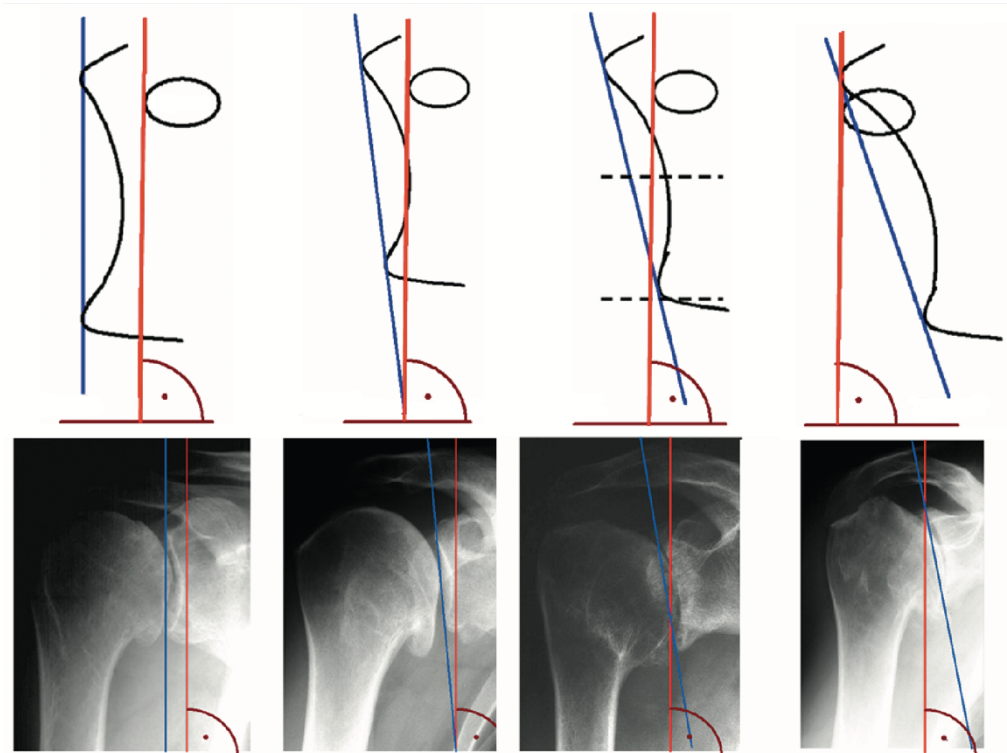


Abb. 28: Die vier Inklinationstypen nach Habermeyer (0 bis 3)

3.5.4.2 Kritischer Schulterwinkel

Der Kritische Schulterwinkel (KSW) beschreibt den Winkel vom oberen zum unteren Pfannenpol (Glenoidlinie) und von dort weiter zum lateralen Ende des Akromions (Abb. 29). Er wird auch als CSA (engl.: „Critical Shoulder Angle“) bezeichnet [83]. Bei einem größeren KSW ($>35^\circ$) mit einer nach oben offenen Fossa glenoidalis kommt es bei Bewegungen tendenziell zu einer erhöhten Spannung der RM mit dem Risiko einer RM-Ruptur und Pfannenlockerung [84].

Umgekehrt erhöht ein kleinerer KSW ($<30^\circ$) mit einer nach unten offenen Fossa glenoidalis das Risiko für die Entstehung der Omarthrose, da der Humeruskopf durch den M. deltoideus stärker an die Pfanne gepresst wird. Somit liegt der Bereich zwischen einem erhöhten Risiko für eine RM-Ruptur und eine Omarthrose bei $30\text{-}35^\circ$ [83, 172]. Der KSW korreliert mitunter linear mit dem Inklinationstyp nach Habermeyer (s. Kap. 3.5.4.1) [85].

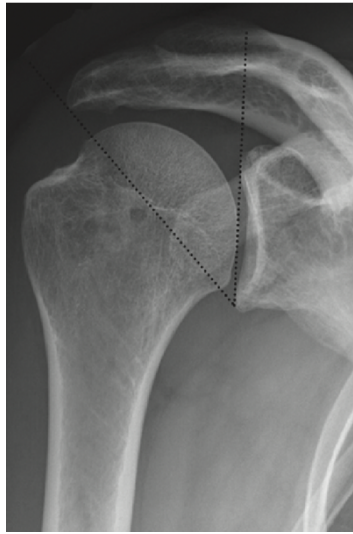


Abb. 29: Messung des Kritischen Schulterwinkels (KSW/CSA)

3.5.4.3 Lateraler glenohumeraler Offset

Der laterale glenohumerale Offset (LGHO) beschreibt den Abstand zwischen der Gelenklinie und der lateralen Begrenzung des Tuberculum majus und stellt eine wichtige Rolle bei der Beurteilung des Kopfdrehzentrums dar (Abb. 30). Er liegt physiologisch bei $55,7 \pm 5,7^\circ$ [199].

Durch eine arthrotische Gelenkveränderung verliert der Gelenkkopf zunehmend seine Rundung und medialisiert. Pfannenseitig kommt es durch eine Pfannenprotrusion zusätzlich zu einer Medialisierung der Pfanne und des Rotationszentrums. Beide Faktoren bewirken dadurch eine Abnahme des LGHO. Das Ziel des prothetischen Ersatzes besteht jedoch darin, die ursprünglichen anatomischen Verhältnisse wiederherzustellen. Dafür ist es notwendig, die richtige Kopfprothesengröße auszuwählen.

Ein zu kleiner Kopf zieht eine Medialisierung des Schaftes und Verringerung des LGHO mit sich, sodass der M. deltoideus in seiner Funktion geschwächt ist [29]. Andererseits wird der Schaft durch einen zu großen Kopf lateralisiert und erzeugt

so eine zu hohe Verspannung der RM (= „Overstuffing“), was das Risiko für Rupturen der RM erhöht. Dieses „Overstuffing“ kann den Reibedruck zwischen Kopf und Pfanne erhöhen. Durch ein unzureichendes Weichteil-Release wird diese übermäßige Kompression weiter verstärkt und begünstigt dadurch einen schnelleren Materialverbrauch.

Eine erfolgreiche Rekonstruktion des anatomischen Drehzentrums hingegen verhindert das Risiko einer erhöhten Vorspannung („Overstuffing“) und einer exzentrischen Pfannenbelastung [33].

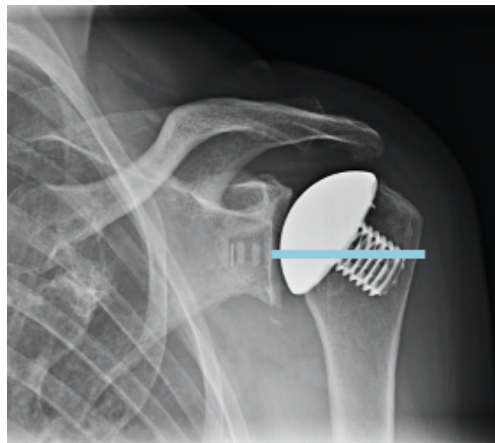


Abb. 30: Messung des LGHO

3.5.4.4 Akromiohumeraler Abstand

Der akromiohumerale Abstand (AHA) beschreibt die Distanz zwischen der Akromionunterfläche und dem höchsten Kalottenpunkt des Humerus (Abb. 31). Normalerweise liegt diese Distanz zwischen 7 und 14mm [12]. Im Rahmen einer superioren RM-Läsion kann der Prothesenkopf aufgrund von mangelnder muskulärer Zentrierung nach kranial migrieren und somit den Abstand zwischen Humerus und Akromion verringern. Bei frischen Läsionen ist im Röntgen innerhalb der ersten drei Monate meist noch keine Kranialisation des Humeruskopfes erkennbar; sie entwickelt sich stattdessen über Monate hinweg

[99]. Bei einer degenerativen und somit länger bestehenden Läsion ist eine Kranialisierung und Verringerung des AHA ein charakteristisches a.p. Röntgenzeichen [99, 100]. Langfristig besteht eine Korrelation zwischen der Abnahme des AHA und der Entwicklung einer Defektarthropathie [101, 102], weswegen der AHA in dieser Studie untersucht wird. Eine Verminderung seinerseits sollte möglichst zeitnah diagnostiziert werden, um ein Voranschreiten oder eine Irreparabilität zu verhindern.

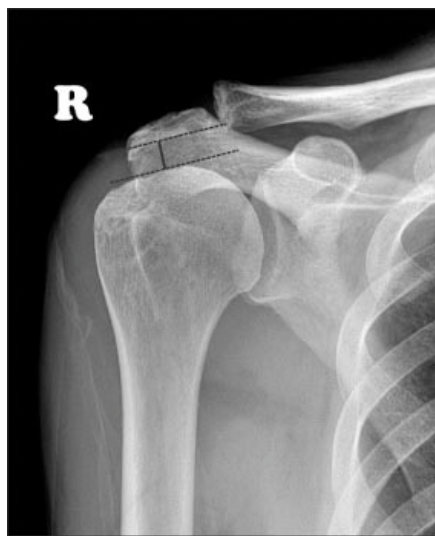


Abb. 31: Akromiohumeraler Abstand (AHA) [196]

3.5.4.5 Subluxationsindex nach der Walch-Methode

Eine Subluxation beschreibt eine partielle Gelenkausrenkung, bei der der Humeruskopf noch Kontakt zur Glenoidfläche hat (s. Abb. 32). Die in diesem Abschnitt beschriebene Subluxation bezieht sich ausschließlich auf eine a.p. Verschiebung und grenzt sich dadurch von der o.g. kraniellen Subluxation bei RM-Defekten ab (s. Kap. 3.5.4.4). Die „Walch“-Methode zieht zuerst eine tangentielle Glenoidlinie am vorderen und hinteren Glenoidpol, welche auf halber Pfannenlänge durch eine perpendikuläre Linie ergänzt wird. Danach erfolgt die Erstellung einer Parallelen zur Gelenklinie, welche durch den längsten humeralen

a.p.-Durchmesser verläuft. Der posteriore Gelenkanteil beginnt beim Schnittpunkt zwischen perpendikulärer und paralleler Linie und endet am posterioren Ende des Humeruskopfes. Er liegt auf der parallelen Linie und wird zur prozentualen Berechnung durch den o.g. längsten humeralen a.p. Durchmesser dividiert.

Die Methode auf Basis der Friedman-Linie [135] hingegen orientiert sich an der Scapula-Achse, welche durch die mediale Skapulabegrenzung und die tangentielle Glenoidlinie verläuft. Es wird anschließend der längste a.p. Humeruskopfdurchmesser perpendikulär zur Friedman-Linie eingezeichnet.

Erneut erfolgt die prozentuale Berechnung, indem der posteriore Gelenkanteil durch den gesamten a.p. Humeruskopfdurchmesser dividiert wird.

Da eine Überlegenheit der „Walch“-Methode gegenüber der „Friedman“-Methode besteht [134, 138], wird in dieser Arbeit ausschließlich die Walch-Methode benutzt. Ein weiterer Grund hierfür ist die unzureichende Berücksichtigung des Neoglenoids bei einer Glenoiderosion [44]. Eine pathologische posteriore Subluxation besteht ab einem posterioren Gelenkanteil von 55% bzw. einem Koeffizienten von 0,55 [79, 136]. Die Subluxation ist ein essentielles präoperatives Kriterium zur Beurteilung der Gelenkschädigung, da sie zu Abrieb bzw. Osteolyse führen kann [11,79,149]. Sie ist vermutlich das Resultat einer exzentrischen Translation, welche durch eine Zunahme der Osteophyten mit Abflachung der Pfanne und nachfolgender Kontraktur der Weichteile bedingt ist [12].

Laut Denard stellt eine Subluxation die primäre Ursache für eine posteriore knöcherne Erosion mit Bildung eines B2-Glenoids dar [139]. Und durch eine zunehmende Erosion wird die Subluxation in ihrem Prozess verstärkt [140]. Auch

das Ausmaß der Subluxation ist bei B2-Glenoiden stärker ausgeprägt und erhöht das Risiko einer Lockerung oder Dislokation [79, 145, 146, 147].

Die Behandlung der Subluxation erfolgt i.d.R. primär durch ventrales Offset-Reaming [141] und wird bei B2-Glenoiden durch einen dorsalen Spineinbau zur dorsalen Pfannenaugmentation beziehungsweise durch ein augmentiertes Glenoidimplantat ergänzt [142, 148, 80].

Durch das Befräsen kann die Subluxation reduziert werden, wobei ein geringes postoperatives Maß an Subluxation tolerabel ist [143, 144]. Weiterhin ist ein entsprechendes Weichteilrelease mit Entfernung der Osteophyten notwendig, um ein horizontales Rocking-Horse-Phänomen zu verhindern (s. Kap. 3.3).

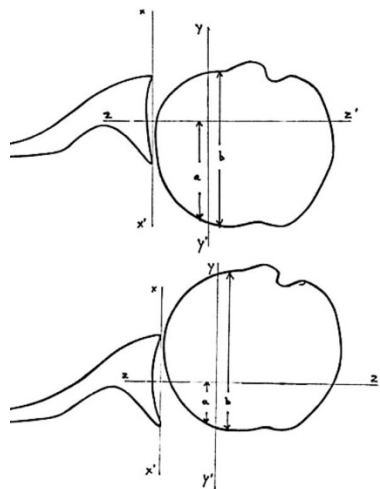


Abb. 32: Subluxation anhand der Walch-Methode [151]. Der Quotient a/b multipliziert mit 100% ergibt den Subluxationskoeffizienten. Die Linie x beschreibt die Glenoidlinie in Abhängigkeit vom vorderen und hinteren Glenoidpol. Die Linie z beinhaltet den Mittelpunkt zwischen den Glenoidpolen und verläuft orthogonal zu Linie x .

3.5.4.6 Humeruskopfposition

Die Humeruskopfposition kann sowohl in koronarer als auch in sagittaler Ausrichtung beurteilt werden. Koronar betrachtet ist beispielsweise ein Hochstand im Vergleich zur Glenoidpfanne zu begutachten, da dieser ein Hinweis auf eine seit längerem bestehende Ruptur der superioren RM sein kann [99, 100]. Es ist möglich, dass diese Kranialisation den ersten Schritt einer CTA darstellt [101, 102].

Weiterhin besteht das Risiko einer ventralen Position des Humeruskopfes, z.B. durch eine Schädigung des M. subscapularis. Dessen Zustand anhand eines verringerten Coracohumeralen Abstands (CHA) zu bemessen ist jedoch nicht eindeutig zu empfehlen [98, 99]. Stattdessen sollte auf eine sonographische Untersuchung verwiesen werden.

3.5.5 Status der Rotatorenmanschette

Wie bereits erwähnt erfolgte im Rahmen der Nachuntersuchung eine sonographische Beurteilung des Schultergelenks mit besonderem Fokus auf die RM (M. subscapularis, dem M. supraspinatus, M. infraspinatus und M. teres minor).

3.6 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden mithilfe von „SPSS Statistics Version 25“ durchgeführt. Anhand dieser Software konnten primär die deskriptiven Werte im

Sinne eines/r Mittelwerts, Minimums bzw. Maximums, Standardabweichung und von Häufigkeiten erfasst werden.

Der Mittelwert entspricht der Summe aller verwendeten Werte, welche anschließend durch deren Anzahl dividiert wird. Die Standardabweichung hingegen ist definiert als die Quadratwurzel der Varianz. Die nachfolgende Bezeichnung der „Range“ (Reichweite) veranschaulicht den minimalen und maximalen Wert innerhalb der Gruppe zur Darstellung der Streubreite.

Neben der deskriptiven Statistik wurde das Programm SPSS 25.0 verwendet, um Parameter zwischen oder innerhalb von Patientengruppen zu untersuchen. Bei Vergleichen zwischen Gruppen wurde der Mann-Whitney-U-Test benutzt. Bei der Gegenüberstellung von verbundenen Werten innerhalb einer Gruppe wie beispielsweise prä- und postoperativen Ergebnissen wurde der Wilcoxon-signed-rank Test verwendet. Dieser gab außerdem an, in wie vielen Fällen eine Überlegenheit des prä- bzw. postoperativen Wertes vorhanden war, oder wie oft die verglichenen Werte gleichgroß waren.

Lineare Zusammenhänge wurden bei zwei intervallskalierten Parametern durch den Pearson-Korrelationseffizienten untersucht. Sobald einer der beiden Parameter dieses Kriterium nicht erfüllte, fand der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman Anwendung. Falls möglich erfolgte die Testung auf Signifikanz zweiseitig. Unterschiede in der Häufigkeit konnten anhand des Chi-Quadrat-Tests gemessen werden. Grundsätzlich wurden 5% als Signifikanzniveau festgelegt.

4. ERGEBNISSE

4.1 Patientengut

In der Zeitspanne von Juli 2010 bis August 2016 erhielten 53 Patienten, bestehend aus 27 weiblichen und 26 männlichen Personen, insgesamt 60 anatomische Schultertotalprothesen (TEP). Bei sieben der Patienten wurde beidseits ein künstliches Schultergelenk eingesetzt.

In allen Fällen war die Omarthrose idiopathisch bedingt und das betroffene Schultergelenk nicht voroperiert. Das Arthrosestadium des Schultergelenks wurde präoperativ anhand der Klassifikation für die Omarthrose nach Samilson-Habermeyer [200] klassifiziert. Zum Untersuchungszeitpunkt waren die Patienten durchschnittlich 70,3 Jahre alt (50-84 Jahre). Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Mittel 59,0 Monate (25-103 Monate).

Das Durchschnittsalter in der Kiel-, Peg- und MB-Gruppe betrug 68,1 (Range 50-84), 69,3 (Range 56-81) und 73,4 Jahre (Range 63-84). Das entsprechende FU lag bei 62,0 (Range 25-103), 60,0 (Range 26-92) und 55,3 (Range 31-92) Jahren. Sowohl bei dem Alter als auch bei dem FU bestanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

4.1.1 Seitenverteilung

In 29 Fällen wurde die linke Schulter und in 31 Fällen die rechte Schulter operativ versorgt (Abb. 33).

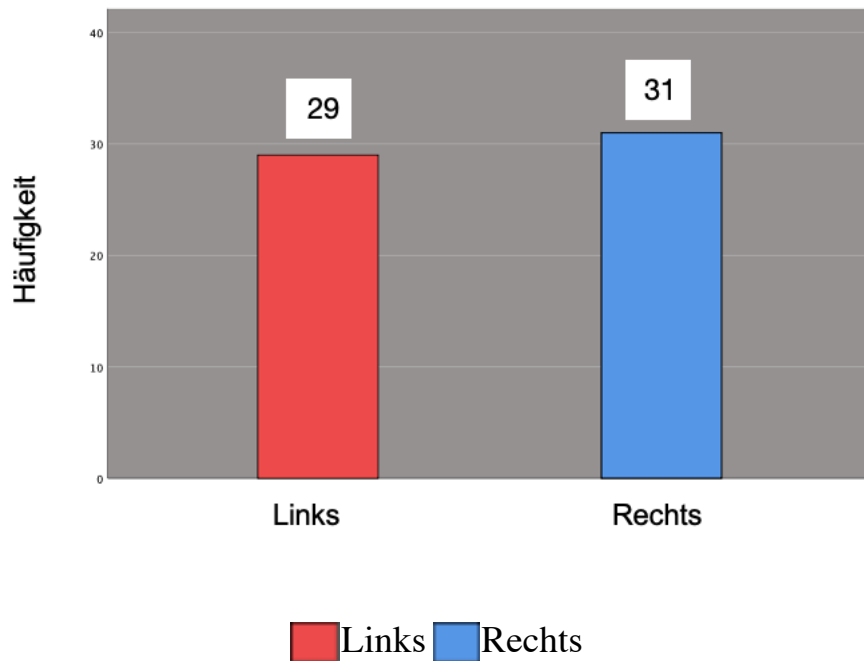


Abb. 33: Seitenverteilung der behandelten Schultergelenke

4.2 Klinische Ergebnisse

4.2.1 Klinische Ergebnisse des Gesamtkollektivs

4.2.1.1 Prä- und postoperative CS-Werte des Gesamtkollektivs

Nach der operativen Versorgung konnte der CS aller Patienten höchst signifikant verbessert werden ($p < 0,0001$; Abb. 34). Der absolute CS-Wert stieg von 32,2 (Range 16-49) präoperativ auf 72,1 Punkte (Range 60-83) postoperativ. Nach Division durch einen alters- und geschlechtsnormierten Quotienten (s. Tab. 2) ergab sich ein präoperativer relativer CS-Wert von 42,2% (Range 17,7-68,5%). Bei der entsprechenden Nachuntersuchung betrug er 97,6% (Range 66,6-118,7%).

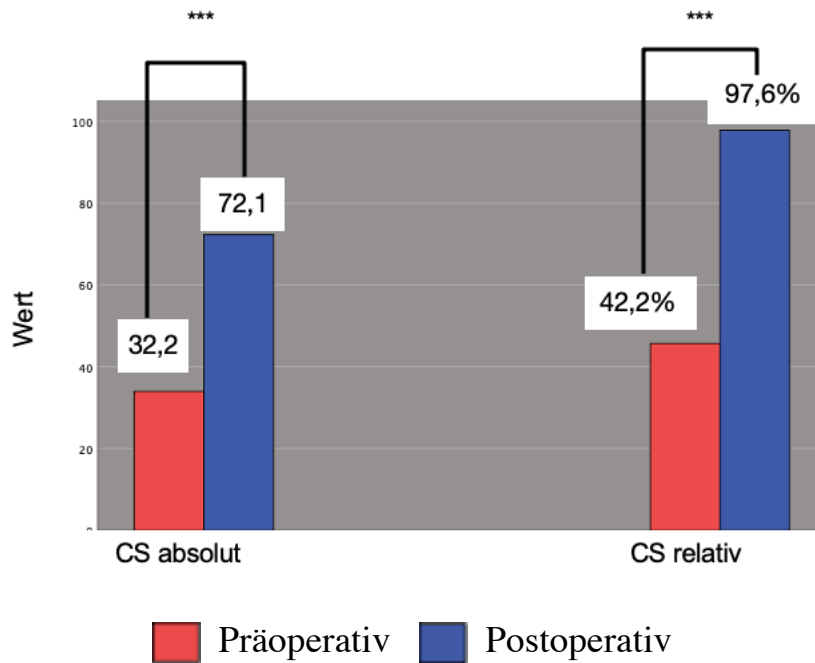


Abb. 34: Prä- und postoperative CS-Werte des Gesamtkollektivs (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.1.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien des Gesamtkollektivs

Die Veränderung des gesamten CS waren auch bezüglich der Unterkategorie hochsignifikant ($p < 0,0001$; Abb. 35).

Bei der Beurteilung der Schmerzen stieg der Punktwert von 5,8 (Range 0-15) auf 13,6 (Range 7-15). Des Weiteren verbesserte sich der Wert der ADL und des Bewegungsumfangs von 9,2 (Range 3-17) auf 18,4 (Range 12-20) bzw. von 15,6 (6-28) auf 32,7 (Range 20-38). Die gemessene Kraft erhöhte sich von 2,9 (Range 0-6) auf 7,2 Punkte (Range 3-13).

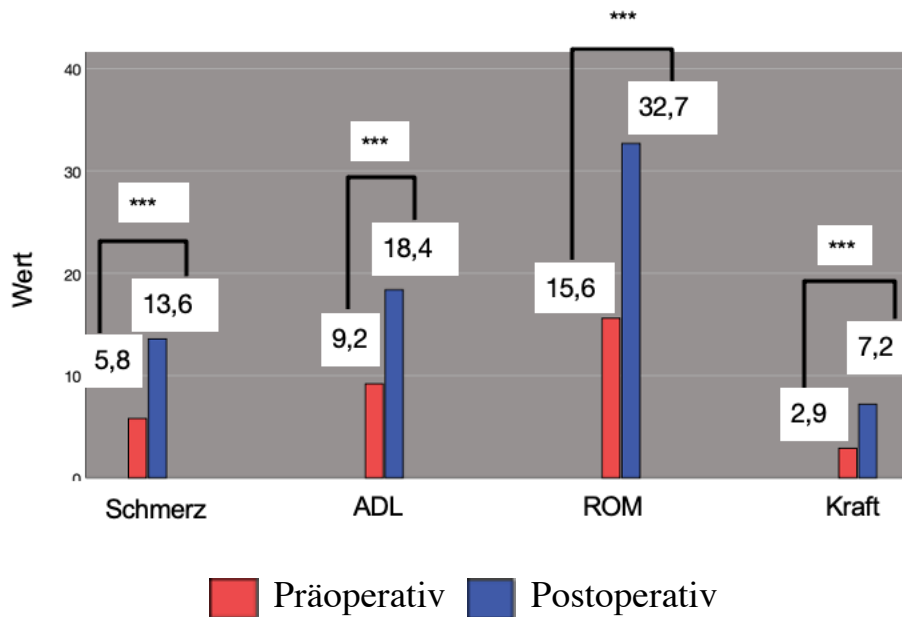


Abb. 35: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien des Gesamtkollektivs
(*** entspricht $p < 0,001$)

4.2.1.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge des Gesamtkollektivs

Die Bewegungsumfänge der insgesamt 60 Schultern verbesserten sich deutlich in allen Unteraspekten (Abb. 36). Dabei konnte eine Steigerung der FLEX von $100,0^\circ$ (Range $40-160^\circ$) auf $158,8^\circ$ (Range $125-170^\circ$), der ABD von $80,8^\circ$ (Range $10-160^\circ$) auf $149,1^\circ$ (Range $100-170^\circ$) und der ARO von durchschnittlich $24,8^\circ$ ($0-60^\circ$) auf $56,8^\circ$ ($10-80^\circ$) erzielt werden. Diese Steigerungen waren alle höchst signifikant ($p < 0,0001$).

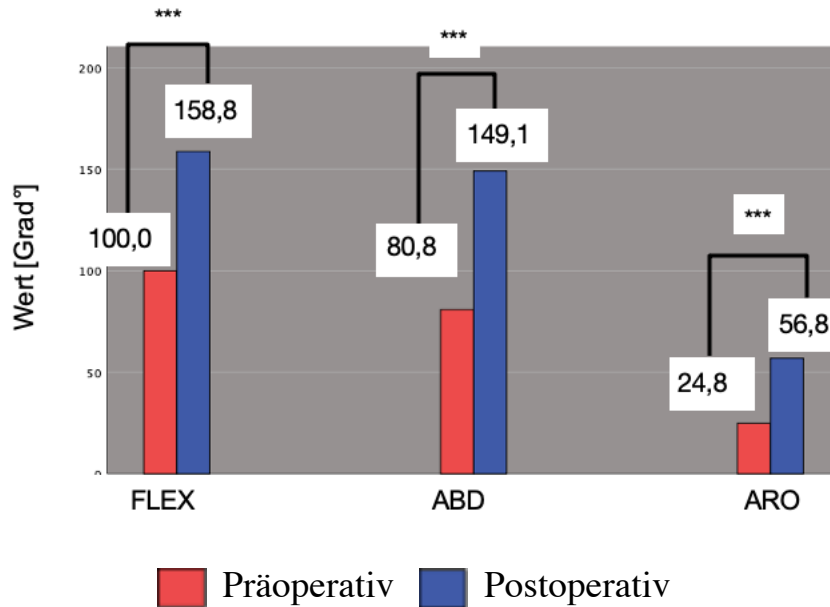


Abb. 36: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge des Gesamtkollektiv (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.2 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Kiel-Prothese

4.2.2.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Kiel-Prothese

Ähnlich dem Gesamtkollektiv stiegen die CS-Werte der Patienten mit Kiel-Prothese im prä- und postoperativen Vergleich hochsignifikant ($p < 0,0001$; Abb. 37). Der absolute CS verbesserte sich von 32,5 (Range 18-45) auf 71,7 (Range 60-83) und der relative Wert von 41,7% (Range 21,6-62,8%) auf 94,9% (Range 66,6-115,1%).

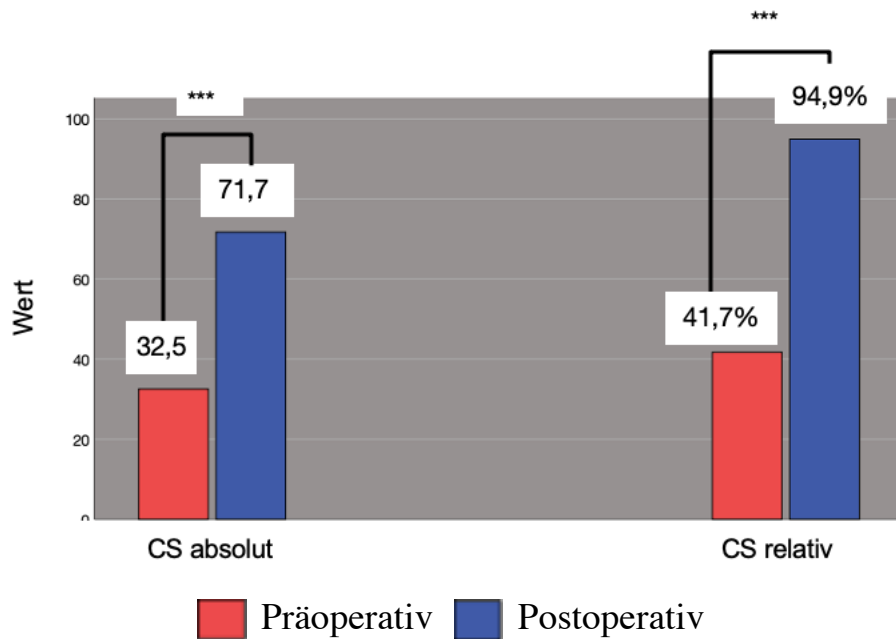


Abb. 37: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit Kiel-Prothese
 (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.2.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei Patienten mit Kiel-Prothese

In Bezug auf die Teilaspekte ähnelten die Werte der Kiel-Gruppe denen des Gesamtkollektivs, wodurch auch hier eine hohe Signifikanz gegeben war ($p < 0,0001$; Abb. 38). Die Bewertung des Schmerzes lag präoperativ bei 5,7 Punkten (Range 0-12) und postoperativ bei 13,3 (Range 7-15); die der subjektiven Funktionalität im Alltag erhöhte sich von 9,3 (Range 3-17) auf 18,4 (Range 14-20). Ebenso nahmen der Bewegungsumfang von 15,7 (Range 10-26) auf 32,1 (Range 24-38) und die Kraft von 2,9 (Range 0-6) auf 7,6 (Range 4-12) zu.

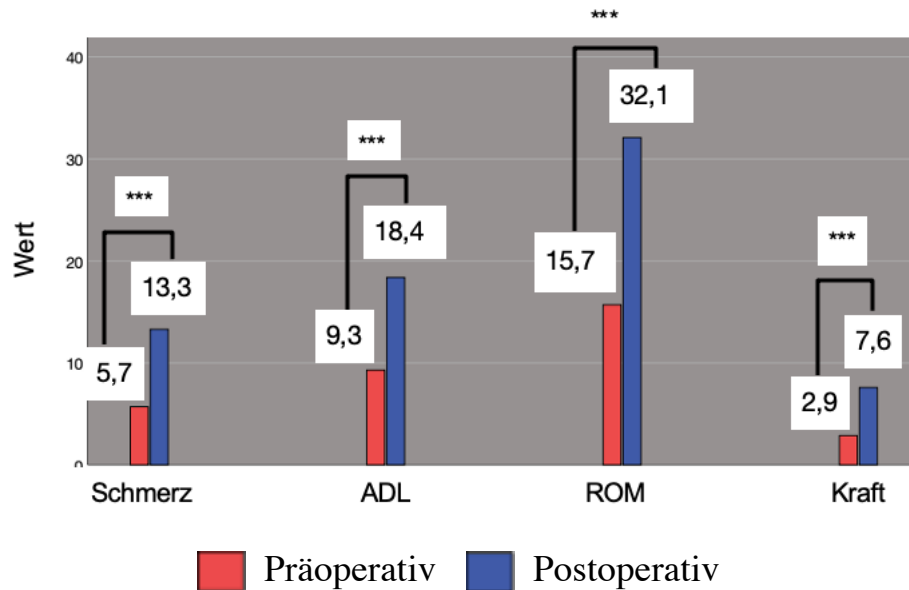
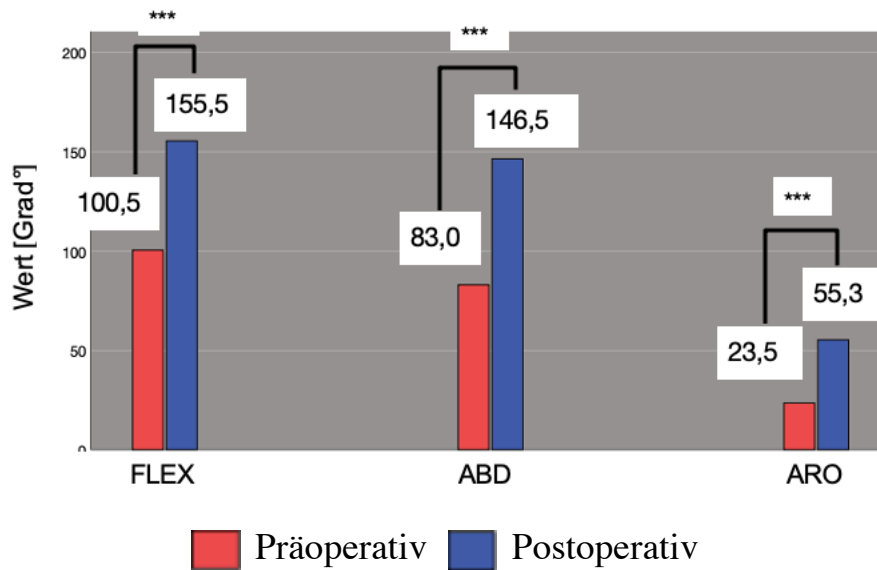


Abb. 38: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit Kiel-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.2.3 Prä- und postoperative Bewegungsumfänge bei Patienten mit Kiel-Prothese

Bei 20 der insgesamt 60 Prothesen handelte es sich um zementierte Kiel-Prothesen. Diese wiesen mittlere präoperative Werte von $100,5^\circ$ FLEX (Range $70-150^\circ$); $83,0^\circ$ ABD ($40-160^\circ$) und $23,5^\circ$ ARO (Range $0-40^\circ$) auf (Abb. 39). Postoperativ lagen diese Werte jeweils bei $155,5^\circ$ ($140-170^\circ$); $146,5^\circ$ ($120-170^\circ$) und $55,3^\circ$ ($20-80^\circ$) und waren statistisch äußerst signifikant ($p < 0,0001$).



*Abb. 39: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit Kiel-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)*

4.2.3 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Peg-Prothese

4.2.3.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Peg-Prothese

Die CS-Werte der Peg-Gruppe ähnelten dem Gesamtkollektiv ebenfalls ($p < 0,0001$; Abb. 40). Sie betragen absolut 32,6 (Range 23-48%) vor der Operation und 73,1 (Range 61-81) danach. Relativ betrachtet betrug der korrelierte CS präoperativ 42,6% (Range 27,7-68,5%) und postoperativ 99,3% (83,1-114,4%).

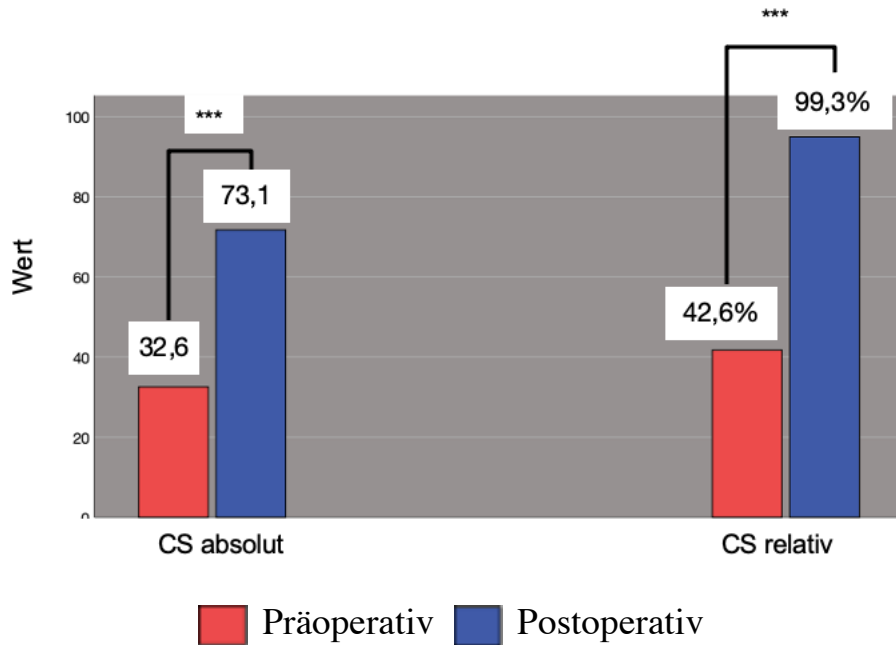


Abb. 40: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit Peg-Prothese
 (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.3.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei Patienten mit Peg-Prothese

Patienten mit einer Peg-Prothese bewerteten ihren Schmerz vor der Operation im Schnitt mit 6,1 (Range 2-15) und postoperativ mit 13,7 (Range 9-15) Punkten (Abb. 41). Präoperativ lag die ADL der operierten Schulter bei 9,8 (Range 3-15) und später bei 18,3 Punkten (Range 12-20). Der Bewegungsumfang betrug postoperativ 33,8 Punkte (Range 20-38), verglichen mit 14,6 präoperativ (8-22). Die Kraft verbesserte sich von 3,1 (Range 0-6) auf 6,9 Punkte (Range 3-10). Alle Ergebnisse waren sehr signifikant ($p < 0,0001$).

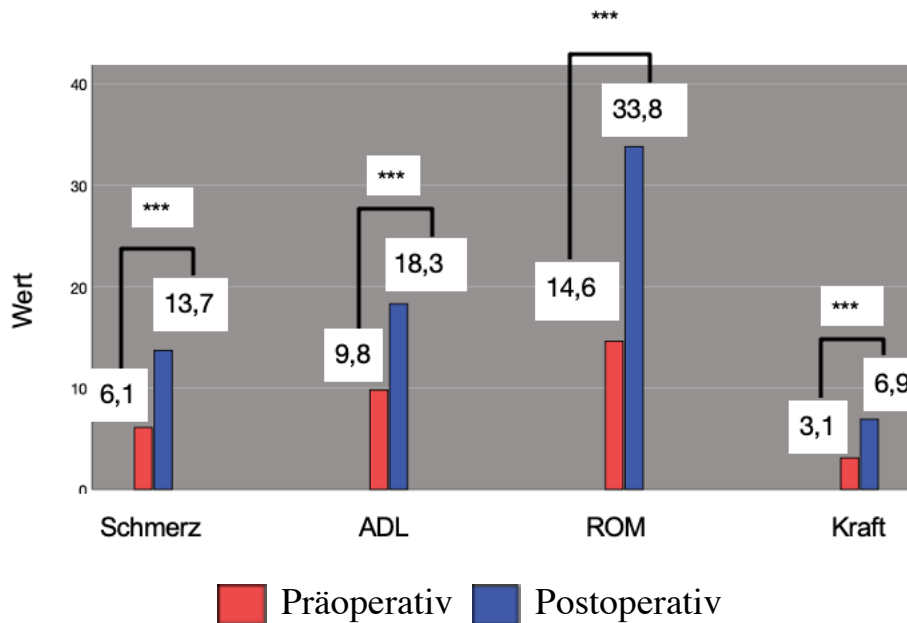


Abb. 41: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit Peg-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.3.3 Prä- und postoperativen Bewegungsumfänge bei Patienten mit Peg-Prothese

In der Gruppe der 20 Peg-Prothesen ließ sich eine Vergrößerung der Funktionsumfänge feststellen (Abb. 42). Die FLEX lag postoperativ bei $166,3^\circ$ (Range $150-170^\circ$) anstelle von $99,5^\circ$ präoperativ (Range $40-140$). Bei der ABD betrug der postoperative Umfang $155,3^\circ$ (Range $120-170$) anstelle der präoperativen $76,0^\circ$ (Range $30-120^\circ$) und bei der ARO $55,8^\circ$ (Range $10-80^\circ$) statt der vorherigen $29,5^\circ$ (Range $0-60^\circ$). Auch hier waren alle Ergebnisse signifikant ($p < 0,0001$).

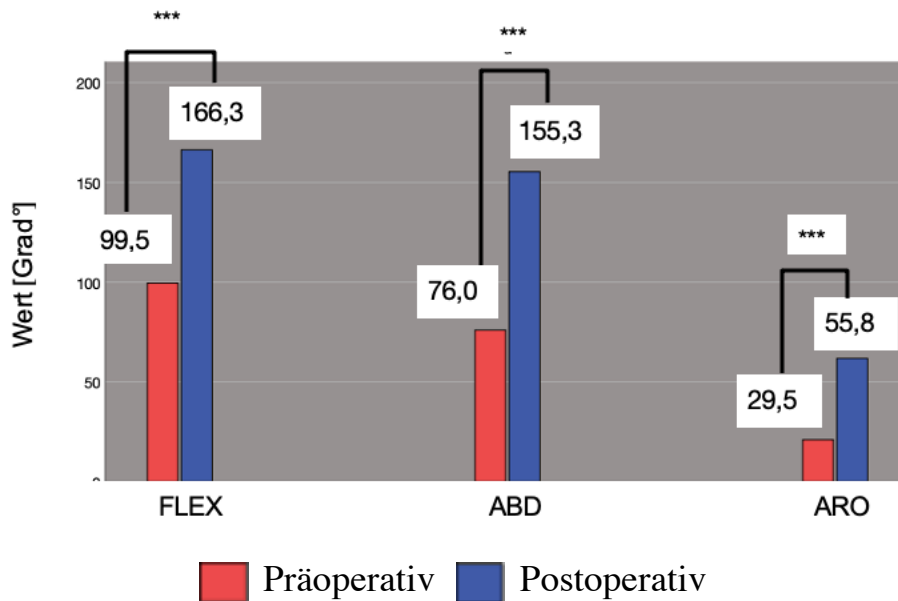
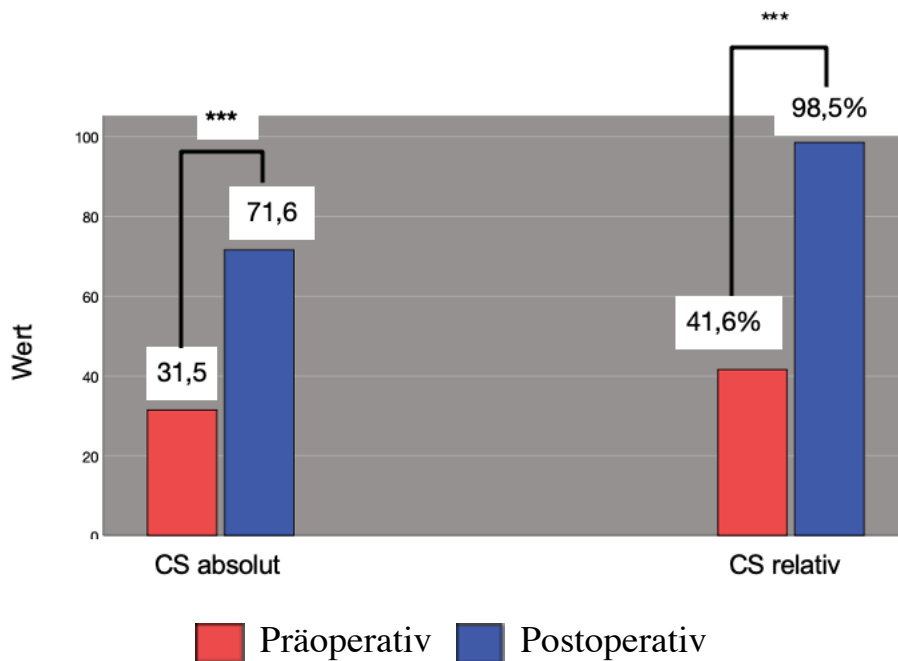


Abb. 42: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit Peg-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.4 Klinische Ergebnisse der Patienten mit Metal-Back-Prothese

4.2.4.1 Prä- und postoperative CS-Werte bei Patienten mit Metal-Back-Prothese

Bei den MB-Prothesen konnte ein signifikanter Anstieg des absoluten CS-Wertes von 31,5 (Range 16-49) auf 71,6 Punkte (Range 61-79) gemessen werden (Abb. 43). Auch der relative CS-Wert verbesserte sich höchst signifikant von 41,6% (Range 17,7-67,0%) auf 98,5% (73,4-118,7%; $p < 0,0001$).



*Abb. 43: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit MB-Prothese
(*** entspricht $p < 0,001$)*

4.2.4.2 Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien bei Patienten mit Metal-Back-Prothese

Bei Patienten mit einer MB-Prothese gab es absolut betrachtet die größte Steigerung der Punktwerte bei der Schmerzlinderung und ADL (Abb. 44). Es waren alle prä- und postoperativen Differenzen höchst signifikant ($p < 0,0001$). Der Punktwert stieg respektive von 5,6 (Range 0-13) auf 13,8 (Range 8-15) in Bezug auf die Schmerzen und von 8,5 (Range 4-17) auf 18,6 (Range 14-20) in Bezug auf die ADL. Der Bewegungsumfang verbesserte sich von 16,6 (Range 6-28) auf 32,2 Punkte (Range 26-38) und die Kraft von 2,7 (Range 0-6) auf 7,1 Punkte (Range 3-13).

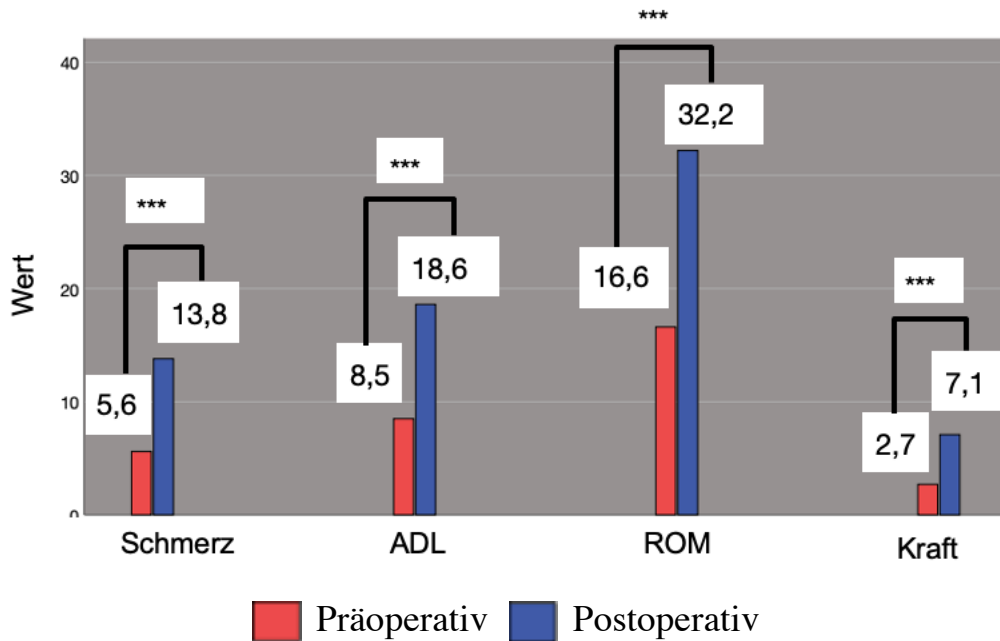


Abb. 44: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit MB-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

4.2.4.3 Prä- und postoperativen Bewegungsumfänge bei Patienten mit Metal-Back-Prothese

In der zementfreien Gruppe zeigten alle prä- und postoperativen Wertepaare eine höchst signifikante Verbesserung der Bewegungsumfänge ($p < 0,0001$; Abb. 45). Dabei konnte bei dem FLEX-Wert eine Steigerung von $98,0^\circ$ (Range $40-160^\circ$) auf $154,5^\circ$ (Range $140-170^\circ$) festgestellt werden. Ähnlich deutlich verbesserten sich die ABD von $79,8^\circ$ (Range $10-150^\circ$) auf $143,5^\circ$ (Range $100-170^\circ$) und die ARO von $29,5^\circ$ (Range $0-60^\circ$) auf $55,8^\circ$ (Range $10-80^\circ$) ($p < 0,0001$).

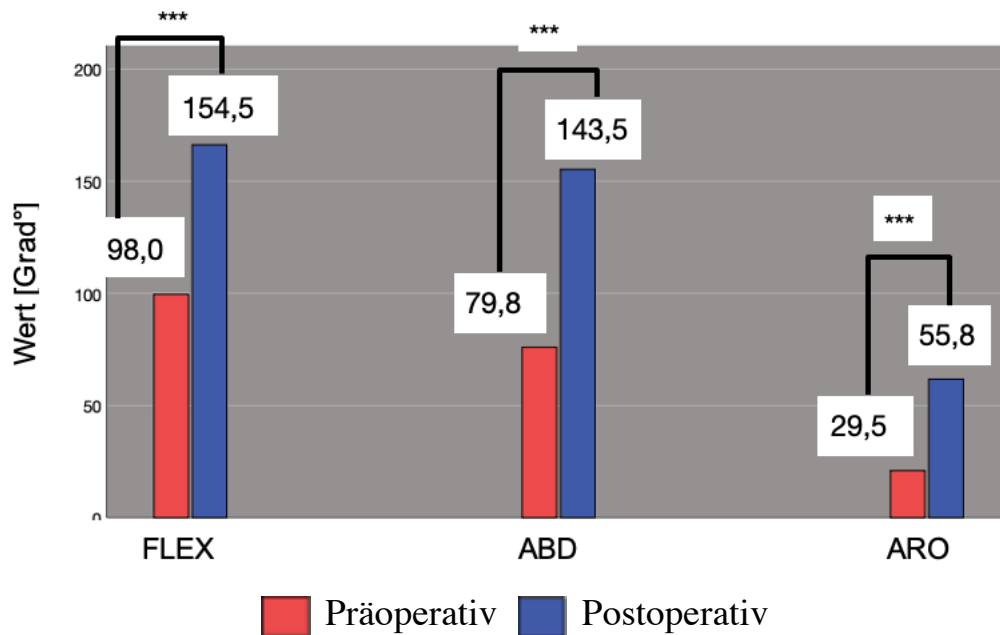


Abb. 45: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit MB-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$ im Vergleich zu präoperativ)

4.2.5 Klinische Ergebnisse der drei Patientengruppen im Vergleich

Nachfolgend werden die klinischen Ergebnisse zwischen den drei Gruppen verglichen. Dabei wird die Kiel-Gruppe gelegentlich als „erste Gruppe“, die Peg-Gruppe als „zweite Gruppe“ und die MB-Gruppe als „dritte Gruppe“ bezeichnet. Diese Unterteilung hat einen rein deskriptiven Charakter und keine Wertung oder Aussagekraft.

4.2.5.1 Prä- und postoperative absolute CS-Werte im Gruppenvergleich

Der absolute präoperative CS-Wert des Gesamtkollektivs betrug 32,2 Punkte (Abb. 46). Minimal höher waren die jeweiligen Werte der Kiel- (32,5 bei Range

18-45) und Peg-Gruppe (32,6 bei Range 23-48). Sie unterschieden sich kaum voneinander (Kiel vs. Peg: $p=0,947$). Der CS-Wert der nicht-zementierten Gruppe lag bei 31,5 Punkten (Range 16-49) und wich nicht signifikant von den anderen beiden Gruppen ab (Kiel vs. MB: $p=0,659$; Peg vs. MB: $p=0,698$).

Postoperativ ähnelten sich v.a. die Werte der ersten (71,7 bei Range 60-83) und dritten Gruppe (71,6 bei Range 61-79; $p=0,925$) und differierten nicht signifikant von der zweiten Gruppe (73,1 bei Range 61-81; Kiel vs. Peg: $p=0,414$; Peg vs. MB: $p=0,231$). Der absolute CS korrelierte nicht mit dem LGHO (s. Kap. 4.2.5.16) ($p=0,425$).

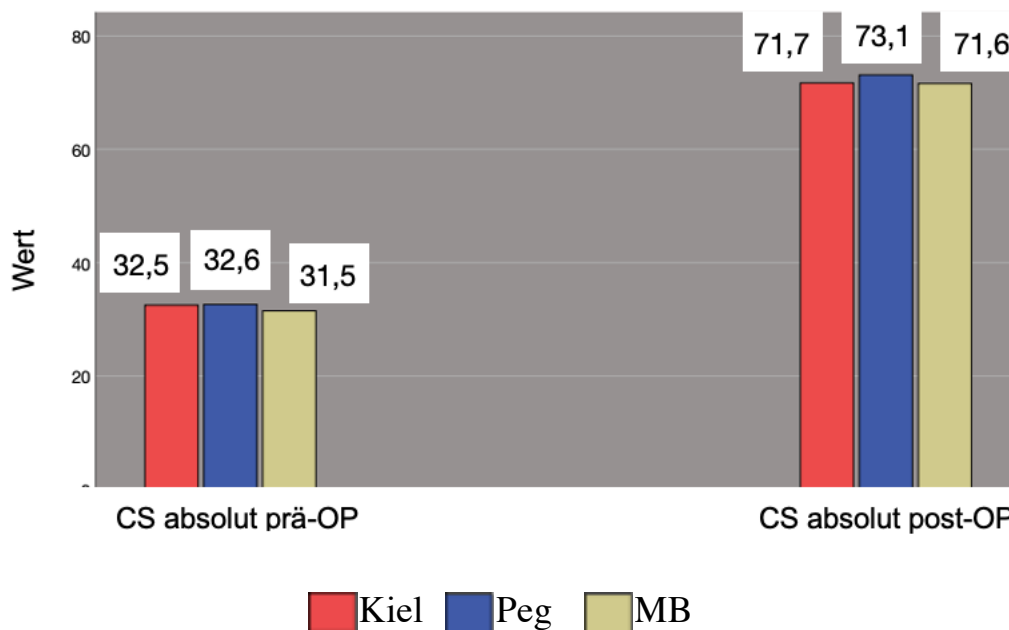


Abb. 46: Prä- und postoperative absolute CS-Werte im Gruppenvergleich

4.2.5.2 Prä- und postoperative relative CS-Werte im Gruppenvergleich

Der präoperative relative CS betrug in der Kiel-Gruppe 41,7% (Range 21,6-62,8%); in der Peg-Gruppe 42,6% (Range 27,7-68,5%) und in der MB-Gruppe 41,6% Punkte (Range 17,7-67,0%) (Abb. 47). Besonders die Kiel- und MB-

Gruppe waren dabei nicht signifikant unterschiedlich ($p=0,968$), aber auch die Peg-Gruppe zeigte im Vergleich zu der anderen zementierten und der nicht-zementierten Patientengruppe keine deutliche Differenz (Kiel vs. Peg: $p=0,513$; Peg vs. MB: $p=0,411$). Postoperativ konnte man feststellen, dass die Peg- (99,3% bei Range 83,1-114,1%) und MB-Gruppe (98,5% bei Range 73,4-118,7%) im Mittel nahezu dem Normwert von 100% entsprachen (Peg vs. MB: $p=0,947$). Die Kiel-Gruppe lag mit 94,9% (Range 66,6-115,1%) leicht darunter (Kiel vs. Peg: $p=0,478$; Kiel vs. MB: $p=0,445$), befand sich aber dennoch nahe dem Normwert von 100%. Der relative CS korrelierte nicht mit dem LGHO (s. Kap. 4.2.5.16) ($p=0,351$).

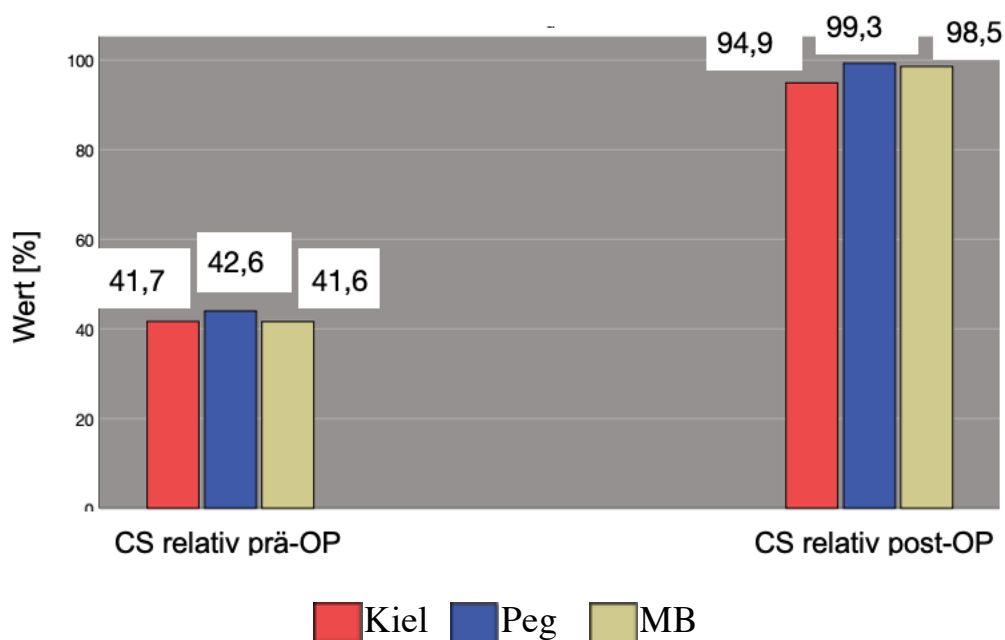


Abb. 47: Prä- und postoperative relative CS-Werte im Gruppenvergleich

4.2.5.3 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Schmerz“ im Gruppenvergleich

In der Berechnung der Kategorie „Schmerz“ erreichten die drei Gruppen präoperativ weniger als die Hälfte der maximalen Punktzahl (Abb. 48). Die beiden zementierten Gruppen kamen auf 5,7 Punkte (Range 0-12) bei den Kiel-Prothesen bzw. 6,1 Punkte (Range 2-15) bei den Peg-Prothesen ($p=0,820$). Im Fall der MB-Prothesen lag der Wert bei 5,6 Punkten (Range 0-13) und unterschied sich nicht signifikant von dem der Kiel-oder der Peg-Prothesen (Kiel vs. MB: $p=0,968$; Peg vs. MB: $p=0,620$). Postoperativ war die Punktzahl signifikant höher ($p<0,0001$). Für das Gesamtkollektiv lag sie bei 13,6 (Range 7-15). Die Peg-Prothesen kamen durchschnittlich auf 13,7 (Range 9-15) und unterschieden sich kaum von der der MB-Prothesen von 13,8 (Range 8-15; $p=0,738$). Der Wert der Kiel Prothesen war mit 13,3 (Range 7-15) nicht signifikant geringer als der der Peg- und MB-Prothesen (Kiel vs. Peg: $p=0,841$; Kiel vs. MB: $p=0,620$).

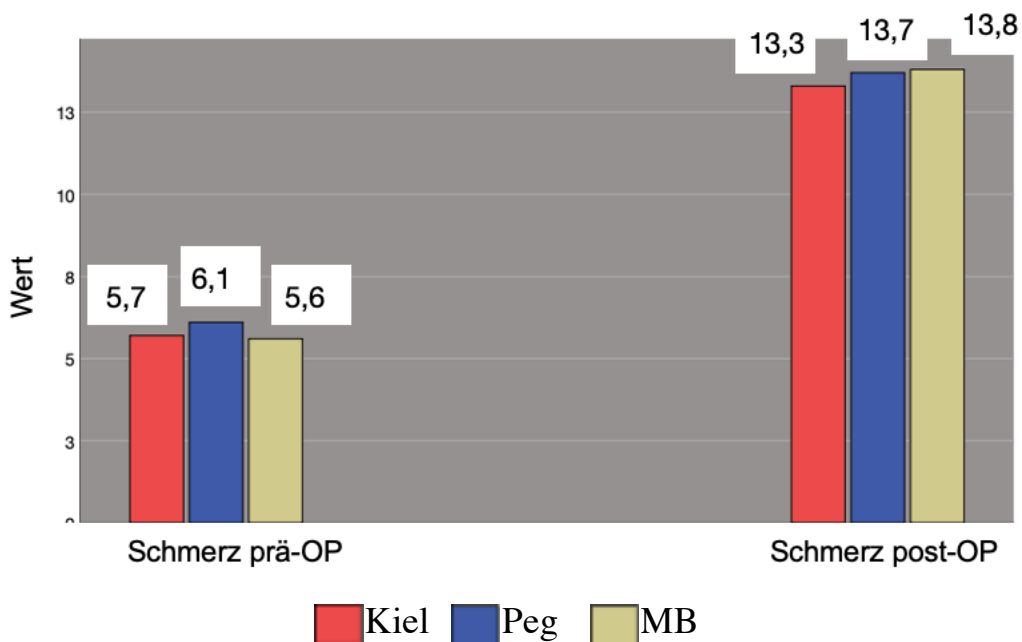


Abb. 48: Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Schmerz“ im Gruppenvergleich

4.2.5.4 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „ADL“ im Gruppenvergleich

Auch die Untersuchung der Funktionalität bei ADL ergab, dass präoperativ nicht einmal die Hälfte der maximalen Punktzahl erreicht wurde (Abb. 49). Postoperativ konnte bei allen drei Gruppen jedoch fast die volle Punktezahl gemessen werden (Kiel: 9,3 Punkte bei Range 3-17; Peg: 9,8 Punkte bei Range 3-15; MB: 8,5 Punkte bei Range 4-17 vs. 18,4 Punkte bei Range 14-20; 18,3 Punkte bei Range 12-20; 18,6 Punkte bei Range 14-20). Eine Signifikanz war zu beiden Zeitpunkten nicht vorhanden (Präoperativ: Kiel vs. Peg: $p=0,620$; Peg vs. MB: $p=0,127$; Kiel vs. MB: $p=0,529$ im Vergleich zu postoperativ: Kiel vs. Peg: $p=0,862$; Peg vs. MB: $p=0,678$; Kiel vs. MB: $p=0,758$).

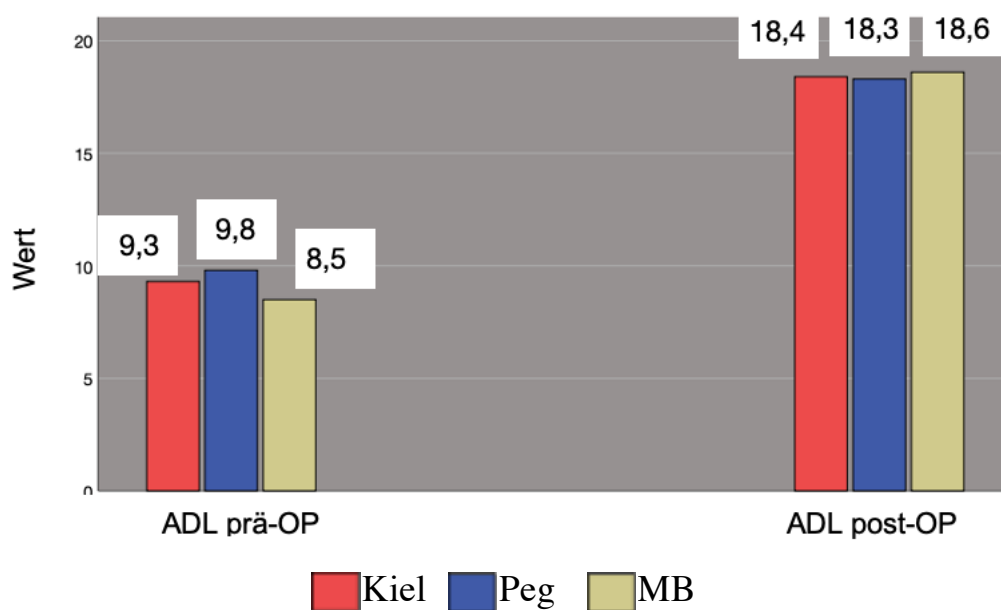


Abb. 49: Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „ADL“ im Gruppenvergleich

4.2.5.5 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie

„Bewegungsumfang“ im Gruppenvergleich

Präoperativ ergaben sich für die Kiel-, Peg- und MB-Gruppen Werte von 15,7 (Range 10-26), 14,6 (Range 8-22) und 16,6 Punkte (Range 6-28) (Abb. 50). Sie wichen nicht signifikant voneinander ab (Kiel vs. Peg: $p=0,495$; Peg vs. MB: $p=0,192$; Kiel vs. MB: $p=0,461$). Postoperativ beliefen sie sich auf 32,1 (Range 24-38); 33,8 (20-38) und 32,2 (Range 26-38). Es gab keine Unterschiede zwischen Kiel und Peg bzw. MB (Kiel vs. Peg: $p=0,068$; Kiel vs. MB: $p=0,968$), aber Peg-Prothesen hatten einen höheren Punktwert als MB-Prothesen ($p=0,033$).

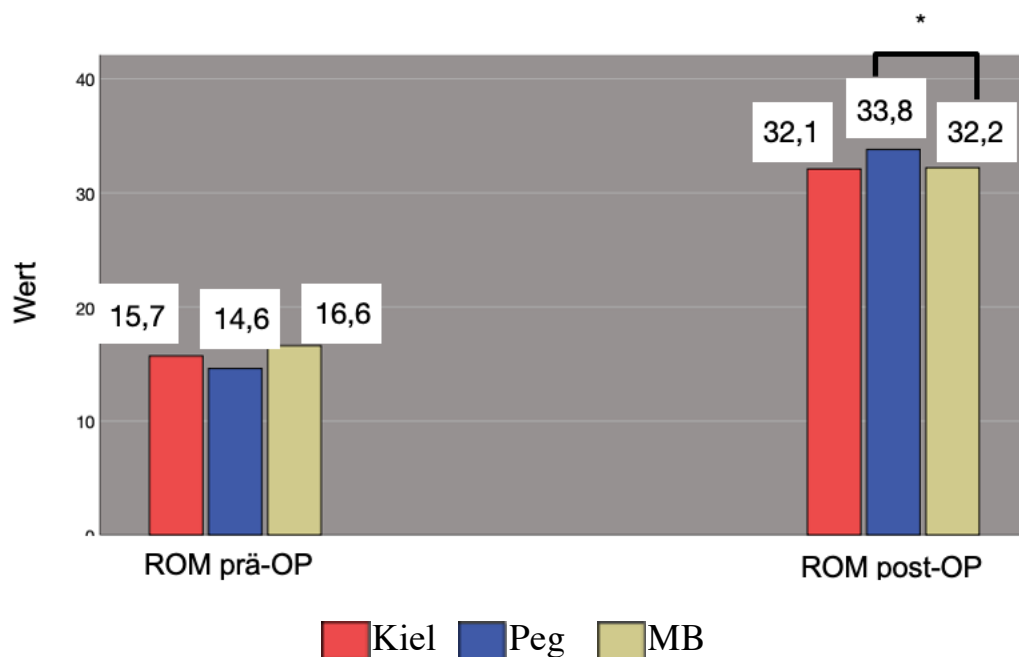


Abb. 50: Prä- und postoperative Werte der Kategorie „Bewegungsumfang“ (ROM) im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

4.2.5.6 Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Kraft“ im Gruppenvergleich

In der Kategorie „Kraft“ wurden maximal 25 Punkte vergeben. Die Patienten mit Kiel-Prothesen erreichten dabei präoperativ (Range jeweils 0-6; Kiel vs. Peg: $p=0,718$; Kiel vs. MB: $p=0,779$) 2,9 Punkte; Peg-Prothesen 3,1 Punkte (Peg vs. MB: $p=0,495$) und MB-Prothesen 2,7 Punkte (Abb. 51). Postoperativ hatten sich diese Werte im Mittel mehr als verdoppelt (Kiel: 7,6 Punkte bei Range 4-12; Peg: 6,9 Punkte bei Range 3-10 und MB: 7,1 Punkte bei Range 3-13). Die Kiel-Prothesen waren den Peg- oder MB-Prothesen jedoch nicht signifikant überlegen (Kiel vs. Peg: $p=0,583$; Kiel vs. MB: $p=0,602$). Auch bei den MB-Prothesen zeigte sich gegenüber den Peg-Prothesen keine signifikante Abweichung ($p=0,989$).

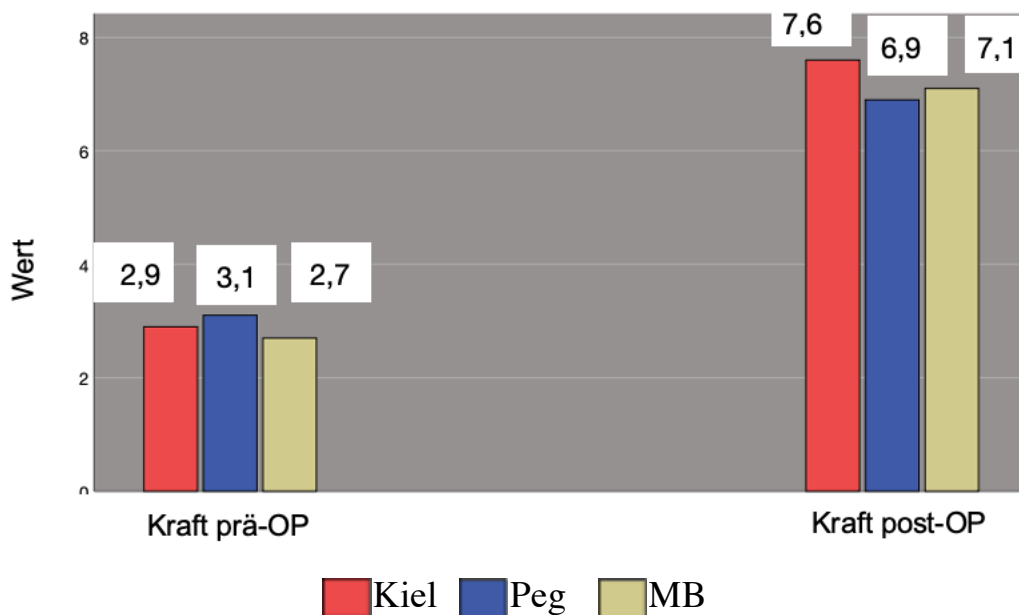


Abb. 51: Prä- und postoperative Werte der Kategorie „Kraft“ im Gruppenvergleich

4.2.5.7 Prä- und postoperative Werte der FLEX im Gruppenvergleich

Wenn man die vorherigen Diagramme bzgl. der FLEX miteinander vergleicht, so stellen sich präoperativ nahezu identische Werte in den drei Gruppen dar (Abb. 52). Bei der Patientengruppe mit Kiel-Prothese betrug der Wert im Mittel $100,5^\circ$ (Range $70-150^\circ$) und unterschied sich nicht von den präoperativen Werten der Peg-Gruppe mit $99,5^\circ$ (Range $40-140^\circ$, $p=0,902$) oder der MB-Gruppe mit $98,0^\circ$ (Range $40-160^\circ$, $p=,0841$). Auch der statistische Vergleich zwischen Peg- und MB-Gruppe zeigte keine Signifikanz ($p=0,968$). Anders verhielt es sich bei den postoperativen Werten für die FLEX. Während die Gegenüberstellung von Kiel- ($155,5^\circ$ bei Range $140-170^\circ$) und MB-Prothesen ($154,5^\circ$ bei Range $140-170^\circ$) keinen signifikanten Unterschied zeigte ($p=0,779$), lag der postoperative FLEX-Wert der Peg-Prothesen mit $166,3^\circ$ (Range $150-170^\circ$) signifikant höher als jener der Kiel-Gruppe (Kiel vs. Peg: $p=0,002$) und der MB-Gruppe (Peg vs. MB: $p=0,001$).

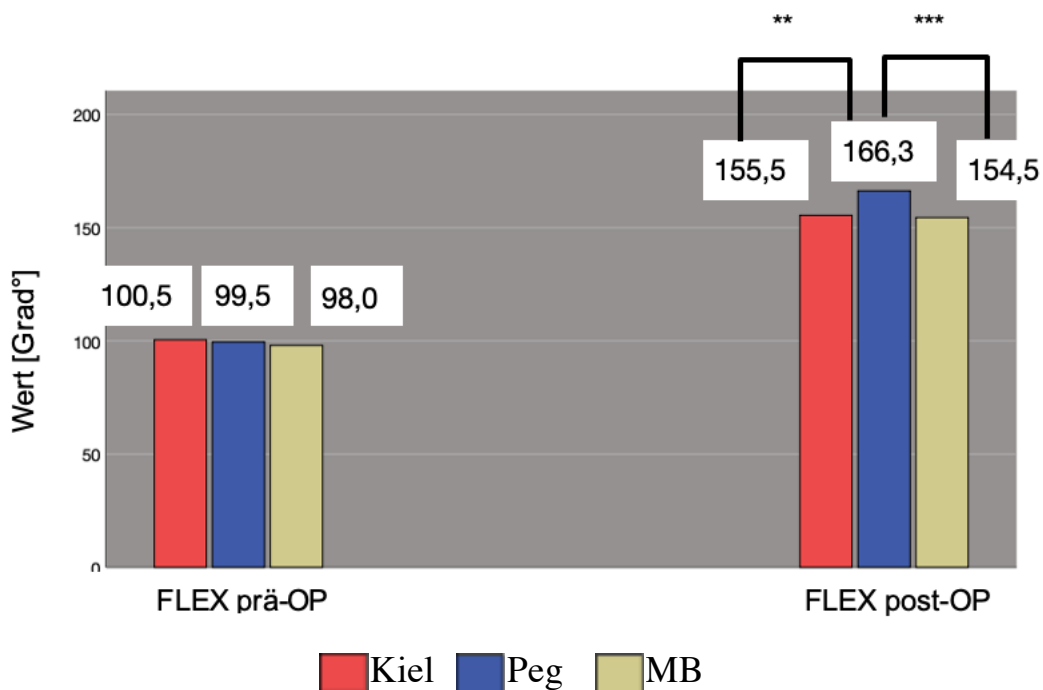


Abb. 52: Prä- und postoperative Werte der FLEX im Gruppenvergleich (** entspricht $p<0,01$; *** entspricht $p=0,001$)

4.2.5.8 Prä- und postoperative Werte der ABD im Gruppenvergleich

Im Gegensatz zu den postoperativen Werten der FLEX konnte sowohl bei den prä- als auch bei den postoperativen Werten für die ABD keine signifikante Differenz festgestellt werden (Abb. 53). Präoperativ lag die Signifikanz zwischen der ersten (83,0° bei Range 40-160°) und der zweiten Gruppe (76,0° bei Range 30-120°) bei $p=0,602$; zwischen der zweiten und dritten Gruppe (79,8° bei Range 10-150°) bei $p=0,620$. Im Vergleich der ersten und dritten Gruppe war sie deutlich geringer ($p=0,968$). Postoperativ konnte zwischen der ersten (146,5° bei Range 120-170°) und der zweiten Gruppe (155,3° bei Range 120-170°); sowie der zweiten und der dritten (143,5° bei Range 100-170°) ebenfalls keine Signifikanz festgestellt werden ($p=0,142$; $p=0,076$). Ähnlich der präoperativen Messung war sie zwischen der ersten und dritten Gruppe am geringsten ($p=0,883$).

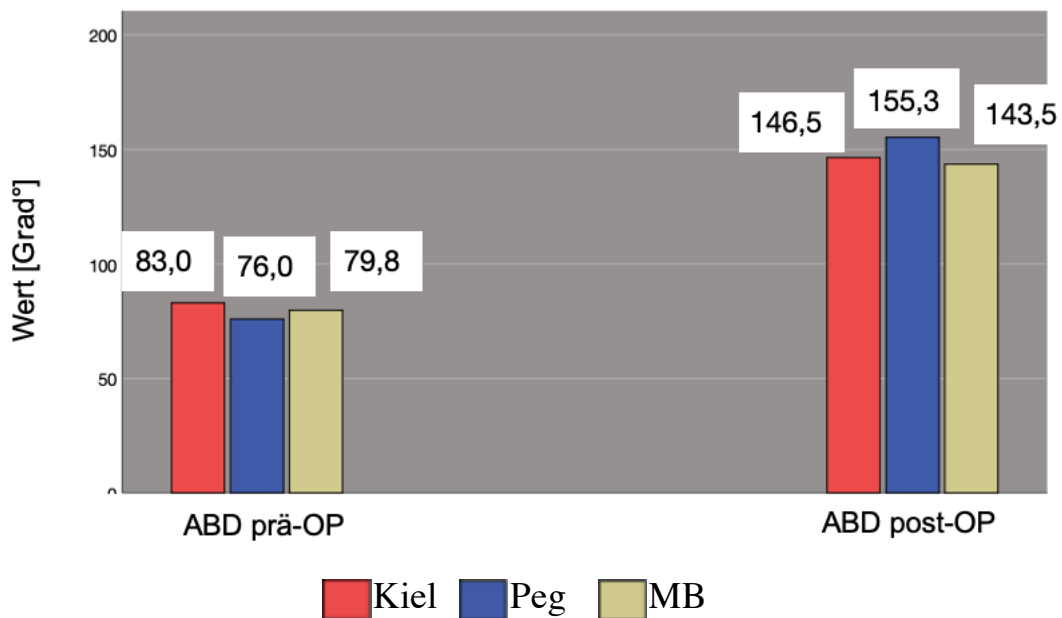


Abb. 53: Prä- und postoperative Werte der ABD im Gruppenvergleich

4.2.5.9 Prä- und postoperative Werte der ARO im Gruppenvergleich

Auch bei der Berechnung der ARO stellte sich heraus, dass sich die präoperativen Werte untereinander nicht signifikant unterschieden (Abb. 54). Die präoperative ARO der MB Gruppe (29,5° bei Range 0-60°) war deutlich größer als die der Kiel- (23,5° bei Range 0-40°) und der Peg-Gruppe (21,0° bei Range 0-50°), aber ohne einen signifikanten Unterschied (Kiel vs. MB: $p=0,192$; Peg vs. MB: $p=0,127$). Die beiden zementierten Gruppen waren nicht signifikant voneinander entfernt (Kiel vs. Peg: $p=0,659$). Dieser Trend setzte sich auch postoperativ fort. Die Werte der MB Gruppe waren nahezu identisch mit denen der Kiel-Gruppe (55,8° bei Range 10-80° vs. 55,3° bei Range 20-80°; $p=0,779$). Die Peg-Gruppe (61,8° bei Range 40-80°) hatte keine signifikant höheren Werte als die erste (Kiel vs. Peg: $p=0,231$) bzw. dritte Gruppe (Peg vs. MB: $p=0,583$).

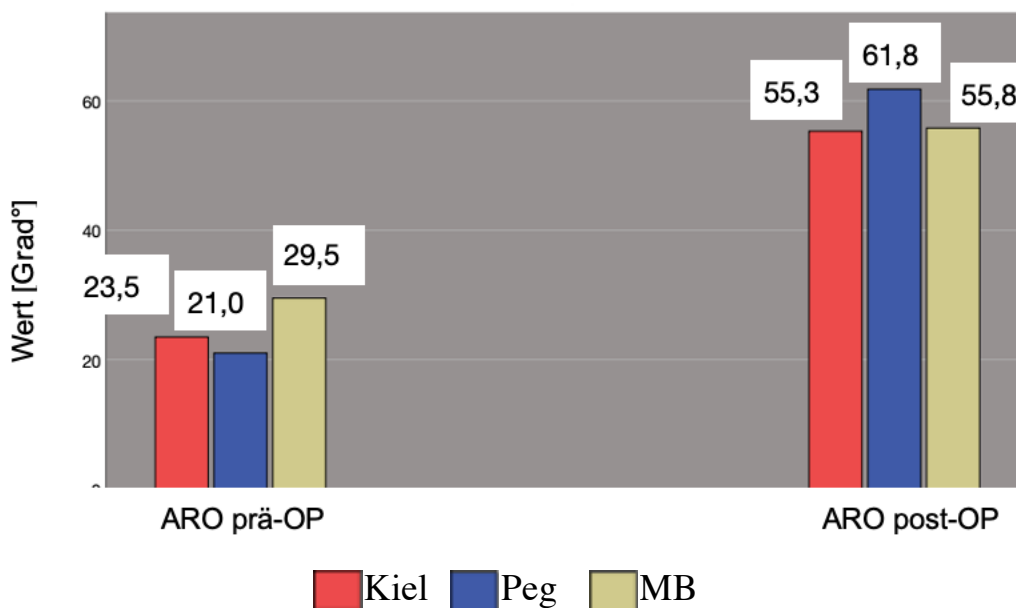


Abb. 54: Prä- und postoperative Werte der ARO im Gruppenvergleich

4.2.5.10 Gruppenvergleich der postoperativen klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Omarthrose nach Samilson-Habermeyer

Es erfolgte primär eine Gruppierung anhand des präoperativen Schweregrades der Omarthrose nach Samilson-Habermeyer [197, 198] (s. Kap. 3.5.3.1). Von den insgesamt 60 operierten Schultergelenken befanden sich 57 im dritten Stadium. Die übrigen drei Gelenke verteilten sich jeweils auf das erste, zweite und vierte Stadium. Anschließend wurden die 57 Schultergelenke dritten Grades wurden den beiden Fällen mit Omarthrose ersten und zweiten Grades in den postoperativen Aspekten FLEX, ABD, ARO, absoluter CS und relativer CS verglichen. In Tab. 3 sind die Ergebnisse tabellarisch dargestellt. Bei keinem der Aspekte gab es einen signifikanten Unterschied. Mit der Omarthrose im vierten Stadium wurde kein Vergleich durchgeführt, da sie nur in einem Patientenfall vorhanden war. Trotz fehlender Signifikanz ließ sich dennoch der Trend erkennen, dass ein höherer präoperativer Omarthrose-Grad postoperativ mit geringeren Bewegungs- und CS-Werten einhergeht.

| | FLEX | ABD | ARO | CS absolut | CS relativ |
|-------------------------------|--------|--------|-------|------------|------------|
| Samilson Grad 1+2 (n=2) | 170,0° | 170,0° | 70,0° | 74,0 | 110,3 % |
| Samilson Grad 3 (n=57) | 158,5° | 147,9° | 57,1° | 72,1 | 97,4 % |
| p-Wert | 0,154 | 0,084 | 0,338 | 0,645 | 0,154 |
| Samilson Grad 4 (n=1) | 150,0° | 130,0° | 60,0° | 69,0 | 76,6 % |

Tab. 3: Gruppenvergleich der postoperativen klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Omarthrose

Weiterhin stellte sich tendenziell heraus, dass transversal dezentrierte Humerusköpfe tendenziell häufiger bei B2-Glenoiden vorkommen (73% vs. 27%; $p=0,071$) und asphärische Humerusköpfe mit höheren Glenoidpathologien einhergehen ($r=0,245$; $p=0,059$). Dieser Zusammenhang konnte besonders bei transversaler Dezentrierung nachgewiesen werden ($r=0,403$; $p=0,001$).

Andererseits gab es auch die Erkenntnis, dass nicht deformierte Humerusköpfe deutlich häufiger mit den Glenoidmorphologien A2 und B1 assoziiert sind (74% vs. 26%; $p=0,039$).

4.2.5.11 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch

Insgesamt wurden die präoperativen transversalen Glenoide in jeweils 14 Fällen dem Typ A2 bzw. B2 zugeordnet. Weiterhin wurden 31 B1-Glenoide erfasst. Ein B3-Glenoid wurde nur bei einem einzigen Schultergelenk diagnostiziert. Dieses wurde als Einzelfall nicht in den Vergleich unter den Gruppen miteinbezogen. Die Verteilung der horizontalen Glenoidmorphologien (A2, B1, B2, B3) zwischen den Gruppen war ähnlich (Kiel: 3/13/3/1; Peg: 7/9/4/0; MB: 4/9/7/0; jeweils $p < 0,05$). Der postoperative absolute CS war bei den A2-Glenoiden am höchsten (74,0 bei Range 61-81); zeigte jedoch keinen signifikanten Unterschied gegenüber den B-Glenoiden (A2 vs. B1: 71,9 bei Range 60-83; $p = 0,197$; A2 vs. B2: 70,0 bei Range 61-79; $p = 0,069$). Die B-Glenoide (Typen B1–B2–B3) unterschieden sich ebenfalls nicht voneinander ($p = 0,296$).

Bei Gegenüberstellung des relativen CS von B1 (98,1% bei Range 66,6-114,2%) und B2 (90,9% bei Range 73,4-116,6%) gab es einen Unterschied, der jedoch keine statistische Signifikanz erreichte ($p = 0,071$) (Abb. 55). Beim Vergleich des höchsten Wertes (A2: 102,3% bei Range 88,0-118,7%) mit dem niedrigsten (B2) konnte ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ($p = 0,031$). Die Typen A2 und B1 unterschieden sich nicht signifikant ($p = 0,286$). Insgesamt sinkt der relative CS bei höherer Klassifikation nach Walch ($p = 0,032$).

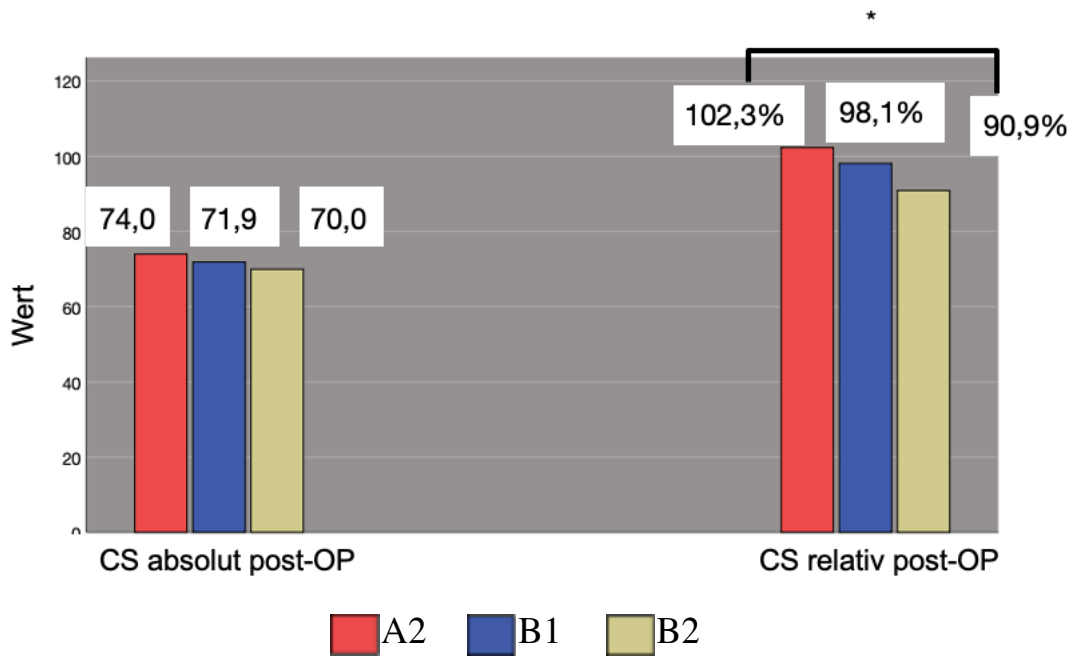


Abb. 55: Gruppenvergleich der absoluten und relativen CS-Werte in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p < 0,05$)

Im Vergleich der A2- und B1-Glenoide wurde in Bezug auf die FLEX kein signifikanter Unterschied berechnet (A2: $163,5^\circ$ bei Range $140-170^\circ$ vs. B1: $159,0^\circ$ bei gleicher Range; $p=0,139$) (Abb. 56). Beim Vergleich der A2- und B2-Glenoide ($153,9^\circ$ bei gleicher Range) konnte jedoch ein signifikanter Unterschied verzeichnet werden ($p=0,019$). Dieser bestand jedoch nicht mehr beim Vergleich der beiden B-Glenoide ($p=0,119$).

Bei Gegenüberstellung der ABD-Werte wurde eine ähnliche Konstellation beobachtet. Zwischen den Glenoiden vom Typ A2 ($154,6^\circ$ bei Range $100-140^\circ$) und B1 ($149,3^\circ$ bei Range $120-170^\circ$) gab es keine Signifikanz ($p=0,292$); zwischen Typ A2 und B2 ($140,7^\circ$ bei Range $100-160^\circ$) hingegen schon ($p=0,024$). Zwischen den B-Glenoiden war diese nicht gegeben ($p=0,198$).

Bei der ARO lagen die Werte der A2- ($59,6^\circ$ bei Range $30-80^\circ$) und B1-Glenoide ($58,0^\circ$ bei Range $20-80^\circ$) erneut sichtbar höher als die der B2-Glenoide ($54,2^\circ$ bei

Range 10-80°); es konnte jedoch in beiden Fällen keine Signifikanz nachgewiesen werden (B1 vs. B2: $p=0,542$; A2 vs. B2: $p=0,603$). Die B-Glenoide unterschieden sich im gegenseitigen Vergleich kaum ($p=0,852$).

Beim Vergleich der Glenoidmorphologien nach Walch in Bezug auf den CS gingen höhere Klassifikationen mit einem niedrigeren relativen CS einher. Bei genauerer Untersuchung der CS-Kategorien stellte sich dabei heraus, dass statistisch die Kategorie „ROM“ linear ab- und die Kategorie „Kraft“ zunimmt (ROM: $p=0,001$; Schmerz: $p=0,716$; ADL: $0,726$; Kraft: $p=0,02$). Die lineare Abnahme der ROM war wiederum nur bei der FLEX und ABD signifikant (FLEX: $p=0,007$; ABD= $0,026$).

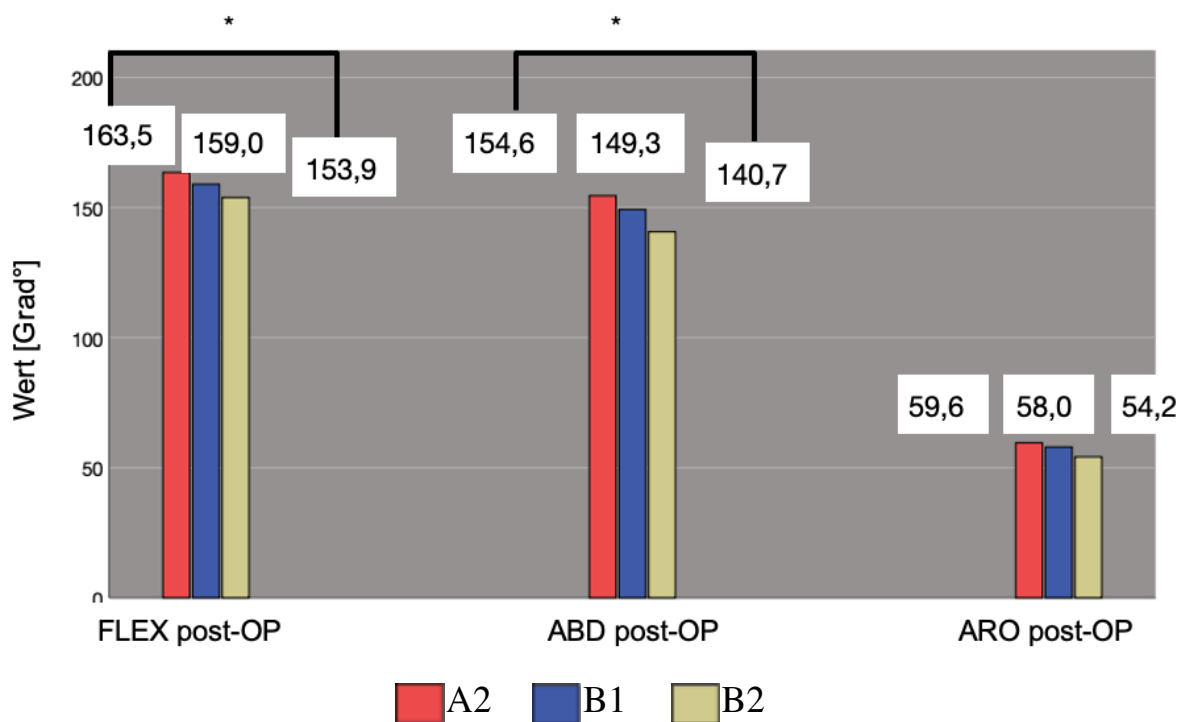


Abb. 56: Gruppenvergleich der Bewegungsumfänge in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p<0,05$)

Es ist grundsätzlich erkennbar, dass A2-Glenoide durchschnittlich die höchsten Werte im in Bewegungsumfang und CS erreichen, jeweils gefolgt von B1- und

B2-Glenoiden. Bei der FLEX; ABD und dem relativen CS unterscheiden sich Glenoide vom Typ A2 sogar signifikant gegenüber dem Typ B2 (FLEX: $p=0,019$; ABD: $p=0,024$; relativer CS: $p=0,031$). Der Pfannentyp nach Walch korreliert außerdem mit dem Subluxationsindex ($r=0,44$; $p=0,001$), dessen Ergebnisse im späteren Teil dieser Arbeit dargestellt sind (Kap. 4.3.2).

4.2.5.12 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative koronare Glenoidmorphologie nach Favard

Die koronare Pfannenmorphologie nach Favard kann in fünf Grade eingeteilt werden (0-4). In der präoperativen Häufigkeitsverteilung wurden zwei Fälle dem Grad 0 und 34 Fälle dem Grad 1 zugeteilt. Der Grad 2 war nur einmal vorhanden und wurde dementsprechend aus der statistischen Analyse ausgeschlossen. Er wird zur Vollständigkeit jedoch erwähnt. In acht Fällen wurde der Grad 3 und in 15 Fällen der Grad 4 zugeteilt. Die Ergebnisse inkl. Signifikanztestung sind in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt (Tab. 4).

| | FLEX | ABD | ARO | CS absolut | CS relativ |
|------------------|--------|--------|--------------|--------------|------------|
| Grad 0 (n=2) | 160,0° | 150,0° | 20,0° | 63,5 | 83,8 % |
| Grad 1 (n=34) | 157,2° | 148,1° | 58,6° | 72,3 | 98,2 % |
| Grad 2 (n=1) | 160,0° | 140,0° | 60,0° | 77,0 | 102,6 % |
| Grad 3 (n=8) | 160,0° | 143,8° | 57,5° | 70,3 | 93,6 % |
| Grad 4 (n=15) | 161,3° | 152,0° | 60,0° | 73,3 | 99,7 % |
| p-Werte: | | | | | |
| Grad 0 vs. 1 | 0,762 | 0,971 | 0,019 | 0,051 | 0,229 |
| Grad 0 vs. 3 | 1,000 | 0,889 | 0,044 | 0,178 | 0,533 |
| Grad 0 vs. 4 | 0,941 | 0,824 | 0,015 | 0,029* | 0,132 |
| Grad 1 vs. 3 | 0,560 | 0,765 | 0,741 | 0,235 | 0,478 |
| Grad 1 vs. 4 | 0,209 | 0,534 | 0,965 | 0,648 | 0,770 |
| Grad 3 vs. 4 | 0,681 | 0,466 | 0,681 | 0,265 | 0,392 |

Tab. 4: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative koronare Glenoidmorphologie nach Favard

Zwischen den Morphologien 1, 3 und 4 bestand kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Bewegungsumfänge oder den absoluten bzw. relativen CS. Es zeigt sich zwischen diesen Graden und dem Grad 0 ein signifikant größerer Wert bei der ARO zugunsten der höheren Glenoidmorphologien. Der Grad 0 wies zudem einen signifikant niedrigeren absoluten CS auf als die Gruppe des vierten Grades. Bei allen anderen statistischen Analysen wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt ($p > 0,05$).

4.2.5.13 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Protrusion nach Lévigne

Die glenoidale Protrusion nach Lévigne lässt sich in drei Grade einteilen. Präoperativ entsprachen 24 Fälle dem Typ 1, 23 Fälle dem Typ 2 und 13 Fälle dem Typ 3. Nach der Operation wurde keine Protrusion vom Typ 3 festgestellt. Stattdessen zeigte sich in 51 Fällen der erste Grad und in 9 Fällen (Kiel: 5; Peg: 3; MB:1) der zweite Grad. Davon abhängig wurde untersucht, ob es einen Einfluss der postoperativ gemessenen Schweregrade auf die postoperativen Werte wie Bewegungsumfänge und CS gab. Dies war aus statistischer Sicht nicht der Fall. Die Ergebnisse sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt (Tab. 13).

| | FLEX | ABD | ARO | CS absolut | CS relativ |
|--------------------------------|--------|--------|-------|------------|--------------|
| Protrusion Grad 1 (n=51) | 159,3° | 148,3° | 57,4° | 72,2 | 98,8 % |
| Protrusion Grad 2 (n=9) | 155,6° | 148,8° | 58,8° | 71,7 | 90,5 % |
| p-Werte | 0,387 | 0,983 | 0,966 | 0,844 | 0,036 |

Tab. 5: Einfluss der Schweregrads der postoperativen Protrusion nach Lévigne

4.2.5.14 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den Inklinationstyp nach Habermeyer

Bei der Einteilung des Inklinationstyps nach Habermeyer zeigte sich präoperativ in 13 Fällen der Typ 0; in 21 Fällen der Typ 1; in 14 Fällen der Typ 2 und in 12 Fällen der Typ 3.

Postoperativ hingegen sank die Anzahl für Typ 0 auf 8 und für Typ 3 auf einen Fall. Stattdessen kam es zu einer Zunahme vom Typ 1 auf 33 und von Typ 2 auf 16 Fälle. Nur in einem Fall war der Typ 3 vorhanden. Der einzige postoperative Fall vom Typ 3 wurde von der Analyse ausgeschlossen. Es stellte sich auch hier keine Signifikanz hinsichtlich der Beweglichkeit oder des CS heraus (Tab. 14; $p > 0,05$). Eine Korrelation zwischen Inklinationstyp und KSW konnte jedoch nachgewiesen werden ($r = -0,333$; $p = 0,009$) (s. Kap. 4.2.5.15).

| | FLEX | ABD | ARO | CS absolut | CS relativ |
|-----------------|--------|--------|-------|------------|------------|
| Typ 0 (n=13) | 156,9° | 143,8° | 58,8° | 71,5 | 95,4 % |
| Typ 1 (n=21) | 159,3° | 150,2° | 57,4° | 70,8 | 96,9 % |
| Typ 2 (n=14) | 159,3° | 150,0° | 57,5° | 74,0 | 100,4 % |
| p-Werte: | | | | | |
| Typ 0 vs. 1 | 0,784 | 0,409 | 0,735 | 0,885 | 0,885 |
| Typ 1 vs. 2 | 0,806 | 0,913 | 0,862 | 0,535 | 0,306 |
| Typ 0 vs. 2 | 0,928 | 0,417 | 0,787 | 0,569 | 0,653 |

Tab. 6: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den postoperativen Inklinationstyp nach Habermeyer

4.2.5.15 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den kritischen Schulterwinkel

Der KSW konnte bei allen 60 Patienten prä- und postoperativ erfasst werden. Er betrug präoperativ 28,35° (Range 16-38°). Von den 60 Schultergelenken hatten 39 einen KSW unter 30°; 18 einen KSW im Bereich ohne erhöhtes Risiko und nur drei Gelenke einen Winkel über 35°. Der präoperative KSW unterschied sich nicht signifikant von dem postoperativen Wert von 28,93° (Range 18-40°; p=0,377). Postoperativ nahm die Anzahl der Schultergelenke mit einem niedrigen

CSA auf 35 ab und die der „normwertigen“ auf 20 zu. Einen erhöhten CSA wiesen fünf statt anfänglich drei Gelenke auf. Im direkten Vergleich der prä- und postoperativen Werte stellte sich heraus, dass der präoperative Wert in 23 Fällen über dem postoperativen lag. Die umgekehrte Konstellation lag in 26 Fällen vor. Somit gab es in 11 Fällen identische Werte für die beiden Zeitpunkte.

Es zeigte sich, dass die drei Gruppen nach Einteilung keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf den Bewegungsumfang oder den CS aufwiesen ($p > 0,05$). Die ABD in der Gruppe mit einem KSW $< 30^\circ$ war jedoch fast signifikant niedriger als die Gruppe, welche Normwerte aufwies (Tab. 7, Tab. 8). Es wurde eine Korrelation mit dem Inklinationstyp nach Habermeyer festgestellt ($r = -0,333$; $p = 0,009$) (s. Kap. 4.2.5.14).

| Postopera- tiv | FLEX | ABD | ARO | CS abso- lut | CS rela- tiv |
|---|--------|--------|-------|-----------------|-----------------|
| Gruppe 1: KSW <30° (n=35) =Gruppe 1 | 157,5° | 145,0° | 56,8° | 71,6 | 95,3 % |
| Gruppe 2: KSW 30- 35° (n=30) =Gruppe 2 | 159,5° | 154,5° | 56,2° | 73,0 | 100,5 % |
| Gruppe 3: KSW >35° (n=5) =Gruppe 3 | 164,0° | 148,0° | 68,0° | 71,6 | 101,2 % |

Tab. 7: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den kritischen Schulterwinkel (KSW)

p-Werte:

| | | | | | |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Gruppe 1 vs. 2 | 0,542 | 0,06 | 0,663 | 0,430 | 0,214 |
| Gruppe 2 vs. 3 | 0,447 | 0,974 | 0,129 | 0,717 | 0,869 |
| Gruppe 1 vs. 3 | 0,261 | 0,524 | 0,212 | 1,000 | 0,358 |

Tab. 8: Signifikanz des Gruppenvergleichs der klinischen Werte in Bezug auf den KSW

4.2.5.16 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den lateralen glenohumeralen Offset

Der LGHO konnte im prä- und postoperativen Vergleich bei 55 Patienten erfasst werden. Er entspricht dem Abstand zwischen dem lateralen Ende des Tuberculum majus und der Gelenklinie. Die Ergebnisse beschreiben die Durchschnittswerte vor und nach der Operation sowie den direkten Vergleich zu den beiden Zeitpunkten. Es stellte sich heraus, dass der LGHO von Männern signifikant größer war als jeder der Frauen (58,9mm bei Range 48-70 vs. 53,3mm bei Range 47-62; $p < 0,001$). Um dennoch möglichst vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurden die Messwerte abhängig von der ungleichen Geschlechterverteilung gewichtet, sodass die Messwerte von beiden Geschlechtern gleichhäufig berücksichtigt wurden (Abb. 57)

Der präoperative LGHO in der Peg Gruppe (55,4mm bei Range 44-67) war signifikant geringer als der LGHO der MB-Gruppe (56,4mm bei Range 67; $p = 0,042$). Weniger deutlich war der Vergleich zwischen Peg- und Kiel-Gruppe

(Kiel: 55,9mm bei Range 45-65; $p=0,093$). Zwischen Kiel- und MB-Gruppe gab es ebenfalls keinen Unterschied ($p=0,534$). Postoperativ betrug der LGHO der zementfreien Gruppe 57,8mm (bei Range 50-66) und lag damit deutlich über den zementierten Systemen (jeweils $p<0,001$). Die zementierten Systeme wichen kaum voneinander ab (Kiel: 54,5mm bei Range 47-63; Peg: 54,1mm bei Range 49-62; $p=0,479$). Eindeutige Unterschiede innerhalb der Gruppen von prä- zu postoperativ wurden nicht festgestellt (Kiel vs. Peg: $p=0,123$; Peg vs. MB: 0,949; Kiel vs. MB: 0,096). Der LGHO wirkte sich nicht negativ auf die klinischen Ergebnisse aus ($p>0,05$).

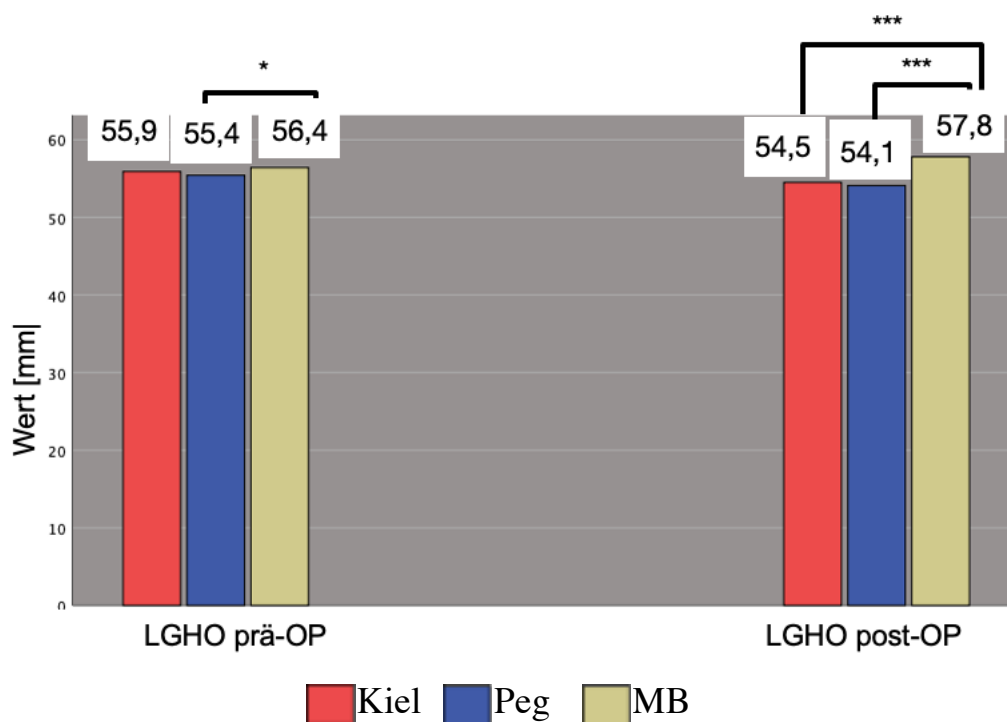


Abb. 57: Gruppenvergleich und Signifikanztestung der klinischen Werte in Bezug auf den LGHO (* entspricht $p<0,05$; *** entspricht $p<0,001$)

4.2.5.17 Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den akromiohumeralen Abstand

Der AHA liegt normwertig bei 7-14mm [12]. Präoperativ konnten 57 Schulterprothesen und postoperativ 54 Patienten gemessen werden. Bei 17 Patienten war dieser gleich, in 19 Fällen lag der präoperative Wert über dem postoperativen und in 18 Fällen darunter. Es gab keine Veränderung zwischen dem präoperativen AHA (11,1mm bei Range 7-16mm) und postoperativen AHA (11,1mm bei Range 6-20mm) ($p = 0,964$).

4.3 Radiologische Ergebnisse

4.3.1 Radiologische Lockerungssäume und Osteolyse

Es wurden alle true-a.p. Röntgenbilder befundet. In der Kiel-Gruppe gab es eine und in der Peg-Gruppe zwei axiale Röntgenbilder, welche aufgrund mangelnder Bildqualität nicht ausgewertet werden konnten. Die entsprechenden true-a.p. Röntgenbilder wurden in die Berechnung miteinbezogen, sofern ausschließlich deren Analyse ohne zusätzliche axiale Röntgenbilder erfolgte. Bei einem true.ap. Röntgenbild ohne RLL bzw. Osteolyse mit fehlender axialer Bildaufnahme wurde der Patient daher nicht als unauffällig deklariert, sondern ausgeschlossen. Die Gruppenszahl beträgt $n=20$, falls nicht anders beschrieben.

Das Wort „Gesamt“ beschreibt die kombinierte Auswertung von true-a.p. und axialen Röntgenbildern.

Die Intraobserver-Reliabilität für die Bestimmung der RLL und Osteolyse war mit einem Kappa-Koeffizienten von 0,91 (Range 0,82-0,96) nahezu perfekt.

4.3.1.1 Radiologischer Score (R-Score)

Der Radiologische Score (R-Score, 0-18) setzt sich aus dem RLL-Score (0-12) und dem Osteolyse-Score (0-6) zusammen.

Der kombinierte R-Score (true-a.p. und axial) war in der Peg-Gruppe am höchsten (Abb. 58). Er lag mit 5,72 Punkten (Range 3-11, n=18) deutlich über dem Wert der Kiel- (2,42 Punkte bei Range 0-6, n=19; p=0,000) und MB-Pfannen (1,55 Punkte bei Range 0-4; p=0,000). Die Kiel- und MB-Pfannen unterschieden sich nicht voneinander (p=0,107) (Abb. 58)

Der erhöhte R-Score bei Peg-Prothesen traf auch bei der isolierten Betrachtung des R-Scores für true-a.p. Röntgenbilder zu. Hier lag die Punkt bei 3,3 (Range 0-6) gegenüber 1,05 bei Kiel-Pfannen (Range 0-4; p=0,000) und 0,95 bei MB-Pfannen (Range 0-4, p=0,000). Erneut gab es keine statistischen Unterschiede zwischen MB- und Kiel-Pfannen (p=0,820).

Der R-Score der axialen Röntgenbilder hingegen war zwischen den zementierten Systemen ähnlich (Kiel: 1,42 Punkte bei Range 0-3, n=19 vs. Peg: 2,22 bei Range 1-5, n=18; p=0,118). Er lag jeweils höher als der Wert 0,6 (Range 0-3) von der nicht zementierten Gruppe (Kiel vs. MB: p=0,004; Peg vs. MB: p=0,000).

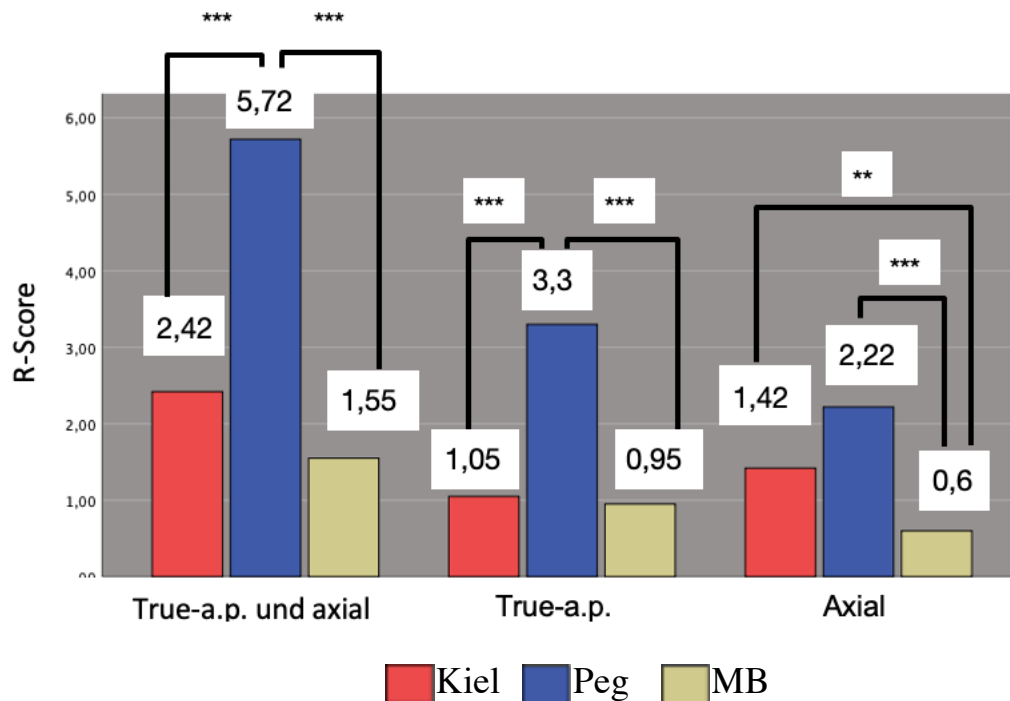


Abb. 58: R-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich
 (** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

4.3.1.2 RLL-Score

Der kombinierte RLL-Score von Kiel-Pfannen betrug 1,42 (Range 0-4 bei $n=19$) (Abb. 59). Er zeigte statistisch keine Differenz gegenüber der Peg-Gruppe (2,5 bei Range 0-7, $n=18$; $p=0,169$). Zudem erreichte der Unterschied gegenüber MB-Pfannen (0,7 Punkte bei Range 0-4) keine statistische Signifikanz ($p=0,084$). Gegenüber den Peg-Pfannen zeigten MB-Pfannen jedoch einen signifikant niedrigeren Punktwert ($p=0,005$).

Der RLL-Score von Peg-Prothesen war auch bei alleiniger Beurteilung der true-a.p. Röntgenbilder signifikant höher als jener der MB-Prothesen (Peg: 1,45 Punkte bei Range 0-4 vs. MB: 0,45 Punkte bei Range 0-3). Die Kiel-Pfannen waren im jeweiligen Vergleich nicht abweichend (0,85 Punkte bei Range 0-4) (Kiel vs. Peg: $p=0,183$; Kiel vs. MB: $p=0,231$).

Auch axial hatte die Peg-Gruppe eine höhere Punktzahl als die MB-Pfannen (Peg: 1,0 bei Range 0-4, n=18 vs. MB: 0,25 bei Range 0-2; p=0,038). Die Kiel-Pfannen waren statistisch erneut unauffällig (0,53 bei Range 0-3) (Kiel vs. Peg: p=0,245; Kiel vs. MB: p=0,336).

Die Berechnung des RLL-Scores pro Zone erbrachte keine statistische Abweichung zwischen den Gruppen (p>0,05). Die Resultate befinden sich in Abb. 60 und Abb. 61.

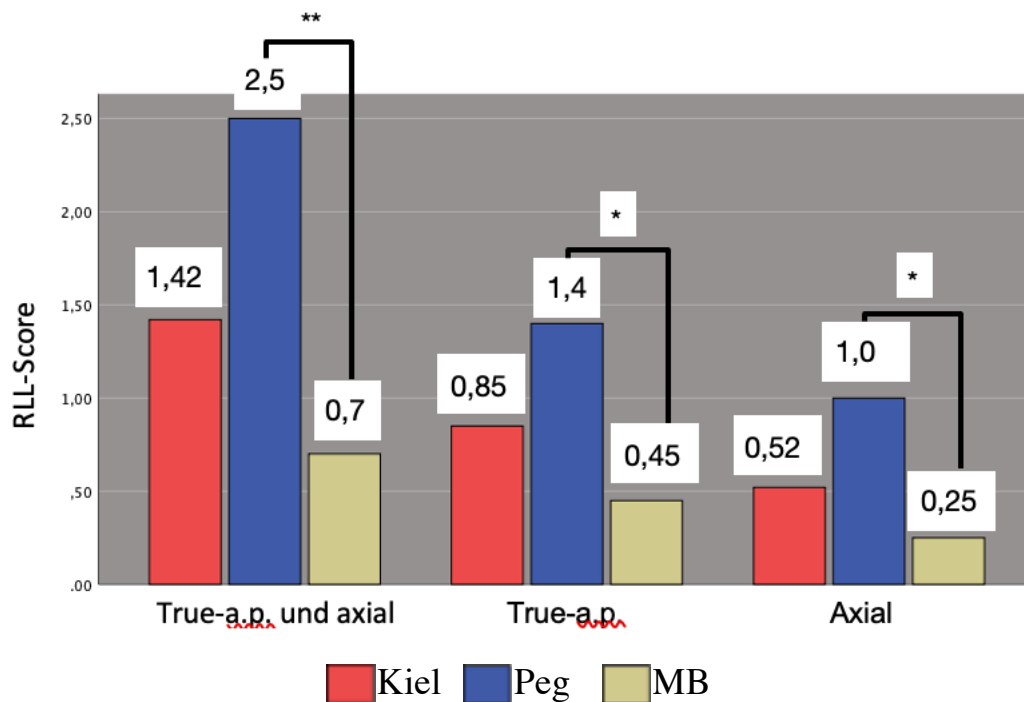


Abb. 59: RLL-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich
 (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

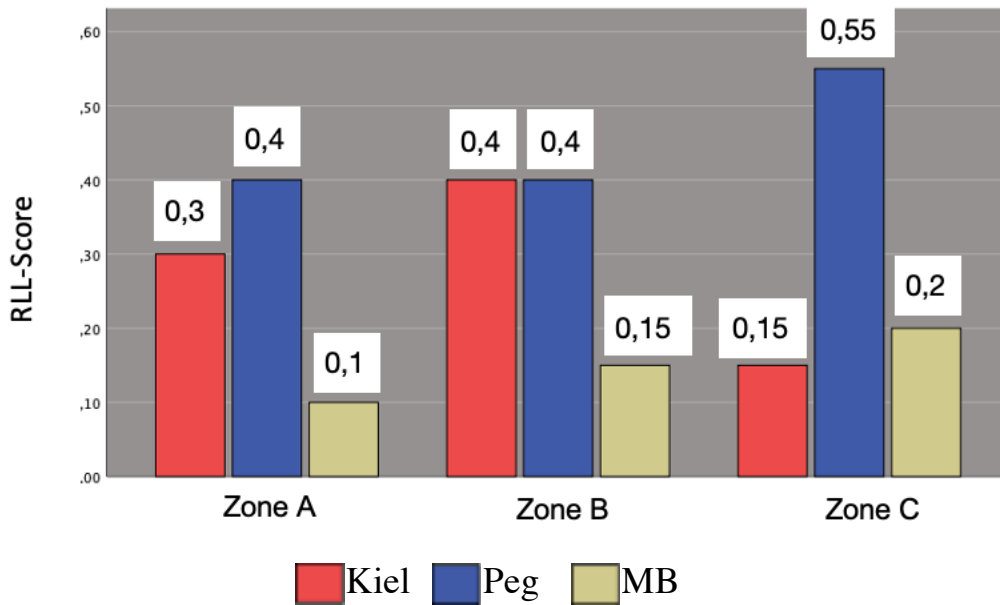


Abb. 60: RLL-Score pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich

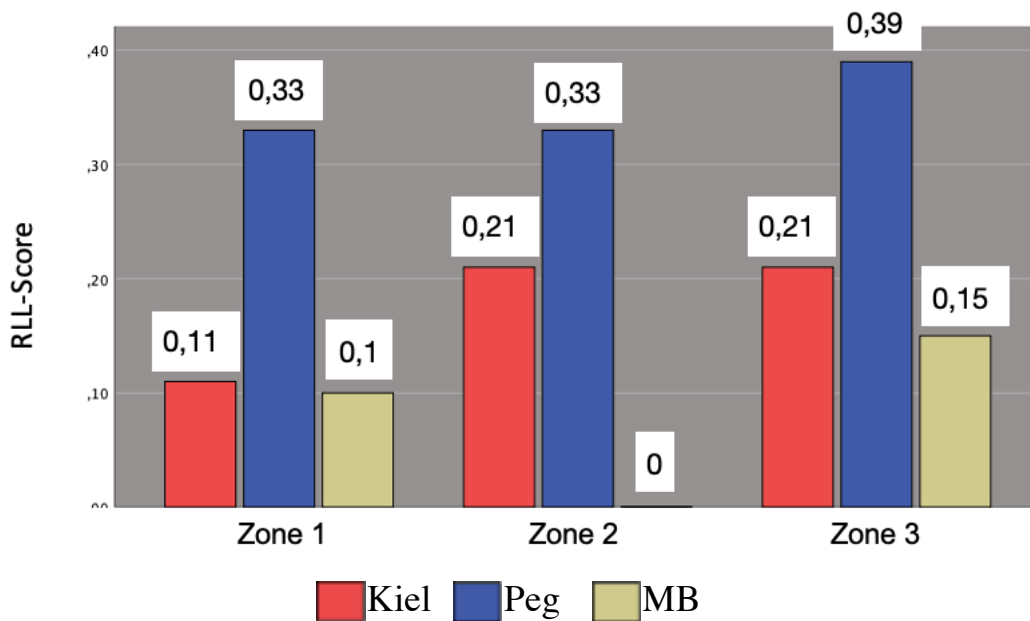


Abb. 61: RLL-Score pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich

4.3.1.3 Häufigkeit der RLL

Es wurde untersucht, bei wie vielen Patienten RLL auftreten. Denn die Häufigkeit von RLL ist neben dem Schweregrad relevant, da RLL grundsätzlich progredieren und letztendlich oft eine Revision erfordern [21].

Bei 12 der 19 TEPs in der Kielgruppe (true-a.p. und axial kombiniert) zeigten sich RLL, was einer Quote von 63,2% entspricht (Abb. 62). Tendenziell war diese Quote höher als der Wert von 30% in der MB-Gruppe (6 von 20 Patienten; $p=0,056$). Die Quote von 77,8% (14 von 18) in der Peg-Gruppe war jedoch deutlich höher als die der MB-Pfannen ($p=0,004$). Die zementierten Systeme unterschieden sich nicht voneinander ($p=0,476$).

Ähnliche Abweichungen zeigte sich auch einzeln in true-a.p. und axialen Projektionen (True-a.p.: Peg vs. MB: $p=0,01$; axial: Peg vs. MB: $p=0,042$). Relativ betrachtet lagen die Werte der Peg- und MB-Pfannen bei 65% bzw. 20% (Peg: 13 von 20 vs. MB: 6 von 20, true-a.p.) und 55,6% bzw. 20% (Peg: 10 von 18 vs. MB: 4 von 20, axial).

Die entsprechenden Werte der Kiel-Pfannen betragen 45% (9 von 20, true-a.p.) und 36,8% (7 von 19, axial, $p>0,05$). Sie wichen statistisch nicht signifikant von den anderen beiden Gruppen ab (True-a.p.: Kiel vs Peg: $p=0,341$, Kiel vs. MB: $p=0,176$; axial: Kiel vs. Peg: $p=0,330$, Kiel vs. MB: $p=0,301$).

Eine Analyse der RLL-Inzidenz in den Zonen A, B und C erbrachte folgende Verteilung: Kiel: 25% (5 von 20) / 40% (8 von 20) / 10% (2 von 20); Peg: 40% (8 von 20) / 45% (9 von 20) / 10% (2 von 20); MB: 15% (3 von 20) / 45% (9 von 20) / 15% (3 von 20) (Abb. 63). Die Inzidenz von RLL in Zone B war bei Peg-Pfannen gegenüber MB-Pfannen erhöht ($p=0,03$). Bei der Beurteilung der RLL in Zone 2 im axialen Röntgenbild gab es keine RLL bei den MB-Pfannen (0%) (Abb. 64). Bei den Kiel-Pfannen lag der Wert mit 21,1% höher (4 von 19; $p=0,007$). Auch bei den Peg-Pfannen zeigten sich RLL häufiger (33,3%; 6 von 18; $p=0,047$).

Die Häufigkeit von RLL bei Peg-Prothesen in Zone 1 betrug ebenfalls 33,3%, war jedoch nicht signifikant höher als 10,5% (2 von 19) bei den Kiel-Prothesen oder

10% bei den MB-Prothesen. Ähnliche Verhältnisse zeigten sich in Zone 3 (Kiel: 15,8% bei 3 von 19; Peg: 27,8% bei 5 von 18; MB: 10%) (Kiel vs. Peg: $p=0,447$; Peg vs. MB: $p=0,222$; Kiel vs. MB: $0,661$).

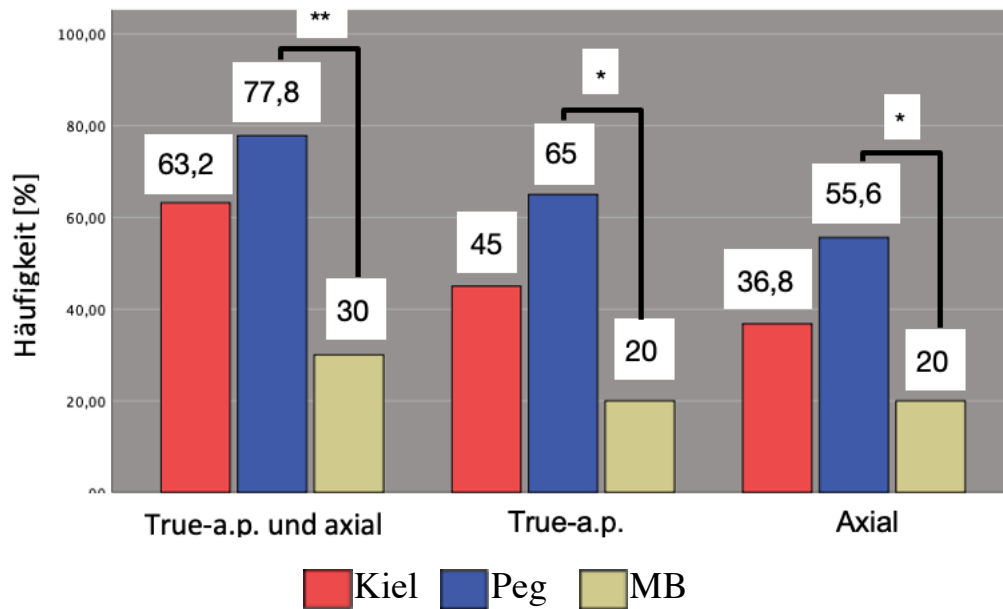


Abb. 62: Häufigkeit der RLL insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p<0,05$; ** entspricht $p<0,01$)

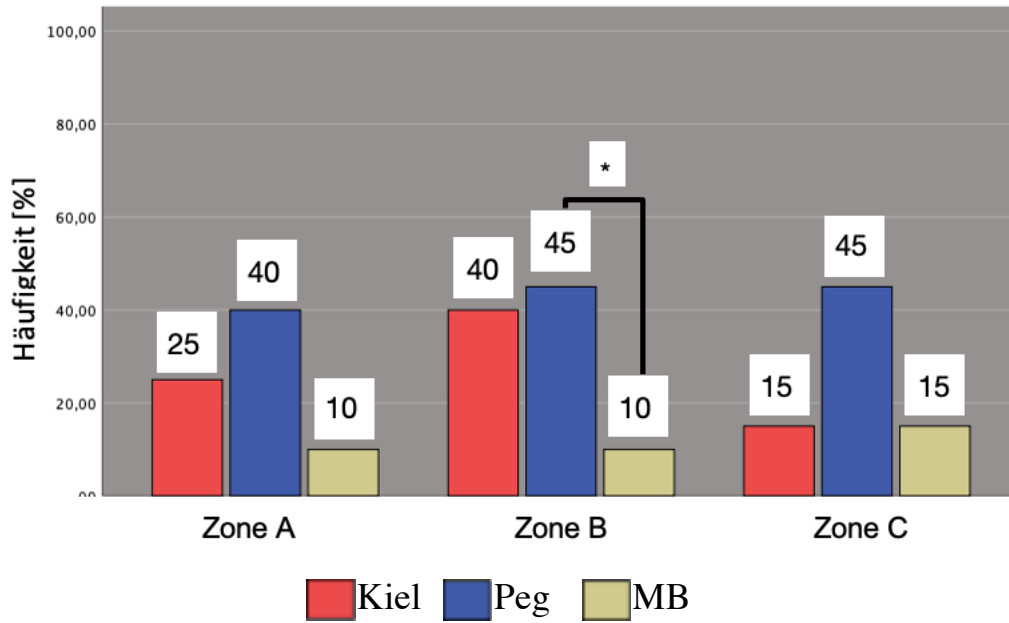


Abb. 63: Häufigkeit der RLL pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

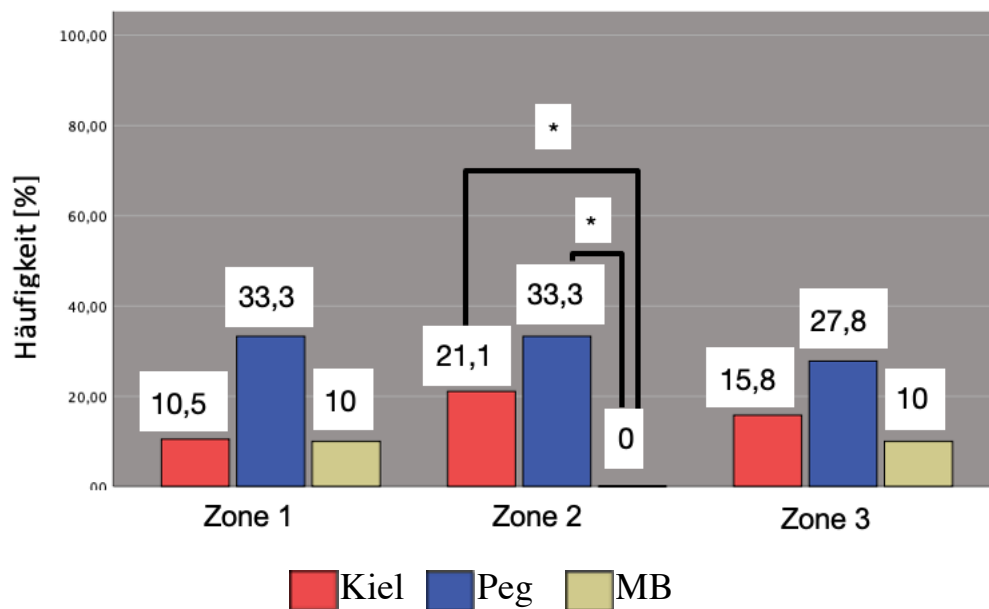


Abb. 64: Häufigkeit der RLL pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

4.3.1.4 Osteolyse-Score

Der Osteolyse-Score beschreibt die Summe aus den 6 analysierten Zonen. Abhängig von dem Vorhandensein einer Osteolyse wurde pro Zone 0 oder 1 Punkt vergeben, was einer mögliche Gesamtpunktzahl von 6 entspricht.

Peg-Pfannen wiesen mit 3,22 (Range 1-6, n=19) eine signifikant höhere Punktzahl auf als Kiel-Prothesen mit 1 (Range 0-3, n=19; $p=0,000$) und MB-Prothesen mit 0,85 (Range 0-2; $p=0,000$) (Abb. 65). Kiel- und MB-Pfannen unterschieden sich nicht ($p=0,687$).

In der true-a.p. Aufnahme wich der Wert der Peg-Prothesen mit 2,0 (Range 0-3) erneut von dem der Kiel- (0,1 bei Range 0-2) und MB-Prothesen (0,5 bei Range 0-2) ab (jeweils $p=0,000$). Axial betrachtet waren die Zahlen von Kiel (0,89 bei Range 0-2, n=19) und Peg-Pfannen (1,2 bei Range 0-3, n=18) ähnlich ($p=0,620$). Jedoch hatten beide jeweils einen höheren Osteolyse-Score als MB-Pfannen (0,35 bei Range 0-1) (Kiel vs. MB: $p=0,047$; Peg vs. MB: $p=0,022$).

Der Osteolyse-Score der Peg-Gruppe in Zone A war mit 0,7 Punkten höher als jener der Kiel-Gruppe (0,10 Punkte; $p=0,014$) (Abb. 66). Die MB-Gruppe befand sich zahlentechnisch mit 0,35 Punkten dazwischen (Kiel vs. MB: $p=0,289$; Peg vs. MB: 0,183). Bei Zone B und C erzielten die Peg-Pfannen jeweils 0,65 Punkten höhere Punktzahlen als Kiel-Pfannen mit jeweils 0 Punkten (Zone B: n=19) bzw. MB-Pfannen mit jeweils 0,1 Punkten (Zone B: Kiel vs. Peg: $p=0,001$; Peg vs. MB: $p=0,002$; Zone C: Kiel vs. Peg: $p=0,000$; Peg vs. MBB: $p=0,001$). Kiel- und MB-Pfannen waren in beiden Zonen nicht statistisch unterschiedlich (jeweils $p=0,799$).

Die analogen Berechnungen zu Zone 1, 2 und 3 zeigten keine signifikanten Differenzen ($p>0,05$). In Abb. 67 werden diese Ergebnisse dargestellt.

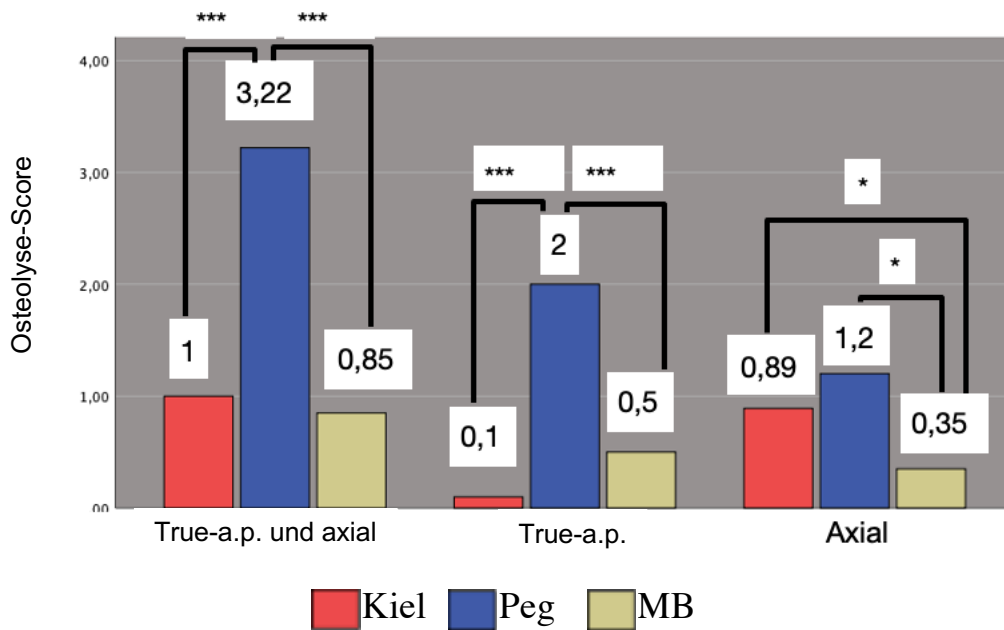


Abb. 65: Osteolyse-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$, ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

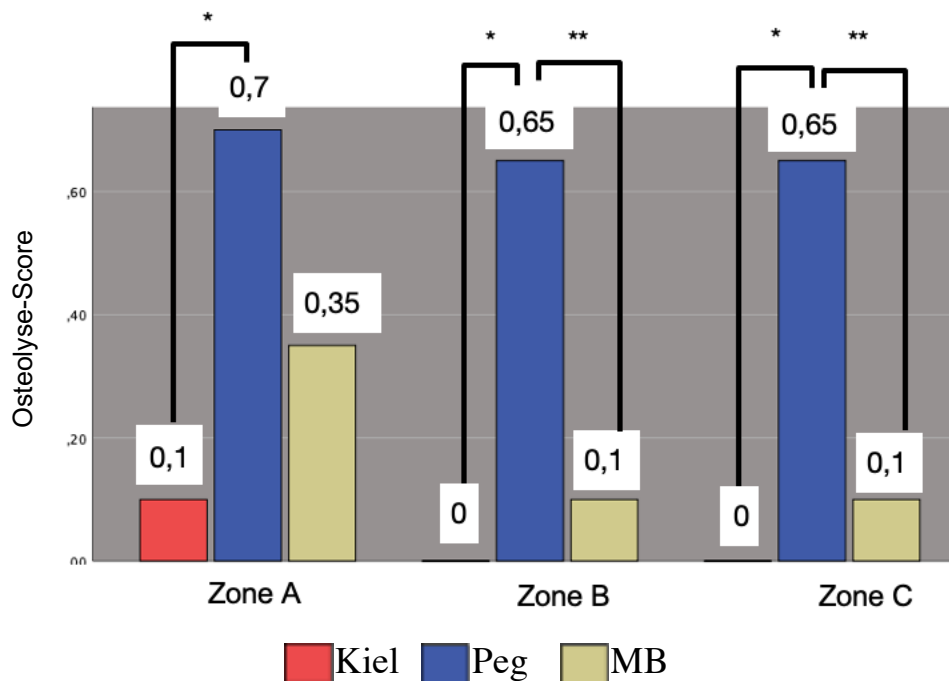


Abb. 66: Osteolyse-Score pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$, ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

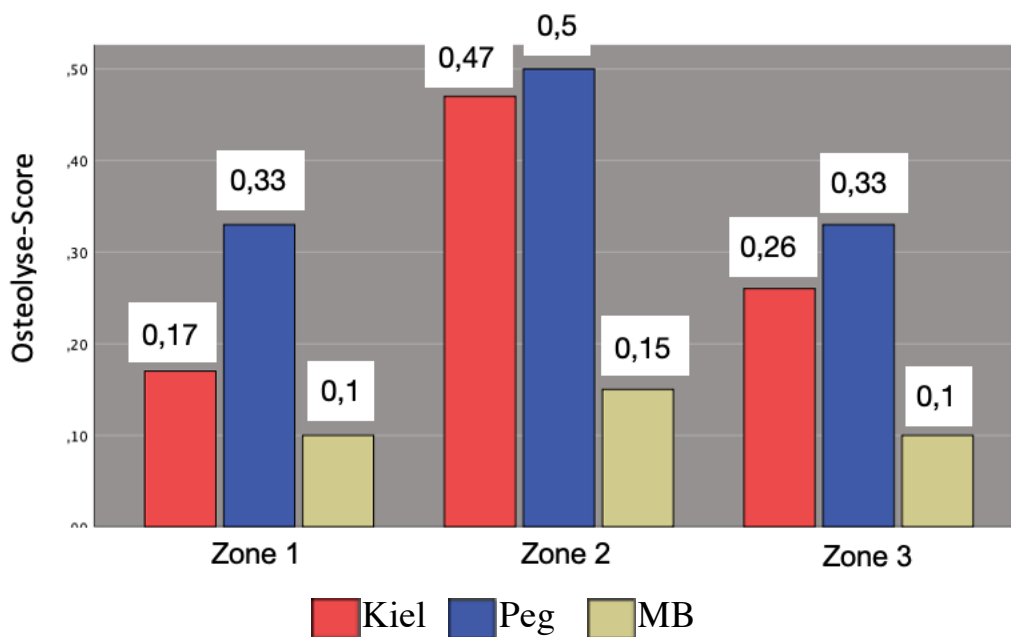


Abb. 67: Osteolyse-Score pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich

4.3.1.5 Häufigkeit der Osteolyse

Jeder Patient wurde radiologisch auf das Vorkommen einer Osteolyse untersucht. Bei 12 von 19 Patienten (63,2%) in der Kiel-Gruppe und 12 von 20 Patienten (60%) in der MB-Gruppe wurde eine Osteolyse festgestellt (Abb. 68). Sie waren statistisch identisch ($p=1$). Weiterhin zeigten alle Patienten in der Peg Gruppe Zeichen einer Osteolyse (18 von 18, 100%). Gegenüber den Kiel- ($p=0,008$) und MB-Pfannen ($p=0,003$) war dies eine deutlich höhere Quote.

In der true-a.p. Röntgenaufnahme wurden diese Unterschiede noch deutlicher, da nur 15% der Kiel-Prothesen, aber 95% der Peg-Prothesen eine Osteolyse vorwiesen ($p=0,000$). Die MB-Prothesen wiesen in 45% der Fälle eine Osteolyse auf und hatten damit seltener eine Osteolyse als Peg Prothesen ($p=0,001$).

Tendenziell war diese Quote jedoch größer als die der Kiel-Prothesen ($p=0,082$). Axial lagen die Werte näher beieinander, wobei Peg-Prothesen erneut höhere Osteolyse-Quoten als MB-Prothesen aufwiesen (72,2% bei 13 von 18 Patienten vs. 35%; $p=0,028$). Die Peg-Prothesen unterschieden sich aber nicht von den Kiel-Prothesen (63,2% bei 12 von 19; $p=0,728$). Zwischen Kiel- und MB-Pfannen gab es ebenfalls keine signifikanten Abweichungen ($p=0,113$).

Der Anteil von Patienten mit Osteolyse in Zone A betrug in 15% (Kiel), 60% (Peg) und 35% (MB) (Abb. 69). Peg-Prothesen zeigten dort häufiger eine Osteolyse als Kiel-Prothesen ($p=0,008$). Andernfalls konnten keine Unterschiede festgestellt werden (Peg vs. MB: $p=0,205$; Kiel vs. MB: $p=0,273$).

Zone B zeigte entsprechende Werte von 5% (Kiel), 65% (Peg) und 5% (MB). Sowohl gegenüber Kiel-Prothesen ($p=0,000$) als auch MB-Prothesen ($p=0,001$) hatten Patienten mit Peg-Prothesen häufiger Anzeichen einer Osteolyse. Kiel- und MB-Prothesen waren sowohl in Zone B als auch in Zone C statistisch identisch ($p=1$). In Zone C konnte jedoch keine Osteolyse bei Kiel-Pfannen (0%) und einmal eine Osteolyse bei MB-Pfannen (5%) festgestellt werden. Der Vergleich mit den Peg-Prothesen (65%) fiel höchst signifikant aus (jeweils $p=0,000$).

In der axialen Aufnahme gab es lediglich in Zone 2 signifikante Unterschiede, wo MB-Pfannen mit 15% jeweils seltener eine Osteolyse zeigten als Kiel- (47,4% bei 9 von 19; $p=0,041$) und Peg-Pfannen (50% bei 9 von 18; $p=0,035$) (Abb. 70). Die beiden zementierten Systeme waren statistisch identisch ($p=1$). Bei Zone 1 betrugen die Quoten 15,8% (3 von 19, Kiel), 33,3% (6 von 18, Peg) und 10% (MB). Sie unterschieden sich statistisch nicht (Kiel vs. Peg: $p=0,269$; Peg vs. MB: $p=0,117$; Kiel vs. MB: $p=0,661$). Auch in Zone 3 gab es keine wesentlichen Unterschiede (Kiel vs. Peg: $p=0,728$; Peg vs. MB: $p=0,117$; Kiel vs. MB: $p=0,235$). Die Häufigkeitsrate betrug 26,3% (5 von 19) bei den Kiel-Pfannen, 33,3% (6 von 18) bei den Peg-Pfannen und 10% bei den MB-Pfannen.

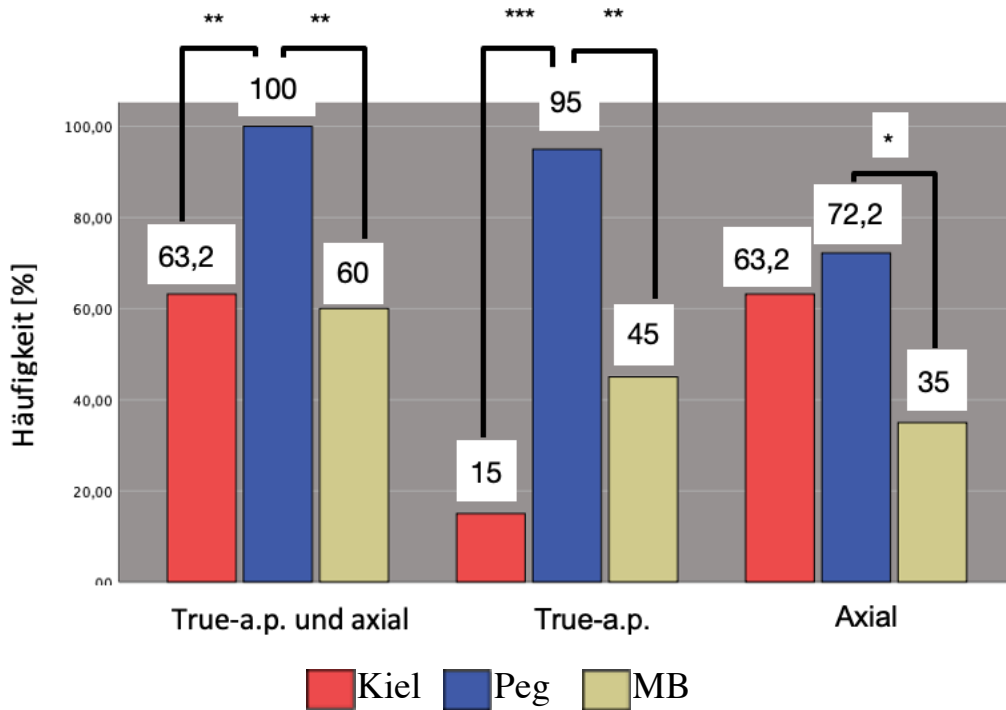


Abb. 68: Häufigkeit der Osteolyse insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p < 0,001$)

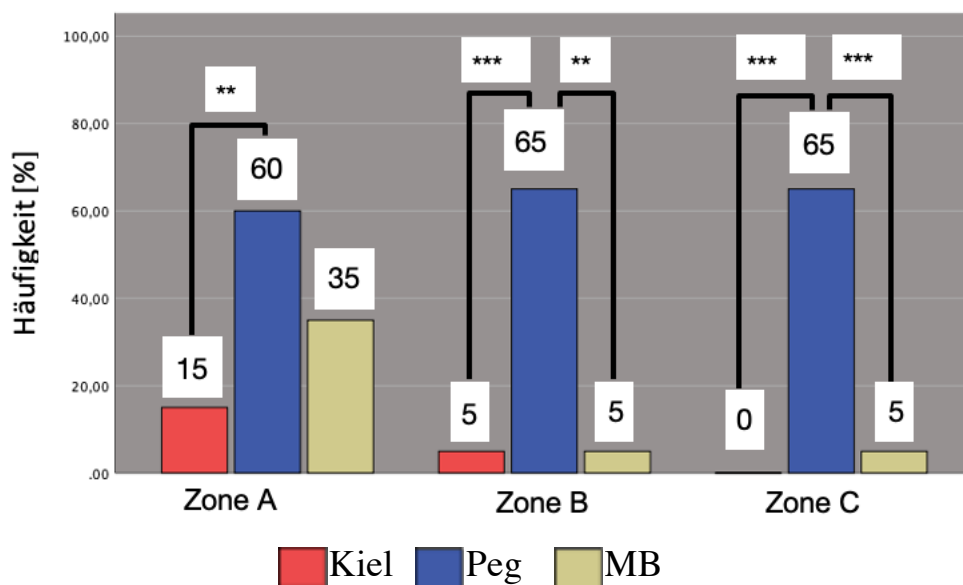


Abb. 69: Häufigkeit der Osteolyse pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

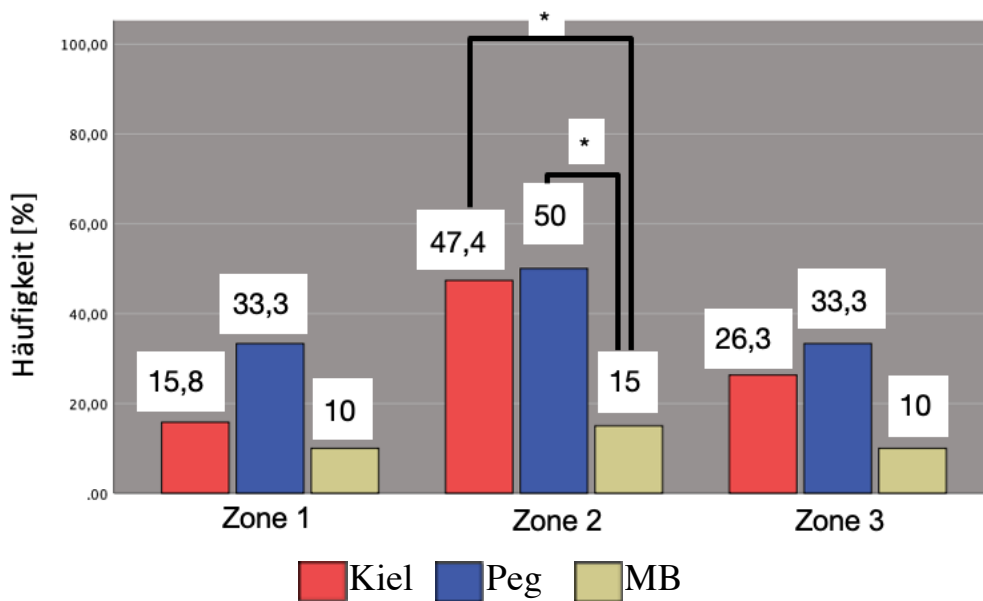


Abb. 70: Häufigkeit der Osteolyse pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

4.3.2 Prä- und postoperativer Subluxationsindex

4.3.2.1 Vergleich des prä- und postoperativen SI innerhalb und zwischen den Gruppen

Es wurde untersucht, ob es nach der Operation pro Gruppe zu einer wesentlichen Veränderung des SI kam (Abb. 71). Danach wurde geprüft, ob sich die prä- bzw. postoperativen Werte signifikant zum jeweils gleichen Zeitpunkt zwischen den Gruppen unterschieden. Im präoperativen Zustand wiesen alle drei Gruppen ähnliche Werte auf (Kiel: 0,55 bei Range 0,45-0,65; Peg: 0,52 bei Range 0,43-0,59; MB: 0,54 bei Range 0,37-0,63). Es kam zu keinen aussagekräftigen Differenzen (Kiel vs. Peg: $p=0,087$; Peg vs. MB: $p=0,258$; Kiel vs. MB: 0,403). Eine ähnliche Situation bestand auch postoperativ, wo sich die Werte nicht signifikant voneinander abwichen. (Kiel: 0,48 bei Range 0,39-0,55; Peg: 0,48 bei

Range 0,41-0,55; MB: 0,49 bei Range 0,35-0,55) (Kiel vs. Peg: $p=0,463$; Peg vs. MB: $p=0,236$; Kiel vs. MB: 0,740). Bei der Gegenüberstellung von prä- und postoperativen Messwerten waren Letztere in allen Gruppen signifikant geringer (Kiel: 0,003; Peg: $p=0,008$; MB: 0,02).

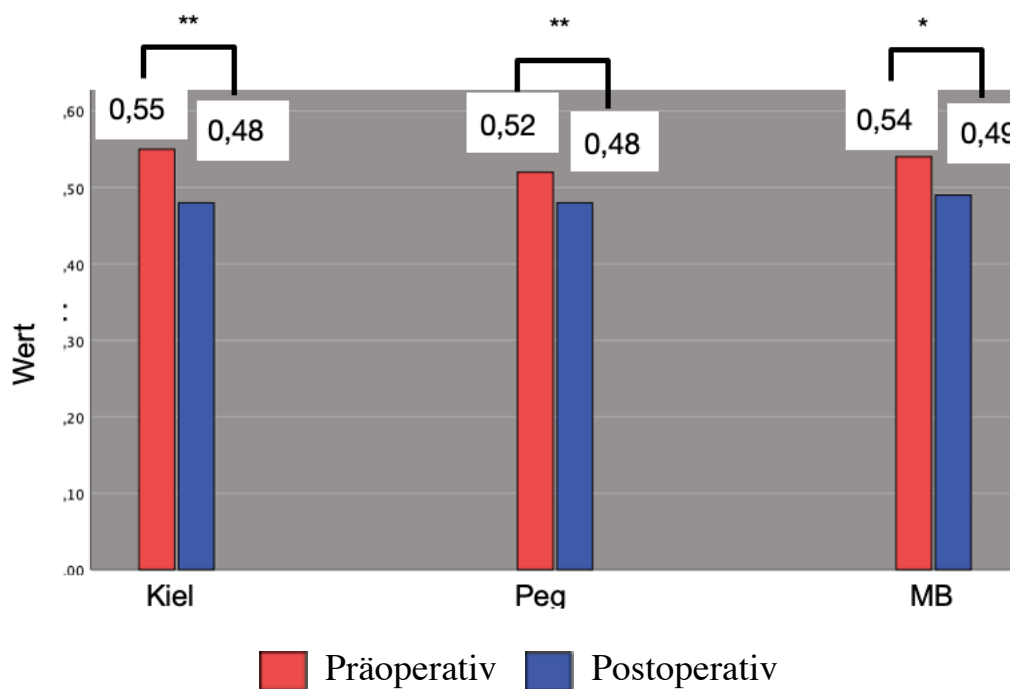


Abb. 71: Prä- und postoperativer SI innerhalb der Gruppen

(* entspricht $p<0,05$; ** entspricht $p<0,01$)

4.3.2.2 Prä- und postoperativer SI in Abhängigkeit von der Glenoidmorphologie nach Walch

Der SI wurde, wie in Kap. 3.5.4.5 beschrieben, nach der Walch-Methode [136] berechnet. Ein zunehmender SI geht mit einer vermehrten dorsalen humeralen Subluxation gegenüber der Glenoid-Ebene einher. Es lässt sich feststellen, dass dieser Index präoperativ von Typ A2 über B1 bis B2 zunimmt (A2: 0,50 bei Range 0,37-0,57; B1: 0,54 bei Range 0,43-0,62; B2: 0,57 bei Range 0,48-0,65) (Abb. 72). Nur die Gruppe der B2-Glenoide überschreitet den SI von 0,55. Die B-

Glenoide weisen präoperativ signifikant größere Werte als A2-Glenoid auf (B1 vs. A2: $p=0,028$; B2 vs. A2: $p=0,003$), wobei innerhalb der B-Glenoide nur eine Tendenz für eine höhere Subluxation bei B2-Glenoiden besteht ($p=0,093$) (Abb. 73).

In der postoperativen Nachuntersuchung stellte sich nur bei dem Typ A2 keine signifikante Veränderung des SI heraus (SI: 0,48; $p=0,272$). Bei der B1-Gruppe verringerte sich der Durchschnittswert auf 0,49 ($p=0,001$). Der entsprechende Wert der B2-Gruppe sank auf 0,50 ($p=0,021$). Ein Vergleich der postoperativen Ergebnisse untereinander ergab keinen Unterschied zwischen den Typen A2 und B1 ($p=0,968$), B1 und B2 ($p=0,518$) sowie A2 und B2 ($p=0,462$).

Der präoperative SI in dieser Arbeit korreliert mit der Glenoidmorphologie nach Walch ($r=0,44$; $p=0,001$). Der postoperative SI hingegen korreliert mit dem relativen CS. Die Korrelation mit dem relativen CS ist dabei nur in der Kategorie „ROM“ signifikant ($p=0,026$), wobei keine der drei gemessenen Bewegung prominent ist (FLEX: $p=0,317$; ABD: $p=0,188$; ARO: $p=0,361$).

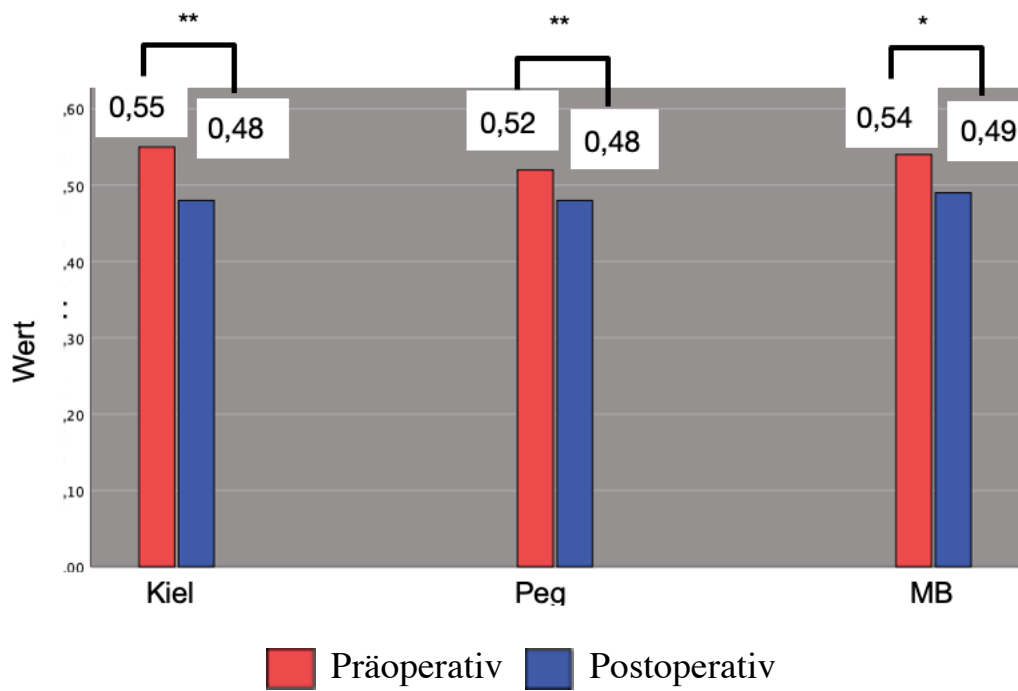


Abb. 72: Prä- und postoperativer SI der Glenoidmorphologien nach Walch
 (* entspricht $p < 0,05$; *** entspricht $p = 0,001$)

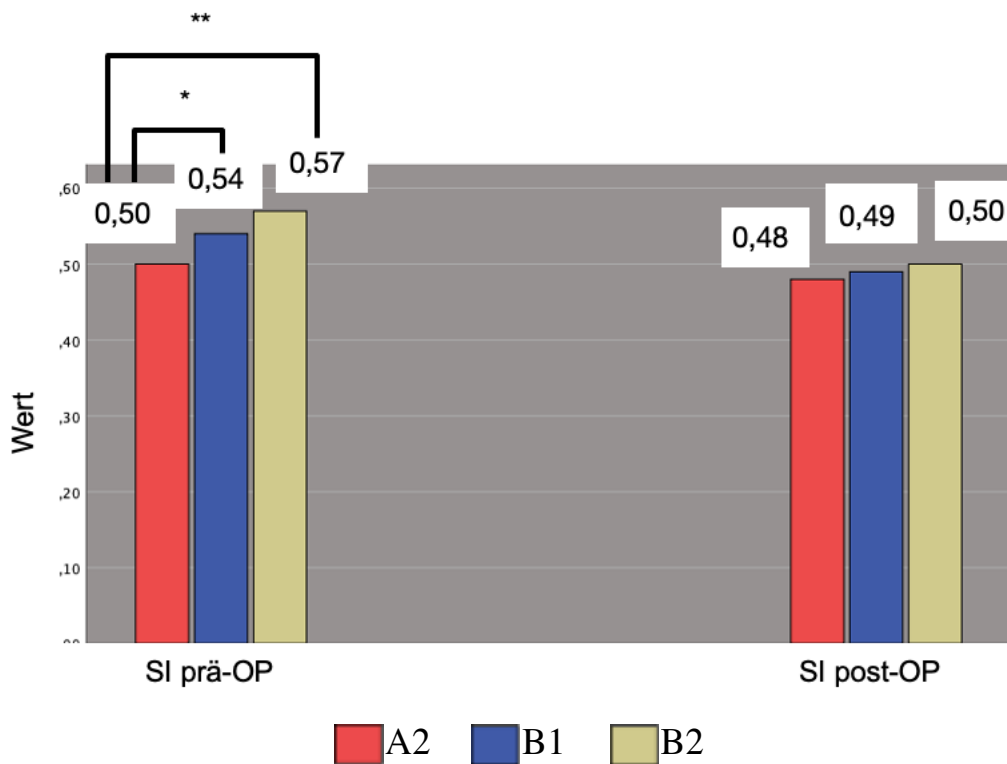


Abb. 73: Gruppenvergleich des prä- und postoperativen SI in Abhängigkeit von der Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

4.4 Rotatorenmanschetten-Status und Humeruskopfposition

Sowohl strukturell als auch formal konnten präoperativ im MRT und postoperativ mittels Sonographie keine Veränderungen der RM festgestellt werden. Es gab keine Änderung der Echogenität und keine Ausdünnung bzw. Ruptur der RM, welche eine Migration des Humeruskopfes begünstigen könnte. Präoperativ wurde im anteroposterioren Röntgenbild kein Humeruskopfhochstand festgestellt. In 75% aller axialen Aufnahmen war jedoch eine posteriore humerale Subluxation vorhanden. Bei einem Patienten zeigte sich eine superiore humerale Migration bei der Nachuntersuchung.

5. DISKUSSION

In dieser retrospektiven Matched-Pair Studie wurden die mittelfristigen klinisch-radiologischen Ergebnisse nach Implantation dreier unterschiedlicher Pfannentypen mit gleichem schaftfreien Humeruskopfersatz untersucht. 53 Patienten (27 weiblich, 26 männlich) wurden im Zeitraum von Juli 2010 bis August 2016 mit einer anatomischen TEP versorgt. Da sieben Patienten einen bilateralen Gelenkersatz erhielten, beläuft sich die Gesamtzahl der Schulterprothesen auf 60. In allen Fällen bestand die Diagnose in einer idiopathischen Omarthrose. Basierend auf der Art des Pfannenimplantats wurden die Patienten in drei Gruppen (Kiel, Peg, MB) zu je 20 Prothesen aufgeteilt.

Das Durchschnittsalter betrug 70,3 Jahre (Range 50-84; Kiel: 68,1 Jahre; Peg: 69,3 Jahre; MB: 73,4 Jahre), der Nachuntersuchungszeitraum lag bei mindestens 25 Monaten und durchschnittlich bei 59,0 Monaten (Range 25-103 Monate; Kiel: 62 Monate; Peg: 60,0 Monate; MB: 55,3 Monate). Die Geschlechterverteilung in den drei Gruppen war ähnlich (Kiel: 8 weiblich/12 männlich; Peg: 13 weiblich/7 männlich; MB: 8 weiblich/12 männlich). Da sich die drei Gruppen hinsichtlich Diagnose, FU, Alter und Geschlechterverteilung statistisch nicht unterschieden, erfolgte eine Paarung im Matched-Pair-Design. Dieses Studiendesign erlaubt die Elimination von Störvariablen, sodass Unterschiede zwischen den Gruppen besser erkannt werden können. Der absolute (relative) CS verbesserte sich für Kiel-, Peg-, und MB-Pfannen signifikant von 32,5 (41,7%), 32,6 (42,6%), 31,5 (41,6%) Punkten auf 71,7 (94,9%), 73,1 (99,3%) und 71,6 (98,5%) Punkte. Prä- und postoperativ bestanden hierbei keine signifikanten Unterschiede. Weiterhin verbesserten sich sowohl die FLEX als auch die ABD und ARO von prä- zu postoperativ (FLEX: 99,3°-158,8°; ABD: 79,6°-148,4°; ARO: 24,7°-57,6°). Mit Ausnahme einer höheren postoperativen FLEX von Peg-Glenoiden (166,3°) gegenüber Kiel- (155,5°) und MB-Glenoiden (154,5°) gab es keine Unterschiede

in der Beweglichkeit. Gleiches galt für die Unterkategorien des CS mit Ausnahme der Kategorie „ROM“ (Peg: 33,8 Punkte vs. MB: 32,2 Punkte).

Keine der implantierten Schulterprothesen war zum Zeitpunkt des FU revidiert worden. In der radiographischen Nachuntersuchung zeigten zwei Kiel-Pfannen ein mediales Einsinken mit PE-Verbrauch. Eine MB-Pfanne hatte einen PE-Verbrauch mit Metallose (Metallabrieb) in Kombination mit einer superioren Humeruskopfmigration.

Nach eigenem Kenntnisstand liegen neben dieser Arbeit keine weiteren Studien vor, welche einen Vergleich der drei genannten Pfannensysteme in Form einer Matched-Pair Analyse beschreiben. In dieser Hinsicht besitzt diese Studie ein Alleinstellungsmerkmal.

Nachfolgend werden zunächst die klinischen Ergebnisse wie der Bewegungsumfang sowie CS und anschließend die radiologischen Veränderungen wie beispielsweise RLL und weitere Messparameter diskutiert.

5.1 Klinische Ergebnisse

Klinische Vergleiche zwischen zementierten und nicht-zementierten Pfannensystemen bei großen Fallzahlen wurden von *Page et al.* [20] und *Clitherow et al.* [21] vollzogen. *Page et al.* analysierten anhand des australischen Prothesenregisters 10805 primäre TEPs, welche zwischen 2004 und 2016 implantiert wurden. 7593 zementierte Pfannenprothesen (1115 Kiel, 6478 Peg) wurden 3170 (2476 modular, 694 Monoblock) nicht-zementierten Pfannenprothesen gegenübergestellt. Bei nicht-zementierten Systemen ergab sich eine höhere Revisionsrate als bei zementierten Systemen (17,9% vs. 3,7%). Diese erhöhte Revisionsrate bei MB-Glenoiden war insbesondere auf eine RM-

Insuffizienz, eine Protheseninstabilität oder eine Implantat-Dissoziation zurückzuführen, wobei die RM-Insuffizienz und Instabilität bereits nach kurzem FU ersichtlich waren. In der zementierten Gruppe hingegen war eine Prothesenlockerung -relativ betrachtet- mehr als viermal so hoch für eine Revision verglichen mit nicht-zementierten Systemen (34,1% vs. 7,1%).

Es ist anzumerken, dass die MB-Gruppe zu 77% einen Prothesentyp (SMR L2, LimaCorporate, Udine, Italien) enthielt, welcher aufgrund von hohen Versagensraten nicht mehr erhältlich ist. Alle Dissoziationen in der MB-Gruppe ereigneten sich bei diesem Prothesentypen. Eine weitere methodische Schwäche der beschriebenen Studie liegt in den fehlenden präoperativen Patientendaten, welche eine genauere Untersuchung von Risikofaktoren ermöglichen würden.

In einer weiteren Studie [21] wurden ebenfalls zementierte (n=1065) und nicht-zementierte (n=531) Pfannensysteme verglichen, welche im Zeitraum zwischen 2000 und 2010 implantiert wurden und auf Daten des nationalen Prothesenregisters von Neuseeland beruhen. Nach durchschnittlich 3,5 Jahren wurde eine 4,4-fach höhere Revisionsrate bei unzementierten Glenoiden festgestellt, häufigste Gründe hierfür waren eine Lockerung sowie eine Dislokation der Glenoidprothese. Dabei ist zu berücksichtigen, dass alle Revisionsfälle (n=31) in der nicht-zementierten Gruppe bei der bereits genannten Prothese „SMR (L1 und L2)“ stattfanden. Andere radiologische Daten sowie der präoperative Zustand des behandelten Schultergelenkes wurden auch hier nicht beschrieben. Folglich kann beispielsweise keine Aussage über die RM oder die Glenoiderosion getroffen werden, obwohl ein bikonkaves Glenoid oder eine RM mit höherem Rupturrisiko ggf. eher mit einer MB-Pfanne behandelt werden sollte [44, 214].

Sharplin et al. [213] befassten sich ebenfalls mit Daten aus dem nationalen Prothesenregister Neuseelands. In die Studie wurden alle Patienten

eingeschlossen, welche zwischen den Jahren 2000 bis 2017 primär mit einer TEP im Rahmen einer Omarthrose versorgt wurden. 2613 Schulterprothesen, bestehend aus 1819 zementierten Glenoid und 794 nicht-zementierten Glenoiden, wurden befundet. Das FU lag bei 5,9 Jahren und unterschied sich nicht zwischen den beiden Gruppen (zementiert: 6 Jahre vs. nicht-zementiert: 5,5 Jahre). Die Patienten waren in der Mehrheit der Fälle 65 bis 75 Jahre alt.

Klinische Unterschiede in Bezug auf eine Punkteskala („Oxford Shoulder Score“) bestanden weder nach 6 Monaten noch nach 5 Jahren, aber nicht-zementierte Glenoide zeigten eine höhere Revisionsrate bei einer Hochrechnung der Standzeit auf 100 Jahre (2,03 vs. 0,41). In dieser Gruppe war mehrheitlich die o.g. Prothese „SMR L2“ verwendet worden, wobei nach deren Ausschluss weiterhin eine höhere Revisionsrate für nicht-zementierte Glenoide bestand (1,42 vs. 0,41). Bei zusätzlicher Exklusion des Prothesentyps „SMR L1“ mit einer Revisionsrate von 1,61 betrug die Revisionsrate der verbleibenden Glenoidkomponenten jedoch 0,18 und war mit der Rate von zementierten Systemen (0,41) vergleichbar. Der häufigste Revisionsgrund von zementierten Glenoiden war eine Glenoidlockerung (44%), welche nach durchschnittlich 7,2 Jahren revidiert wurde. Dem gegenüber mussten zementfreie Systeme am häufigsten wegen eines Komponentenversagens nach 3,2 Jahren erneut operiert werden, wobei der Versagensvorgang nicht spezifischer erklärt wurde. Dadurch kann nicht beurteilt werden, inwiefern die Revisionen Implantat spezifisch sind und durch etwaige Anpassungen hätten verbessert werden können. Der Anteil der weiteren Revisionsgründe (RM-Insuffizienz, Infektion, Dislokation) war zwischen den Gruppen ähnlich.

Die Glenoidlockerung als häufigster Revisionsgrund von zementierten Glenoiden trat erst 2 Jahre nach dem durchschnittlichen FU auf und wurde dadurch nur unvollständig erfasst; ähnlich verhält es sich bei Revisionen aufgrund von Schmerzen mit einem FU von 6,4 Jahren. Das Patientenkollektiv sollte daher nach einem längeren FU erneut untersucht werden, um veränderte Revisionsraten bei

zementierten Pfannensystemen erfassen zu können. Längerfristige Ergebnisse sind auch in der eigenen Arbeit abzuwarten, da in dieser bis zum jetzigen Zeitpunkt keine Revisionen erfolgt waren.

Analog zu den davor genannten Studien ist die Aussagekraft der Studie von *Clitherow et al.* dadurch begrenzt, dass keine präoperativen (radiologischen) Daten wie z.B. der Status der RM erhoben wurden. Dabei ist zu berücksichtigen, dass MB-Pfannen durch ihre Konvertierbarkeit v.a. bei Patienten verwendet werden können, welche primär von einer inversen Prothese profitieren würden.

Klinische und radiologische Ergebnisse von MB-Pfannen werden bei *Boileau et al.* [171] beschrieben. Sie untersuchten 165 Patienten mit idiopathischer Omarthrose, welche zwischen 1994 und 1999 mit einer MB-Prothese behandelt wurden. Der CS verbesserte sich bei Patienten ohne Revision von 28 Punkten (38%) auf 65 Punkte (94%), wobei die Punktzahl für die Kategorie „Schmerz“ von 4,2 auf 12,5 Punkte stieg. Die FLEX verbesserte sich von 88° auf 140° und die ARO von 5° auf 35°.

Von allen beobachteten Komplikationen entfiel die Hälfte auf einen PE-Abrieb und jeweils ein Sechstel auf eine RM-Insuffizienz, Glenoidlockerung oder Instabilität. Nach 8,5 Jahren lag die Revisionsrate der Schulterprothesen bei 40%, wobei die Überlebensrate der Glenoidkomponente insbesondere nach 4 Jahren FU sank (91% auf 77%).

Angesichts der hohen Rate des PE-Abriebs wurde die PE-Dicke von 4mm als unzureichend erachtet. Gleichzeitig galt die Gesamtdicke des Implantats (7mm) als zu dick, was sich mitunter in einer RM-Insuffizienz äußerte. Der Zusammenhang zwischen PE-Abrieb und Lockerung bzw. Instabilität wurde durch die erwähnte Kausalität zwischen Abriebpartikeln und einer Osteolyse erklärt (s. Kap. 2.2.4), wobei auch eine humerale Osteolyse die Glenoidlockerung begünstigte. Eine weitere mögliche Ursache für die erhöhte Lockerungsquote war die Verwendung von lediglich zwei Schrauben zur Fixierung der Basisplatte.

Fox et al. [181] beschreiben die Ergebnisse des „Mayo-Clinic“-Registers mit 1542 implantierten Schulterprothesen. Neben der idiopathischen Omarthrose bestanden die Indikationen auch in einer posttraumatischen Omarthrose oder einer avaskulären Humeruskopfnekrose. Sechs verschiedene Pfannenprothesen (4 zementiert, 2 nicht-zementiert) wurden nach 7,2 Jahren evaluiert. Die vier zementierten Systeme zeigten eine Überlebensrate von 98% nach 5 Jahren und wichen innerhalb der Gruppe wenig voneinander ab (Range 94% bis 99%). Die 5-Jahres-Überlebensraten innerhalb der nicht-zementierten Gruppe unterschieden sich hingegen deutlich („Neer II MB“: 96%, „Cofield 1 MB“: 86%). Auch beim Versagensmechanismus gab es Abweichungen zwischen den nicht-zementierten Systemen: Die „Neer II MB“-Pfanne versagte am häufigsten durch eine Pfannenlockerung, während die „Cofield 1 MB“ gleichermaßen wegen einer Lockerung, Instabilität oder eines Komponentenabriebs revidiert wurde. Die Lockerung wurde auf den PE-Abrieb mit Osteolyse zurückgeführt, während die Instabilität durch einen asymmetrischen PE-Abrieb erklärt wurde. Unabhängig von der Pfannenkomponente stellte man fest, dass eine posttraumatische Omarthrose oder eine avaskuläre Humeruskopfnekrose das Risiko für eine Revision erhöhen. Diese Tatsache erklärt möglicherweise die niedrigeren Überlebensraten nach 5 Jahren im Vergleich zur eigenen Arbeit. Daneben ist anzumerken, dass die „Cofield 1 MB“ über ein knöchernes Einwachsen („bone-ingrowth“) fixiert wurde. In den nachfolgenden Studien zur „bone-ingrowth“-Fixation wird ersichtlich, dass diese Methode, zumindest zum damaligen Zeitpunkt, keine adäquate Pfannenfixation gewährte.

Budge et al. [90] evaluierten 19 Patienten mit heterogenen Indikationen (Idiopathische Omarthrose, rheumatoide Arthritis, avaskuläre Humeruskopfnekrose, posttraumatische Omarthrose). Die MB-Pfannen (Fa. Zimmer, Warsaw, Indiana) der TEP wurden nach 38 Monaten begutachtet, wobei

die Glenoidkomponente nicht, wie in der eigenen Studie, durch Schrauben, sondern durch ein knöchernes Einwachsen des Monoblocks mit porösem Tantal-Kiel befestigt wurde.

Nach 31 Monaten verbesserten sich die FLEX und ARO auf 131° (präoperativ: 75°) bzw. 49° (präoperativ: 5°). Vier der 19 Patienten erlitten nach durchschnittlich 30 Monaten (Range: 20 bis 56) eine Komplikation im Sinne eines Prothesenausbruches und ein weiterer Patient zeigte eine RM-Ruptur mit Protheseninstabilität.

Eine weitere Studie, welche sich mit den Ergebnissen von MB-Pfannen mit „bone-ingrowth“ (Fa. Zimmer, Warsaw, Indiana) befasste, wurde von *Taunton et al.* [91] verfasst. Das Prothesendesign besaß 3 Pegs, welche vertikal „in-line“ (d.h. nicht versetzt) angeordnet waren. In 89% der Fälle war die Indikation eine idiopathische Omarthrose (74 von 83). Patienten mit einer rheumatoiden Arthritis, einer RM-Insuffizienz oder Voroperationen wurden von der Studie ausgeschlossen. Das FU lag bei mindestens bei 2 Jahren und durchschnittlich bei 9,5 Jahren, wobei die radiologische Auswertung nach 7,1 Jahren erfolgte. Die ABD besserte sich von 102° auf 135° und die ARO von 27° auf 56°.

Insgesamt mussten 26 Patienten revidiert werden. Innerhalb der Revisionsgruppe zeigte sich in 15 Fällen ein PE-Verbrauch, in 9 bzw. 6 Fällen eine Lockerung der humeralen bzw. glenoidalen Komponente und in 2 Fällen ein Verschleiß des Metallträgers. Die Autoren erklären die hohe Komplikationsrate ähnlich wie *Boileau et al.* [171] durch einen initialen PE-Verbrauch, welcher zu einer Osteolyse mit anschließender Glenoidlockerung führt. Bei der Analyse der Revisionsfälle konnten keine patientenbezogenen Risikofaktoren identifiziert werden. Abschließend empfahlen die Autoren, die entsprechende Prothese angesichts der hohen Revisionsrate nur in Sonderfällen zu verwenden. Im späteren Verlauf wurde die Prothese vollständig von der medizinischen Verwendung ausgeschlossen.

Nach der Rücknahme der genannten Prothese wurden die Ergebnisse der zweiten Generation eines MB-Implantats von Merolla et al. [92] evaluiert. Die zweite Prothesengeneration hatte zusätzlich zu den ursprünglichen drei Pegs noch zwei weitere Zapfen, welche sich jeweils anterior bzw. posterior von der originalen Anordnung befanden und neuerdings ein kreuzförmiges Muster ergaben. Ausschließlich Patienten mit einer Omarthrose wurden eingeschlossen. Nach 38 Monaten (mindestens 24 Monaten) musste bei keinem der 40 Patienten (Durchschnittsalter: 64 Jahre) eine Revision vorgenommen werden. Der CS veränderte sich signifikant von 23 auf 70 Punkte und auch dessen Teilaspekte konnten punktetechnisch verbessert werden. Bei einem Patienten wurde eine Ruptur der RM festgestellt, welche allerdings nicht revidiert wurde. Ein weiterer Patient zeigte einen leichten asymptomatischen PE-Verbrauch.

Dieses Profil an Komplikationen entspricht auch den Beobachtungen in der eigenen Arbeit.

Die bisher genannten Quellen beschreiben überwiegend unbefriedigende Ergebnisse bei MB-Pfannen. Es ist jedoch nötig, grundsätzlich zwischen den einzelnen MB-Designs zu differenzieren, um genauere Erkenntnisse über den Versagensmechanismus zu gewinnen. Die erwähnten Übersichtsarbeiten [20, 21, 181] eignen sich dementsprechend nur begrenzt. Besonders die Arbeiten von *Sharplin et al.* [213] und *Fox et al.* [181] zeigen, dass nicht-zementierte Systeme mitunter große Unterschiede hinsichtlich der Überlebensrate aufweisen. Ebenso können sich Änderungen im Prothesendesign und Fixationsmechanismus positiv auf die Überlebensrate und das Komplikationsprofil auswirken [92].

Neben den Implantateigenschaften sind aber primär die Patientencharakteristika wie das Alter und der präoperative Zustand des Schultergelenks für eine genaue Analyse relevant. *Page et al.* [20], *Clitherow et al.* [21] und *Sharplin et al.* [213] beschreiben diesbezüglich weder den Verlauf vor der Revision noch die Revision

selbst. Somit ergeben sich keine Folgerungen über den Einfluss von präoperativen Patienteneigenschaften.

Castagna et al. [93] untersuchten 35 Patienten mit einem **MB-Glenoid** nach durchschnittlich 75,4 Monaten (48-154 Monate). Neben 27 Patienten mit idiopathischer Omarthrose wurden 5 Patienten mit posttraumatischer Omarthrose und 3 Patienten mit rheumatoider Arthritis nachuntersucht. Die Fixierung der Glenoidkomponente erfolgte durch zwei periphere 6,5mm Schrauben und einem zentralen Hohlzylinder. Der absolute CS verbesserte sich von 35,2 (Range 14-48) auf 70,8 Punkte (Range 53-84). Dieses Wertepaar ähnelt unseren Ergebnissen mit 31,5 Punkten (Range 16-49) präoperativ und 71,6 Punkten (Range 61-79) postoperativ, auch wenn der kürzere FU von 55,3 Monaten in der eigenen Arbeit zu beachten ist. Außerdem wurden hier nur Patienten mit idiopathischer Omarthrose miteingeschlossen, während die Inklusionskriterien bei *Castagna et al.* verschiedene Pathologien beinhalteten. In beiden Studien musste keine Prothese revidiert werden und auch Verschiebungen oder Verkippungen einer MB-Pfanne wurden nicht beobachtet.

Leschinger et al. [94] beurteilten die mittelfristigen Ergebnisse von 103 Patienten, welche eine TEP mit **Kiel-Pfanne** im Rahmen einer idiopathischen Omarthrose erhalten hatten. Das durchschnittliche Alter bzw. FU betrug 66 bzw. 6 Jahre. Es zeigte sich eine Verbesserung des CS von 25 Punkten (34%) auf 65% (90%). Die Komplikationsrate betrug 5%, wobei keine Implantat-assoziierten Komplikationen auftraten und diesbezüglich keine TEP revidiert werden musste. Somit liegen vergleichbare Ergebnisse vor.

Raiss et al. [95] analysierten die Ergebnisse von **21 Kiel-Pfannen** nach 7 Jahren bei Patienten mit endgradiger Omarthrose. Nach einem FU von mindestens 5 Jahren musste keine Prothese revidiert werden und nur in einem Fall wurde eine

RM-Ruptur festgestellt. Der CS verbesserte sich absolut von 24,1 Punkten auf 64,5 Punkte und relativ von 30,4% auf 83%. Alle Subkategorien des CS verbesserten sich ebenfalls höchst signifikant. Bei der Beweglichkeit stieg die FLEX von 77,9° auf 128,6°; die ABD von 60,5° auf 111,2° und die ARO von -2,4° auf 30,5°. Es fällt grundsätzlich auf, dass die Beweglichkeit sowie die CS-Unterkategorien „Schmerz“ und „ROM“ im Vergleich zu der eigenen Studie sowohl prä- als auch postoperativ geringer sind.

Greiner et al. [205] konnten 90 Patienten mit **Peg-Prothesen** nach 58 Monaten nachuntersuchen. Lediglich 58% der Patienten erhielten ursprünglich die Diagnose einer idiopathischen Omarthrose, während 42% eine sekundäre Omarthrose aufwiesen. Der CS stieg absolut von 21,5 Punkten auf 62,3 Punkte und relativ von 29% auf 84,2%. Die FLEX verbesserte sich prä- zu postoperativ von 70,1° auf 129,7°, während sich die ABD von 54,3° auf 116,1° verbesserte. Die Punktzahl in der CS-Kategorie „Schmerz“ stieg von 2,2 Punkten auf 12,3 Punkte und drei Patienten (3%) wurden aufgrund einer Glenoidlockerung erneut operiert. Ähnlich wie bei *Raiss et al.* [95] zeigen sich die prä- und postoperative ROM im Vergleich zur eigenen Arbeit erniedrigt, wohingegen der jeweilige Zugewinn an Beweglichkeit von prä- zu postoperativ vergleichbar ist.

Dies lässt vermuten, dass sich eine frühere operative Therapie mit geringerer (schmerzbedingter) Bewegungseinschränkung -nicht nur kurzfristig- positiv auf die postoperativen Werte für ROM und CS auswirkt.

Throckmorton et al. [96] veröffentlichten 2010 eine Vergleichsstudie zwischen 50 **Kiel-** und 50 **Peg-Pfannen** zur Therapie einer primären Omarthrose. Das FU der Kiel-Gruppe betrug 51 Monate; das der Peg-Gruppe 46 Monate. Es waren keine Revisionen nötig. Die jeweilige FLEX verbesserte sich von 103,7° auf 150° (Kiel) bzw. 96,7° auf 147° (Peg), während die ARO von 28,8° auf 58° bzw. 25,2° auf 53,2° stieg. Die prä- und postoperative Beweglichkeit sowie das FU

unterschieden sich nicht signifikant zwischen den Glenoidkomponenten. In jede Gruppe gab es drei Komplikationen: Jeweils ein Kiel-Glenoid zeigte eine symptomatische Glenoidlockerung und posteriore Instabilität, wohingegen jeweils ein Peg-Glenoid eine anteriore bzw. posteriore Instabilität aufwies. Die verbleibenden zwei Komplikationen waren nicht Implantat-assoziiert. In der eigenen Studie kam es bei zwei Kiel-Pfannen zu einer Pfannenmigration mit PE-Verbrauch. Trotz fehlender Unterschiede in der postoperativen FLEX sind die Ergebnisse von *Throckmorton et al.* mit den eigenen vergleichbar.

Studienergebnisse eines Vorläufermodells des hier verwendeten **MB-Glenoids** werden von *Montoya et al.* [170] beschrieben. Analog zu der eigenen Arbeit wurden nur Patienten mit idiopathischer Omarthrose ohne Voroperationen in die Studie aufgenommen. Auch der FU der 50 Patienten (53 operierte Schultern) ist mit 64 Monaten sehr ähnlich. Der absolute CS stieg von 37,37 Punkten auf 66,97 Punkte und relativ betrachtet besserte er sich von 49% auf 90%. Auch der Aspekt „Schmerz“ des CS stieg von 5,7 Punkten auf 12,9 Punkte. Die postoperativen Werte für FLEX, ABD und ARO betragen 146°; 133°; 44°. Das Vorläufermodell hatte eine Gesamtdicke von 6mm und wurde neben 2 peripheren Pegs mit einer zentralen Hohlschraube im Knochen befestigt. Es gab zwar keine unmittelbaren postoperativen Komplikationen, aber nach 68 Monaten betrug die Revisionsrate 11,3% (n=6). In 5 Fällen kam es durch einen Bruch der zentralen Hohlschraube zu einer Lockerung der Glenoidkomponente, wobei alle 5 Patienten eine intakte RM hatten. Ein exzentrischer bzw. konzentrischer PE-Verbrauch lag bei 2 bzw. 1 Patienten vor, wobei sich einer der beiden Patienten mit exzentrischem PE-Verbrauch erneut einer Operation unterzog. Als Gründe für das Versagen der MB-Pfannen nannten die Autoren einen zu dicken Metallträger mit zu dünnem PE-Inlay, was ein „Overstuffing“ mit PE-Verbrauch begünstigte. Schraubenbrüche mit einer Komponentenlockerung stellten ebenso wie ein disloziertes PE einen möglichen Versagensgrund dar. In der Studie wurden die Revisionen auf eine

mangelnde Stabilität durch die Pegs oder die Hohlschraube und ein zu dünnes PE (2,5mm zentral) zurückgeführt. Die Glenoidkomponente in der eigenen Arbeit scheint diese Komplikationen durch einen stabileren Verankerungsmechanismus ohne übermäßige Implantatdicke zu verringern.

Vuillermine et al. [97] setzten sich ebenfalls mit **MB-Pfannen** auseinander, welche mitunter durch eine zentrale Hohlschraube befestigt wurden und humeralseitig jeweils eine Schaftprothese eingesetzt wurde. Fälle mit einem B2-Glenoid oder mangelnder Knochenqualität wurden ausgeschlossen. 50 Patienten (51 TEPs) mit einem Durchschnittsalter von 70,4 Jahren konnten nach 5,5 Jahren erneut untersucht werden.

4 der 51 Fälle erhielten aufgrund von fraglicher Knochenqualität am Glenoid eine Kiel-Pfanne, 2 Patienten erhielten kein Pfannenimplantat. 17 der 45 Patienten mit einer MB-Pfanne wurden erneut operiert (38%), wovon sich 13 auf eine Lockerung der Glenoidkomponente bezogen. In 6 Fällen hatte sich die Basisplatte schmerzhaft gelockert. 4 bzw. 3 Fälle zeigten eine Glenoiddissoziation oder einen Schraubenbruch, der sich bei der Revision als ein Scherbruch des oberflächlichen Schraubenteils darstellte, während der tiefe Anteil noch im Knochen fixiert war. Das durchschnittliche FU bis zur Revision betrug 25,4 Monate. Neben den direkten Implantat-assoziierten Komplikationen erlitten 3 weitere Patienten eine Ruptur der RM. In einem Fall kam es zur Delamination der PE-Komponente, welche nachfolgend ausgetauscht wurde.

Den zentralen Versagensgrund des MB-Glenoids sehen die Autoren in der mangelnden Stabilität durch die Hohlschraube, was sich auch in Prothesenlockerungen und Schraubenbrüchen äußerte. Außerdem bestand kein Verriegelungsmechanismus zwischen Hohlschraube und Basisplatte. Abgesehen von dem Status der RM wurden keine präoperativen klinisch-radiologischen Patientendaten beschrieben. Die Revisionen können somit -auch aufgrund der

Datenextraktion aus einem Register- nicht auf einzelne Patientenfaktoren zurückgeführt werden.

Katz et al. [204] untersuchten die radiologischen Resultate von 143 Patienten mit einer **MB-Pfanne** bis zu einem FU von maximal 24 Monaten. Die Fixierung der Basisplatte erfolgte durch zwei axiale Schrauben, wobei insbesondere bei Osteoporose oder Glenoiderosion das Einbringen einer dritten Schraube empfohlen wurde. Vier Patienten (2,8%) wiesen Zeichen einer superioren Migration des Humeruskopfes auf, während es in dieser Studie ein einziger Patient (5%) war.

Im zweiten Teil der Studie untersuchte man 35 weitere Patienten mit einem FU von mindestens 24 Monaten (Durchschnitt: 38 Monate). Die Punktezahl der CS-Kategorie „Schmerz“ konnte von 1,6 Punkten auf 13,4 Punkte verbessert werden, ebenso stiegen die Punktwerte für ADL (17,9) und Kraft (7,0). Diese drei Werte sind vergleichbar mit den postoperativen Ergebnissen der eigenen Arbeit („Schmerz“: 13,8 Punkte; „ADL“: 18,6 Punkte; „Kraft“: 7,1 Punkte). Die Werte für den absoluten CS (präoperativ: 27 Punkte, postoperativ: 70 Punkte) und die Bewegungsausmaße für FLEX (Präoperativ: 92°; postoperativ: 146°; $p < 0,001$) liegen ebenfalls in einem ähnlichen Bereich.

Bei 3 MB-Pfannen wurde eine Dissoziation festgestellt, welche in zwei Fällen operativ behoben wurde. Die Operation bestand dabei entweder in dem Wechsel auf ein zementiertes Glenoid oder dem Einbringen einer neuen PE-Komponente. In drei weiteren Fällen kam es zu einer Dislokation (1x B2-Glenoid, 2x C-Glenoid), welche jeweils revidiert werden musste. Zwei Patienten mit einer Ruptur der RM erhielten eine Konversion zu einer inversen Prothese, wodurch die Revisionsrate insgesamt 5,6% betrug.

In der eigenen Studie kam es bei MB-Pfannen zu keinen Dislokationen oder Dissoziationen, was möglicherweise auf den verbesserten Schnappmechanismus bei stabiler Initialfixation mittels dreier Schrauben zurückzuführen ist.

Walch et al. veröffentlichten 2012 eine Studie, in der ausschließlich Patienten mit B2-Glenoiden zur Therapie einer idiopathischen Omarthrose eingeschlossen wurden [44]. Bei allen implantierten Schulterprothesen (n=92) wurde eine **Kiel-Pfanne** verwendet. Das Patientenalter betrug 68 Jahre. Nach 77 Monaten betrug der CS 69 Punkte (präoperativ: 32 Punkte), wobei auch die FLEX (präoperativ: 98°, postoperativ: 143°) und ARO (präoperativ: 7°, postoperativ: 37°) signifikant verbessert werden konnten. Es wurden 15 Revisionen durchgeführt, welche aufgrund einer Glenoidlockerung (n=6), einer posterioren Instabilität (n=5) oder Weichteildefekten (n=4) erfolgten. Das durchschnittliche FU bei der Revision einer Glenoidlockerung lag bei 96 Monaten; das der Revision einer posterioren Instabilität 30 Monaten.

Glenoidlockerungen oder eine posteriore Instabilität wurden in der eigenen Studie bei Kiel-Pfannen nicht festgestellt. Dies ist möglicherweise durch das kürzere FU oder den deutlich geringeren Anteil von B2-Glenoiden bedingt (100% vs. 15%), denn B2-Glenoide können durch die präoperative posteriore Subluxation mit Glenoiderosion das „Rocking-Horse“-Phänomen der eingesetzten Glenoidkomponente fördern und zu Instabilität und Glenoidlockerung führen [203].

In einer multizentrischen Studie beurteilten *Walch et al.* [158] die klinischen und radiologischen Ergebnisse von 333 Patienten mit **Kiel-Prothese**. Das FU betrug mindestens 5 Jahre (Durchschnitt: 7,5 Jahre). Die FLEX stieg von 95° auf 147° und bei der ARO kam es zu einer Verbesserung von 9° auf 35°. Der CS betrug präoperativ 31 Punkte (relativ: 43%) und postoperativ 68 Punkte (97%). Damit entsprachen die Wertepaare sehr den eigenen Ergebnissen und waren im Gegensatz zu Greiner [205] und Raiss [95] sowohl prä- als auch postoperativ nicht erniedrigt. Bei zwei Patienten kam es 44 bzw. 108 Monate nach der operativen Therapie zu einer schmerzhaften Glenoidlockerung, welche operativ behandelt wurde. 6 weitere Patienten wurden aufgrund von Implantat-unabhängigen

Gründen erneut operiert. Nach 5 Jahren lag die Überlebensrate nach Revision von Glenoidlockerungen bei 99,7% und sank nach 10 Jahren auf 98,3%. Die grundsätzliche Überlebensrate nach Revisionen -unabhängig von der Indikation- lag bei 99,4% nach 5 Jahren und bei 96,6% nach 10 Jahren. Zwölf Patienten (3,6%) erlitten eine RM-Ruptur, welche sich klinisch durch eine kraniale Humerusmigration mit einem Kraftverlust präsentierte. In diesen Fällen war keine Revision notwendig.

Während die Überlebensrate nach 5 Jahren mit dem eigenen Wert vergleichbar ist, steht ein längerfristiger Vergleich noch aus.

Die erwähnten Resultate von *Walch et al.* [158] werden durch *Denard et al.* ergänzt, welcher im Rahmen einer multizentrischen Studie ebenfalls **Kiel-Prothesen** evaluierte [206]. Das FU der 50 Patienten mit idiopathischer Omarthrose lag erneut bei mindestens 5 Jahren (Durchschnitt 9,6 Jahre). Der CS stieg von 32 Punkten (relativer CS: 37%) auf 58 Punkte (73%), womit bei ähnlichen präoperativen Zuständen postoperativ niedrigere Werte als in der eigenen Arbeit (CS absolut: 71,7 Punkte, CS relativ: 94,9%) vorliegen. Diese Feststellung könnte durch das längere FU bedingt sein. 34% der Prothesen wurden revidiert (n=17), mehrheitlich wegen einer Glenoidlockerung (n=12), aber auch wegen einer Ruptur des M. subscapularis (n=2), humeralen Komplikationen (n=2) und einer Schultersteife (n=1). Bei Patienten ohne Revision betrug der relative CS postoperativ 80%, während Revisionsfälle vor der Revisionsoperation nur einen Wert von 44% erreichten. Die Überlebensrate hinsichtlich einer Revision wegen Glenoidlockerung betrug 98% nach 5 Jahren bzw. 63% nach 10 Jahren.

Lt. eigener Ansicht liegen die möglichen Gründe für die hohe Revisionsrate mitunter in dem jüngeren Patientenkollektiv (Durchschnitt: 51 Jahre), dem längeren FU und der heterogenen Glenoidpräparation.

In einer langfristigen Studie von *Young et al.* [207] wurden 226 Schultergelenke bei 210 Patienten mit idiopathischer Omarthrose nach Implantation einer TEP mit **Kiel-Pfanne** nachuntersucht. Ähnlich wie in der eigenen Studie wurden ausschließlich Patienten ohne Voroperationen am betroffenen Schultergelenk eingeschlossen. Das FU betrug 124 Monate und das Patientenalter lag bei 67 Jahren. Der CS stieg von 28 auf 58 Punkte, während sich die FLEX und ARO von 85° bzw. 7° auf 125° bzw. 30° verbesserten. Wie bereits bei *Denard et al.* [206] sind die postoperativen Werte des CS und der Beweglichkeit -vermutlich durch das längere FU- im Vergleich zur aktuellen Studie erniedrigt.

Die Überlebensrate der Glenoidkomponente bis zur Revision betrug 99,1% nach 5 Jahren, 94,5% nach 10 Jahren und 79,4% nach 15 Jahren. Jeweils 7% der Patienten wiesen präoperativ eine partielle oder vollständige Ruptur des M. supraspinatus auf, welche sich jedoch nicht auf das klinische Erscheinungsbild auswirkte. 9% der Schulterprothesen wurden aufgrund einer Glenoidlockerung nach durchschnittlich 123 Monaten revidiert. Zu diesem Zeitpunkt betrug der CS vor der zweiten Operation 32 Punkte.

5.2 Radiologische Ergebnisse in Bezug auf RLL und Osteolyse

In der eigenen Studie wurden die implantierten Glenoidkomponenten auf radiologische Veränderungen wie RLL und Osteolyse untersucht (s. Kap. 3.5.2.2).

Der Radiologische Score (R-Score) ist die Summe aus dem RLL-Score und dem Osteolyse-Score. Er war bei Peg-Pfannen sowohl in der Gesamtbetrachtung der beiden Röntgenaufnahmen (true-a.p. und axial) als auch bei der isolierten Betrachtung des true-a.p. Röntgenbildes am höchsten. Andererseits war der R-Score in der axialen Röntgenaufnahme bei MB-Pfannen am niedrigsten.

Der RLL-Score hatte bei Peg-Prothesen nicht nur bei der kombinierten Berechnung (true-a.p. und axial), sondern auch pro Röntgenaufnahme einen jeweils höheren Wert als bei MB-Pfannen. Unterschiede zwischen den Gruppen pro Zone (A, B, C, 1, 2, 3) bestanden nicht.

Weiterhin traten RLL häufiger bei Peg-Prothesen als bei MB-Prothesen auf (77,8% vs. 30%). Die Quote der Kiel-Prothesen lag mit 63,2% zwischen den beiden Werten. Auch bei der isolierten Betrachtung der true-a.p. Aufnahme und der axialen Aufnahme waren RLL bei Peg-Pfannen häufiger als bei MB-Pfannen (true-a.p.- Peg: 65% vs. MB: 20%; axial- Peg: 55,6% vs. MB: 20%). Erneut befand sich die Quote der Kiel-Pfannen dazwischen (true-a.p.: 45%; axial: 36,8%).

Eine Häufigkeitsanalyse der RLL pro Zone ergab eine höhere Quote bei Peg-Pfannen gegenüber MB-Pfannen in Zone B (true-a.p., Peg: 45% vs. MB: 10%). Axial zeigten MB-Pfannen 0% RLL in Zone 2 und lagen damit unter den Werten der Kiel- (21,1%) und Peg-Pfannen (33,3%).

Der Osteolyse-Score war insgesamt und in der true-a.p. Aufnahme bei Peg-Pfannen größer als bei den anderen beiden Pfannentypen. Diese Unterschiede bestanden auch bei der Analyse der einzelnen Zonen A, B und C, wobei in Zone A jedoch kein Unterschied zwischen Peg- und MB-Prothesen bestand. In der axialen Aufnahme war der Osteolyse-Score bei MB-Pfannen geringer als bei den zementierten Prothesen.

Eine Häufigkeitsanalyse der Osteolyse ergab eine bei der kombinierten und isolierten Betrachtung der Röntgenaufnahmen eine höhere Quote bei Peg-Pfannen. Die einzige Ausnahme bestand zwischen den zementierten Systemen in der axialen Aufnahme, wo sich keine Differenzen ergaben. In der zentralen axialen Zone 2 hatten MB-Pfannen eine niedrigere Inzidenz einer Osteolyse als zementierte Systeme.

Die Ergebnisse der eigenen Arbeit sind kongruent zu den Aussagen von *Papadonikolakis et al.* [185]. Dort hatten zementierte Systeme im Vergleich zu nicht-zementierten Systemen eine höhere Inzidenz von RLL (42,5% vs. 34,9%). Ein Vergleich hinsichtlich der radiologischen Versagensrate mit deutlicher Progression nach ca. 7 Jahren FU steht aus.

Mit Ausnahme der Studie von Greiner et al. [205] werden im folgenden Text ausschließlich die RLL in der true-a.p. Röntgenaufnahme verglichen. Das heißt, dass bis auf die Studie von Greiner et al. alle anderen Arbeiten nur die True a.p. Bilder auswerteten und keine Analyse der axialen Bilder erfolgte.

Merolla et al. [92] stellten nach 38 Monaten bei nur 2 der 40 **MB-Glenoide** (5%) RLL fest. Die RLL lagen, entsprechend der eigenen Zone A, in dem Bereich zwischen dem superioren Pfannenrand und dem zentralen Peg. Sie hatten eine Dicke von < 1 mm und waren klinisch unauffällig. Die geringere Inzidenz der RLL im Vergleich zur eigenen Arbeit lässt sich möglicherweise durch das kürzere FU und den geringeren Anteil von B2-Glenoiden (7%) erklären.

Bzgl. der eigenen Arbeit ist jedoch zu erwähnen, dass bei 5 der 20 MB-Implantate keine Zentralschraube verwendet wurde. Bei drei dieser 5 Implantate waren im true-a.p. Röntgenbild RLL in mindestens 2 Zonen vorhanden. Von den verbleibenden 15 Pfannenimplantaten zeigte nur ein Fall in der gleichen Röntgenaufnahme RLL. Die höhere Rate von RLL bei fehlender Zentralschraube ($p=0,032$) betont deren Rolle in der adäquaten Pfannenfixation.

Raiss et al. [208] untersuchten in einer Studie 114 Patienten mit **Kiel-Pfannen** ebenfalls nach 38 Monaten. Wie in der eigenen Studie auch bestand die Indikation in einer primären Omarthrose ohne Voroperationen an dem behandelten Schultergelenk. In 33% der Fälle lagen RLL vor, aber keine Pfannenkomponente unterlag dem Risiko einer groben Lockerung. Ein Aggravieren der RLL wurde

jedoch festgestellt: Im Vergleich zu der direkten postoperativen Analyse waren RLL nach 38 Monaten bei 37% bzw. 34% der Patienten am superioren bzw. inferioren Pfannenanteil vorhanden, während nur 1% der Patienten RLL am zentralen Anteil aufwiesen. In der eigenen Studie wiesen 45% der Kiel Pfannen RLL auf. 25% der Patienten zeigten RLL am superioren Pfannenrand (Zone A) und 15% am inferioren Pfannenrand (Zone C). Die Häufigkeit der RLL in der zentralen Zone B lag mit 40% deutlich höher. Angesichts des kürzeren FU von ca. anderthalb Jahren bei *Raiss et al.* ist es möglich, dass deren Anteil der RLL im zentralen Bereich, welcher der eigenen Zone B entspricht, bis zum eigenen FU von 59 Monaten entsprechend zunimmt.

In der Studie von *Throckmorton et al.* [96] wurden zementierte Pfannensysteme gegenübergestellt. Nach 51 Monaten wiesen 78% (39 von 50) der **Kiel-Prothesen** RLL auf, während es bei den **Peg-Prothesen** 74% (37 von 50) nach 46 Monaten waren. Weiterhin unterteilten die Autoren die Glenoidkomponente im Röntgenbild nach Zonen. Dort lag der kombinierte Anteil von RLL für Zone A und C (übertragen auf die eigene Arbeit) bei 44% für Kiel-Prothesen und 38% bei Peg-Prothesen. In der eigenen Arbeit lag die Inzidenz von RLL für Kiel- und Peg-Prothesen bei 45% bzw. 65%. In den Zonen A und C betragen die Anteile 25% und 15% für Kiel-Prothesen sowie 40% und 45% für Peg-Prothesen.

Die höhere Inzidenz der RLL bei *Throckmorton et al.* kann durch mehrere Faktoren erklärt werden: Eine Selektion anhand des FU führte zu einem Ausschluss von Kiel-Pfannen mit längerem bzw. Peg-Pfannen mit kürzerem FU. Ferner erfolgte bei der intraoperativen Glenoidpräparation eine Kürettage des Spongiosaknochens, was sich negativ auf die Entstehung von RLL auswirkt [207]. Zusätzlich wiesen 58% der Kiel-Prothesen (n=29) und 44% der Peg-Prothesen (n=22) eine postoperative Subluxation auf, wobei eine andere Klassifikation (leicht: < 25% Subluxation, mittelschwer: 25-50%, schwer: > 50%) als in der eigenen Arbeit verwendet wurde.

Schoch et al. [209] verglichen ebenfalls die RLL zwischen zementierten Pfannensystemen nach ca. 64 Monaten. In 186 Fällen wurde eine **Kiel-Pfanne** und in 306 Fällen eine **Peg-Pfanne** verwendet. Peg-Pfannen zeigten häufiger RLL als Kiel-Pfannen (68% vs. 59%), was auch mit den eigenen Resultaten übereinstimmt (Peg: 65% vs. Kiel: 45%). 9% (17 von 184 Patienten) der Patienten mit RLL wiesen eine grobe Lockerung auf, welche in unserer Studie nicht beobachtet wurde. Eine Ursachenanalyse für die grobe Lockerung ist nicht möglich, da weder die operative Technik noch der Anteil von exzentrischen Glenoidmorphologien (B1, B2, B3) beschrieben wurden.

Greiner et al. [205] waren neben der eigenen Studie die einzige Arbeitsgruppe, welche RLL nicht nur in true-a.p., sondern auch in der axialen Röntgenaufnahme quantifizierte. Das true-a.p. Röntgenbild der befundeten **Peg-Prothesen** wurde dort in fünf Zonen unterteilt, wobei Zone 1 der Zone A und Zone 5 der Zone C entspricht. Axial betrachtet gab es analog zu der eigenen Arbeit 3 Zonen, welche nahezu identisch mit den eigenen waren. RLL wurden bei 77% der untersuchten Patienten nach 59 Monaten beobachtet, was mit unserer Gesamtquote von 78% nahezu identisch ist. Die Häufigkeit von RLL in Zone 1 (Zone A) und Zone 3 (Zone C) betrug dort 56% bzw. 57% und liegt damit über den eigenen Werten der Peg-Gruppe von 40% bzw. 45%. Auch die Analyse der axialen Zonen ergab höhere Werte als die Ergebnisse als bei der eigenen Peg-Gruppe (Zone 1: 72% vs. 33%; Zone 2: 94% vs. 33%; Zone 3: 60% vs. 28%). Tendenziell ist erkennbar, dass die RLL in beiden Studien häufiger am anterioren Rand der Pfanne vorkommen.

Eine Erklärung für die (v.a. axial) höhere Lockerungsrate bei *Greiner et al.* könnte in den verschiedenen Fixierungsmustern der Glenoidkomponenten liegen. Die Peg-Prothese in der eigenen Arbeit verfügt neben den zwei Pegs über einen

horizontalen Kiel, welcher für die bessere (axiale) Stabilisierung verantwortlich sein könnte.

In der bereits erwähnten Studie von *Castagna et al.* [93] zeigten sich nach 75 Monaten bei 8 Patienten mit **MB-Glenoid** (23%) RLL < 2 mm. Unsere Ergebnisse bei 20 Patienten zeigten in 25% der Fälle RLL < 2 mm. Bei *Castagna et al.* wiesen 2 von 35 Patienten (5,7%) ein B2-Glenoid auf, während der entsprechende Anteil in der eigenen Studie 35% (7 von 20) beträgt. Die Unterschiede hinsichtlich der Häufigkeit von B2-Glenoiden könnten die gleiche Inzidenz von RLL bei unterschiedlichem FU erklären, da B2-Glenoide eine radiologische Lockerung begünstigen [205].

Die Studie von *Raiss et al.* [95] mit einer Studiengröße von 21 Patienten mit **Kiel-Pfanne** beschrieb eine RLL-Quote von 48% nach 7 Jahren. Die Breite der RLL betrug maximal 1 mm; bei 4 der Patienten handelte es sich jedoch um komplette RLL. In der eigenen Studie zeigten 45% der Kiel-Prothesen in der true-a.p. Röntgenaufnahme RLL. Nur ein Patient hatte in einer Zone (Zone A) eine RLL \geq 2 mm. Dieser repräsentierte auch den einzigen Fall der Kiel-Prothesen, bei dem in allen 3 Zonen des true-a.p. Röntgenbildes RLL vorhanden waren.

Eine weitere Studie über **Kiel-Pfannen** bei Schulterprothesen stammte von *Fox et al.* [210], in der die radiologischen Ergebnisse von 151 Kiel-Prothesen nach 8 Jahren evaluiert wurden. Die primäre Omarthrose war nur in 58% der Fälle der Grund für eine Operation, gefolgt von inflammatorischen (19%), traumatischen (11%) oder sonstigen (11%) Ursachen. Nach 5 Jahren lag die radiologische Überlebensrate bei 99%. 68% der Patienten zeigten RLL wobei 21% eine RLL am Pfannenrand ohne Beteiligung des Kiels hatten. 34% zeigten eine Pfannenverschiebung, welche aber erst nach frühestens 5 Jahren auftrat. In der eigenen Studie betrug der kombinierte Anteil von RLL am Pfannenrand (Zone A,

Zone C) 35% und insgesamt lagen bei 45% der Kiel-Pfannen RLL vor, ohne dass es zu einer Revision kam.

McLendon et al. [211] analysierten 287 radiologischen Aufnahmen von **Peg-Pfannen**. Nach 7 Jahren zeigten sich bei 71% aller operierten Schultern RLL, während die eigenen Ergebnisse einen Anteil von 65% nach ca. 5 Jahren beschreiben. Von den 287 implantierten Pfannen wurden 120 (42%) als radiologisch locker identifiziert, was auf dem längeren FU oder dem damaligen Prothesendesign beruhen könnte. Denn ähnlich wie bei der Studie von *Throckmorton et al.* [96] waren die Pegs der „Cofield II all-polyethylene pegged“ „in-line“ angeordnet. Es ist jedoch zu erwähnen, dass die Überlebensrate ohne Revision von 99% bei 5 Jahren den eigenen Ergebnissen ähnelt.

Beim Vergleich der Resultate mit Ergebnissen aus der gleichen Institution (Mayo Clinic) zeigten *McLendon et al.* weiterhin, dass Peg-Pfannen ein ca. doppelt so hohes Risiko für ein klinisches und radiologisches Versagen wie Kiel-Prothesen aufweisen. In unserer Studie gilt es abzuwarten, ob die höhere Inzidenz von RLL und Osteolyse bei Peg-Pfannen zu einem ähnlichen Ergebnis führt.

Eine radiologische Analyse von *Kasten et al.* [17] bei 87 **Kiel-Prothesen** ergab eine Glenoidlockerung von 9% nach 5 Jahren bzw. 33% nach 9 Jahren. Direkt postoperativ hatten die Prothesen in 16% bis 30% RLL peripher an der Glenoidrückfläche und in 4% bis 11% zentral am Kiel selbst. Nach 6,8 Jahren waren diese Prozentbereiche auf 39% bis 48% bzw. 64 bis 76% angestiegen. In der eigenen Arbeit beträgt die kombinierte Quote für RLL an der oberen (Zone A) und unteren (Zone C) Pfannenrückfläche 35%; am Kiel selbst waren es 40%, sodass vergleichbare Ergebnisse vorliegen. Die Zunahme von RLL am zentralen Kiel im eigenen Patientenkollektiv ist abzuwarten.

Walch *et al.* [158] beobachteten nach 7,5 Jahren bei 19% der 333 Patienten mit Kiel-Prothese eine definitive radiologische Lockerung. 68,1% zeigen RLL ohne Lockerung, während die eigene Arbeit eine Quote von 45% aufwies. Die radiologische Überlebensrate hinsichtlich einer Glenoidlockerung betrug nach 5 Jahren 99,7% und nach 10 Jahren 51,5%. Dabei wurde in 17,6% der Fälle eine superiore humerale Migration beobachtet.

Ein radiologischer Vergleich mit der eigenen Arbeit fällt wegen der unterschiedlichen Klassifikation und Punktebewertung von RLL schwer. Jedoch stimmen die radiologischen Überlebensraten nach 5 Jahren mit der eigenen Arbeit überein.

Denard *et al.* [212] konnten bei 37 der 50 von ihnen untersuchten Patienten mit **Kiel-Prothese** sowohl prä- als auch postoperative radiologische Bilder befunden. Beim letzten FU nach 116 Monaten lagen in 63% der Fälle RLL vor und 44% zeigten Zeichen einer definitiven Lockerung. Tendenziell hatten die Patienten mit einer definitiven Glenoidlockerung einen niedrigeren relativen CS (75%) im Gegensatz zu den verbleibenden Patienten (86%).

Zusätzlich wurde auch die Glenoidmorphologie nach Walch analysiert. Sie ergab in 10 Fällen den Typ A1, in 7 Fällen den Typ A2, in 12 Fällen den Typ B1 und in 11 Fällen den Typ B2. B-Glenoide hatten nach 10 Jahren eine niedrigere Überlebensrate (50%) als A-Glenoide (87,5%), ohne dass dabei eine statistische Signifikanz festgestellt werden konnte ($p=0,178$). Insgesamt erreichten nur 30% der Glenoidimplantate eine Standzeit von über 10 Jahren, sodass im eigenen Patientenkollektiv eindeutig auf eine spätere Glenoidlockerung zu achten ist. In der eigenen Arbeit hatten Patienten mit RLL (bisher) keine niedrigeren Werte für den absoluten bzw. relativen CS ($p>0,05$).

Die langfristigen Ergebnisse von Young *et al.* [207] nach 124 Monaten ergaben bei **210 Kiel-Prothesen** eine Überlebensrate bis zur radiologischen Glenoidlockerung von 99,1% nach 5 Jahren, 80,3% nach 10 Jahren und 33,6%

nach 15 Jahren. 46% der Glenoide zeigten eine definitive Lockerung. Eine Knochenkompaktierung bei der Glenoidpräparation wirkte sich bei *Young et al.* im Gegensatz zu einer reinen Kürettage positiv auf das Vorhandensein von RLL aus. Die superiore humerale Migration, welche beim FU in 47% der Fälle vorlag, ging mit einem höheren Ausmaß an RLL und Glenoidlockerung einher.

Auch im Vergleich zu dieser Studie gilt es, im späteren Verlauf Glenoidlockerungen oder einen Humeruskopfhochstand bei dem eigenen Patientenkollektiv zu registrieren.

Neben dem Vorhandensein der RLL stellt sich die Frage, inwiefern diese in ihrer Häufigkeit und Schwere (Dicke, Ausbreitung) progredieren. Grundsätzlich wurde eine Progression in mehreren Studien beobachtet [17, 96, 158, 207, 208, 209, 210, 211].

Lt. *McLendon et al.* [211] nimmt die Progression v.a. ab einem FU von 5 Jahren zu und reduziert die radiologische Überlebensrate deutlich.

Schoch et al. [209] beobachteten nicht nur eine Zunahme der Häufigkeit und des Schweregrads der RLL im zeitlichen Verlauf, sondern sie stellten ein längeres FU bei Patienten mit RLL fest (5,9 vs. 5 Jahre). Neben einer niedrigeren postoperativen FLEX und ARO waren bei Patienten mit RLL auch niedrigere Werte auf anderen Bewertungsskalen („ASES Score“, „UCLA Score“, „SPADI Score“) zu beobachten. Tendenziell ging ein höherer Schweregrad der RLL mit mehr Komplikationen und einer geringeren Verbesserung der FLEX und der Bewertungsskalen nach der Operation einher.

Eine Revision erfolgte bei dieser Gruppe in den meisten Fällen (14 von 21) wegen einer Glenoidlockerung. In der eigenen Arbeit zeigten Patienten mit RLL keine niedrigeren Werte hinsichtlich der Beweglichkeit und des CS. Patienten mit RLL hatten ein längeres FU (60 Monate vs. 56 Monate); dessen Differenz aber nicht signifikant war ($p > 0,05$).

Merolla et al. [92] stellten keinen Zusammenhang zwischen radiologischen Veränderungen und den klinischen Ergebnissen fest. Die Erklärung hierfür liegt möglicherweise in dem kurzen FU (38 Monate) und der geringen Inzidenz (5%) von RLL.

Auch *Greiner et al.* [205] konnten keinen Zusammenhang zwischen dem radiologischen Schweregrad der RLL und dem CS erkennen. Die RLL waren zwar in 77% der Fälle vorhanden, sie befanden sich aber mehrheitlich an der Rückfläche der Glenoidkomponente und hatten nur in Einzelfällen eine Dicke > 1 mm. Nur in einem Fall hatte sich die Glenoidkomponente grob gelockert und verschoben. *Greiner et al.* postulierten ebenfalls, dass kein Zusammenhang zwischen dem FU und dem verwendeten RLL-Score besteht. Hierfür unterteilten Sie das Patientengut in zwei Gruppen, wobei Gruppe 1 ein FU <5 Jahre und Gruppe 2 ein FU >5 Jahre hatte. Dabei war auffällig, dass Gruppe 2 sowohl eine geringere Inzidenz als auch einen niedrigeren Schweregrad von RLL aufwies. Weitere Patientendaten zu diesen beiden Gruppen werden jedoch nicht genannt, sodass man über die möglichen Einflussfaktoren keine Aussagen treffen kann.

Eine mögliche Erklärung für den fehlenden Zusammenhang zwischen RLL und klinischen Ergebnissen besteht in dem zu kurzen FU. *Kasten et al.* [17], *Walch et al.* [158] und *Young et al.* [207] beschreiben jedoch längerfristige Ergebnisse.

Kasten et al. fanden eine Korrelation zwischen einer Glenoidlockerung und der CS-Kategorie „Schmerz“. Konkret wird eine Punktzahl von höchstens 9 (von 15 Punkten) auf der CS-Skala „Schmerz“ mit einer Glenoidlockerung in Verbindung gebracht. Bei den eigenen Ergebnissen existierte keine Korrelation zwischen dem postoperativen Schmerz und einem radiologischen Score, was am Ehesten durch das Fehlen von hochgradigen Glenoidlockerungen und ein kürzeres FU bedingt ist.

Walch et al. [158] fanden heraus, dass sich ein höheres Ausmaß von RLL negativ auf den absoluten und relativen CS inkl. der Unterkategorien „Schmerz“ und

„ADL“ auswirkte. Eine Verschlechterung dieser Aspekte trat aber erst bei einer definitiven Glenoidlockerung nach ca. 10 Jahren ein. Andererseits schienen die RLL bis zu einem FU von ca. 7 Jahren konstant niedrig zu bleiben, ehe eine eindeutige Progression der RLL beobachtet werden konnte. Die Autoren beschreiben weiterhin, dass die bedenkliche Rate an radiologischen Lockerungen erst ab einem FU >5 Jahren ersichtlich wurde.

Young et al. [207] fanden heraus, dass die Rate an Glenoidrevisionen und radiologischen Lockerungen mit einem längeren FU einhergingen. Erneut traf diese Beobachtung erst ab einem FU von mindestens 5 Jahren zu und stieg insbesondere im Zeitraum von 5 bis 10 Jahren nach der Operation. Außerdem wirkten sich zunehmende RLL neben der FLEX auch negativ auf den absoluten und relativen CS mit den Unterkategorien „Schmerz“ und „ADL“ aus. Diese klinischen Veränderungen waren aber, ähnlich der vorher genannten Studie, erst bei einer definitiven Glenoidlockerung signifikant. Es wurde postuliert, dass RLL nicht nur progredieren, sondern auch zu einer radiologischen Lockerung der Glenoidprothese führen. Diese wiederum wirkt sich negativ auf die klinischen Ergebnisse aus und bedarf letztendlich einer Revision.

Das FU bis zu einer Revision aufgrund von einer Glenoidlockerung scheint insgesamt erst langfristig zu erfolgen [206, 207, 213], was die Revisionsrate von 0% nach 5 Jahren in der eigenen Arbeit erklären könnte.

Grundsätzlich sollten die Patienten der eigenen Arbeit nach einem längeren FU erneut untersucht werden, um den Einfluss von RLL auf die klinischen Resultate und die Überlebensrate zu re-evaluieren. Dabei ist neben dem Auftreten und Ausbreiten von RLL auf die Entwicklung einer vollständigen Glenoidlockerung mit begleitender klinischer Symptomatik zu achten.

Neben den RLL werden in den folgenden Abschnitten die Ergebnisse hinsichtlich der Osteolyse diskutiert.

Chin et al. [145] evaluierten Peg-Prothese bei Patienten mit präoperativen B-Glenoiden [78] nach 60 Monaten. In 16% der Fälle (n=18) wurde am zentralen, prominenten Zapfen eine Osteolyse verzeichnet. Bei der eigenen Arbeit entspricht dieser Bereich am ehesten der Zone B, welche eine Inzidenz von 65% nach 62 Monaten aufwies. Die niedrige Quote von Chin et al. ist ggf. durch die isolierte Betrachtung des (nicht definierten) Bereichs am zentralen Pegs zu betrachten, wobei der Vergleich durch die nicht erwähnte Prothesenanzahl der Peg-Pfannen erschwert ist.

Watson et al. [86] fanden nach 41 Monaten bei 25% der 36 Patienten mit einer **MB-Pfanne** radiologische Anzeichen einer Osteolyse oder eines Metallabriebs. Es bestanden keine Unterschiede auf den Punkteskalen zwischen Patienten mit radiologischen Veränderungen (n=7) und Patienten ohne Veränderungen (n=29). Dieser fehlende Zusammenhang zwischen radiologischen und klinischen Parametern ist ggf. durch die geringe Fallzahl in Kombination mit einem kürzeren FU bedingt, wobei sich die höhere Inzidenz der Osteolyse in der eigenen Studie (45%) aus dem längeren FU ergeben könnte. Der fehlende Zusammenhang zwischen dem Auftreten bzw. dem Schweregrad einer Osteolyse mit klinischem Äquivalent lässt sich ebenfalls durch eine fehlende Migration oder Verkippung erklären, welche aus einer Osteolyse resultieren können [171].

Wallace et al. [216] befassten sich mit dem Abrieb von UHMWPE bei 24 explantierten MB-Pfannen, wobei der Zeitraum zwischen primärer Implantation und späterer Explantation 77 Monate betrug. Meistens stellte sich der Abrieb durch flockige Partikel dar, welche als Zeichen eines Ermüdungsverschleißes gedeutet wurden. Stabile Implantate mit einem zentralen Abrieb unterschieden

sich hinsichtlich des Abriebvolumens nicht von Implantaten mit exzentrischem Abrieb (115mm^3 vs. 112mm^3). Eine dritte Gruppe, welche durch einen Randabrieb bei instabilen Implantaten definiert war, zeigte hingegen ein deutlich höheres Abriebvolumen (545mm^3). Verglichen mit dem Abriebvolumen bei Hüftprothesen wurde eine mehr als doppelt so hohe Abriebrate bei Schulterprothesen notiert.

Für eine bessere Aussagekraft über das Abriebverhalten von UHMWPE sind Analysen mit größeren Fallzahlen empfehlenswert, da sich das Abriebvolumen präziser benennen lässt und man die Korrelation zwischen Lockerungszustand und Abrieb genauer definieren kann.

5.3 Weitere radiologische Parameter

Hoenecke et al. [79] charakterisierten 121 Schultergelenke im Hinblick auf ihre Glenoidmorphologie und humerale Subluxation. Bikonkave Glenoide wiesen in 69% (22 von 32) der Fälle eine posteriore Luxation nach Walch ($SI > 0,55$) [136] auf. Der entsprechende SI der bikonkaven Glenoide betrug 0,56.

In der eigenen Studie hatten 64% der B2-Glenoide eine posteriore Subluxation, wobei der SI aller B2-Glenoide 0,57 betrug. B1-Glenoide zeigten in 32% der Fälle eine posteriore humerale Subluxation. Insgesamt war die Quote bei B2-Glenoiden höher, auch wenn kein statistischer Unterschied bestand ($p=0,141$).

Eine Analyse der Glenoidmorphologien bei *Young et al.* [207] ergab in jeweils 48 Fällen den Typ A1 und A2. 36 Glenoide wurden dem Typ B1 und 51 Glenoide dem Typ B2 zugeteilt. Die Autoren konnten keine Unterschiede hinsichtlich der Häufigkeit von RLL zwischen A- und B-Glenoiden identifizieren. Diese Beobachtung ist mit den eigenen Erkenntnissen ($p>0,05$) kongruent.

Auch *Fox et al.* [210] konnte keine Unterschiede zwischen A- und B-Glenoiden hinsichtlich der radiologischen Versagensquote erkennen. Bei den 151 Patienten gab es präoperativ zwar in 37 Fällen ein B1-Glenoid, aber in nur 2 Fällen ein B2-Glenoid, woraus sich ein möglicher Grund für die nicht vorhandenen Unterschiede ergibt.

Greiner et al. [205] berichten, dass B2-Glenoide im Gegensatz zu den verbleibenden Glenoidtypen (A1, A2, B1) häufiger RLL aufweisen. Anhand der eigenen Daten kann dieser Aussage nur in der axialen Röntgenaufnahme zugestimmt werden (B2: 54% vs. B1/A2: 33%), auch wenn keine statistische Signifikanz vorhanden war ($p=0,201$). Außerdem hatte keiner der Patienten im eigenen Kollektiv ein A1-Glenoid.

Bei *Greiner et al.* unterschieden sich die Glenoidmorphologien in Bezug auf den postoperativen CS nicht und eine Aufzählung der Einzelwerte mit entsprechendem SI wurde nicht beschrieben. Da in der eigenen Arbeit bei ähnlichen Fallzahlen ein niedriger relativer CS bei einer höhergradigen Glenoidmorphologie bestand, sind die Differenzen möglicherweise durch die Stichprobengröße bedingt. Auch das Miteinbeziehen des konzentrischen Glenoidtyps A1 könnte einen Einfluss auf den signifikanten Unterschied bei *Greiner et al.* gehabt haben.

Chin et al. [145] konnten zwischen B1- und B2-Glenoiden keinen Unterschied hinsichtlich der ROM oder der Häufigkeit von RLL und Revisionen feststellen. Das FU lag klinisch bei 5 und radiologisch bei 3,5 Jahren. Es zeigte sich eine höhere präoperative Subluxation bei B2-Glenoiden ohne eine niedrigere postoperative ROM. In der eigenen Studie ergab sich ebenfalls eine höhere präoperative Subluxation für B2-Glenoide, auch wenn die Differenz zu B1-Glenoiden keine statistische Signifikanz erreichte ($p=0,093$). Weiterhin ging ein höherer Grad der Glenoidmorphologie (A2-B1-B2) tendenziell mit einer

geringeren FLEX ($p=0,007$) und ABD ($p=0,026$) einher. Die Abweichung zu *Chin et al.* bzgl. der Beweglichkeit ist möglicherweise auf dessen kürzeren FU zurückzuführen.

In der angesprochenen Studie über 92 B2-Glenoide [44] wurden Patienten insbesondere wegen Glenoidlockerungen nachoperiert. Der präoperative SI der B2-Glenoide betrug durchschnittlich 0,61 und 28% der implantierten Prothesen wiesen postoperativ RLL auf. Die Glenoidlockerung war signifikant mit einer posterioren Knochenerosion bzw. Subluxation und einem längeren FU assoziiert, sodass es rechnerisch nach 12,3 Jahren zu einer definitiven Glenoidlockerung kam.

Die fehlende Assoziation zwischen der Subluxation und den radiologischen Resultaten der eigenen Arbeit könnte auf der kleineren Fallzahl mit kürzerem FU beruhen. Wie bereits erwähnt hatten B2-Glenoide, welche den größten SI aller Glenoidmorphologien aufweisen, eine nicht signifikante höhere Inzidenz von RLL im axialen Röntgenbild als die Glenoidmorphologien A2 und B1.

Fox et al. [210] untersuchten neben der Glenoidmorphologie auch den Einfluss der Subluxation. Es stellte sich heraus, dass Patienten mit einer postoperativen posterioren Subluxation von mindestens 25% ein ca. 50% höheres Risiko für eine Glenoidlockerung hatten. Außerdem verdoppelte eine superiore Subluxation das Risiko für eine Glenoidlockerung auf 100%. Diese Risikozunahme durch die superiore Subluxation wurde auf das vertikale „Rocking-Horse“-Phänomen zurückgeführt.

Die eigene Untersuchung ergab eine inverse Korrelation zwischen der posterioren Subluxation nach Walch [136] und dem relativen CS. Außerdem war der absolute CS bei Patienten mit einer präoperativen posterioren Subluxation ($SI > 0,55$) gegenüber Patienten mit einer humeralen Zentrierung erniedrigt (70,7 Punkte vs.

74,2 Punkte; $p=0,017$). Zwischen diesen beiden Gruppen bestand kein Altersunterschied ($p>0,05$).

Leschinger et al. [94] zeigten ebenfalls einen negativen Einfluss der Glenoidmorphologie auf die klinischen Resultate, wo ein höherer Grad der Glenoidmorphologie postoperativ mit einem niedrigeren relativen CS einherging, was mit der eigenen Arbeit übereinstimmt. Die Verteilung der Glenoidmorphologien (A1, A2, B1, B2, C) war wie folgt: 8/24/39/2/5. Die radiologischen Vermessungen ergaben einen präoperativen LGHO von 54 mm bzw. einen AHA von 9 mm und ähneln den eigenen Resultaten.

Katz et al. [204] untersuchten bei den 143 behandelten Patienten auch die glenohumerale Lateralisierung im Rahmen der TEP. Bei einer Pfannendicke von 6,5 mm wurde im radiologischen Vergleich zur Gegenseite eine signifikante Zunahme von 3,6 mm gemessen. Die Zunahme des LGHO hatte aber keinen negativen Einfluss auf die klinischen Ergebnisse. Diese Erkenntnis spiegelt sich auch in der eigenen Arbeit wider, was mitunter durch einen posterioren „Kapselüberschuss“ im Rahmen der statischen posterioren Subluxation erklärt werden kann [44].

5.4 Vergleich mit dem „Total Evolutive Shoulder System“

Bei der Verwendung von schaftfreien Humerusprothesen in Kombination mit einem Glenoidimplantat soll in dieser Arbeit auch ein Vergleich mit dem „Total Evolutive Shoulder System“ (TESS, Biomet, Winterthur, Schweiz) stattfinden. Im Gegensatz zu der Humeruskopfprothese in der eigenen Studie („Eclipse™“, Fa. Arthrex; Freiham) mit metaphysärer Zugschrauben-Fixation wird das

„TESS“-Implantat durch eine Press-Fit Technik eingesetzt und nur metaphysär verankert.

Beck et al. [110] evaluierten die klinisch-radiologischen Ergebnisse von 20 Patienten mit „TESS“-Implantat und einer zementierten Kiel-Prothese. Es wurden mehrheitlich Fälle mit idiopathischer, aber auch rheumatoider Arthritis eingeschlossen. Nach 94 Monaten zeigten 18 der 20 Kiel-Prothesen (90%) RLL, was deutlich über der eigenen Quote (63,2%) liegt. Einerseits kann dies auf den längeren FU und den Fixationsmechanismus, aber auch an die heterogenen Indikationen zurückgeführt werden, da die RLL bei *Beck et al.* insbesondere bei Patienten mit rheumatoider Arthritis auftraten. Jeweils eine Revision wurde aufgrund einer Glenoidlockerung und einer traumatischen periprothetischen Fraktur durchgeführt. Somit zeigte sich in der eigenen Studie auch eine niedrigere Rate an Implantat-assoziierten Revisionen.

Razmjou et al. [109] beurteilten 17 „TESS“-Prothesen mit einem Kiel-Glenoid nach 24 Monaten. Nur Patienten mit idiopathischer Omarthrose wurden eingeschlossen (Durchschnittsalter: 69 Jahre). Der relative CS verbesserte sich von 37% auf 87%, während sich die FLEX; ABD und ARO von präoperativ 69°; 51° und 9° auf postoperativ 135°; 121° und 54° verbesserten. Nur 8% der Glenoidkomponenten wiesen RLL auf, aber in 38% der Fälle entwickelte sich eine superiore Migration des Humeruskopfes. Die niedrigere Inzidenz der RLL ist möglicherweise durch das kürzere FU bedingt. Radiologische Parameter wie die Glenoidmorphologie nach Walch; der SI oder der CSA fanden keine Anwendung und ermöglichen dadurch keine weitere Untersuchung.

In der Arbeitsgruppe von *Engelhardt et al.* [108] verbesserte sich der relative CS von 11% auf 75%. 15 Patienten erhielten eine MB-Prothese und 4 weitere ein zementiertes System. In 3 weiteren Fällen wurde auf eine Pfannenkomponente

verzichtet. Der LGHO nahm von 63,9 mm auf 60,9 mm ab, was durch die abweichende Vermessung im Vergleich zur eigenen Studie erklärt werden kann, da sie von der lateralen Begrenzung des Tuberculum majus bis zum Proc. coracoideus erfolgte. Der AHA hingegen stieg von 6 mm präoperativ auf 9,6 mm postoperativ. In der eigenen Arbeit gab es sowohl beim LGHO von 56,1 mm auf 56,0 mm als auch beim AHA von 11,1 mm auf 11,2 mm keine statistischen Unterschiede ($p>0,05$). RLL zeigten sich bei 4 der 15 TEPs mit einer MB-Pfanne (27%) und hatten eine maximale Dicke von 2mm.

Ein Vergleich der gemessenen Werte wird durch die unterschiedliche Messmethodik und die heterogene Pfannenbehandlung deutlich erschwert. Es fällt aber auf, dass sich der LGHO und AHA postoperativ nicht statistisch verändert haben ($p>0,05$), was für eine Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse spricht. Es erfolgte nur eine Implantat-assoziierte Revision aufgrund von „Overstuffing“ mit einer Ruptur der RM. Auch diese niedrige Rate von RLL und Komplikationen ist mit den eigenen Resultaten vereinbar.

Bülhoff et al. [217] evaluierten 34 Patienten mit 38 operierten Schultergelenken. In 10 Fällen wurde eine HEP mit „TESS“-Implantat verwendet und in 28 Fällen wurde eine TEP mit Kiel-Pfanne implantiert. Nur Patienten mit idiopathischer Omarthrose, einer intakten RM und einem FU von mindestens 2 Jahren wurden eingeschlossen und nach durchschnittlich 37 Monaten nachuntersucht.

Der CS stieg (relativ) von 22 Punkten (29%) auf 74 Punkte (87%) und auch die ROM verbesserte sich hinsichtlich FLEX (präoperativ: 84°; postoperativ: 136°); ABD (präoperativ: 65°; postoperativ: 138°) und ARO (präoperativ: 6°; postoperativ 33°). 12% der humeralen Komponenten migrierten nach kranial, ohne dass in diesen Fällen der CSA, welcher einen Risikofaktor für die Ruptur des M. supraspinatus darstellt [84], angegeben wurde.

Radiologisch zeigten 47% der Kiel-Pfannen RLL, wobei die maximale Dicke der RLL 1mm betrug und es zu keiner Glenoidlockerung kam. Ebenso war der

LGHO postoperativ nahezu unverändert (präoperativ: 53,8mm vs. postoperativ: 53,1mm).

In der eigenen Studie betrug die Inzidenz von RLL am Kiel-Glenoid 45% und nur eine von 60 Humeruskomponenten zeigte eine kraniale Migration.

Die Schwäche dieser Arbeit besteht primär in ihrer retrospektiven Struktur, durch welche die klinisch-radiologischen Daten nicht prospektiv erfasst werden können. Durch den Ausschluss von Patienten mit Voroperationen an dem behandelten Schultergelenk kam es außerdem zu einer Patientenselektion mit unklarem Ausmaß. Ferner ist die relativ kleine Anzahl an untersuchten Patienten zu erwähnen, welche die Aussagekraft der Arbeit begrenzt. Es ist anzuführen, dass weitere Studien mit einem prospektiven Design und einem größeren Patientengut nötig sind, um relevante Aussagen über den Fachbereich treffen zu können.

6. SCHLUSSFOLGERUNG

Bei jeder Patientengruppe konnten die klinischen Ergebnisse, bestehend aus dem CS mit Subkategorien inkl. Bewegungsumfang, deutlich verbessert werden. Mit Ausnahme der FLEX und der CS-Kategorie „ROM“ gab es keine klinischen Unterschiede zwischen den Gruppen. Bei den beiden Ausnahmen hatten Patienten mit einer Peg-Prothese jeweils höhere Werte als Patienten mit einer Kiel-Prothese. Im gesamten Patientenkollektiv waren bis zum letzten FU keine Revisionen nötig. Zu diesem Zeitpunkt wurden ein PE-Verbrauch mit Metallose und superiorer Humeruskopfmigration bei einer MB-Pfanne und ein isolierter PE-Verbrauch bei zwei Kiel-Pfannen festgestellt.

Der radiologische Score (R-Score) hatte für Peg-Pfannen in der Summe und im true-a.p. Bild den höchsten Wert und bei MB-Pfannen im axialen Röntgenbild den niedrigsten Wert.

Der Score bzgl. der radiologischen Lockerungssäume (RLL-Score) bei Peg-Prothesen war im Vergleich zu MB-Prothesen in der Summe und im true-a.p. Röntgenbild am höchsten. Zudem wurden RLL häufiger bei Peg-Pfannen als bei MB-Pfannen festgestellt. MB-Pfannen zeigten keine RLL in Zone 2, womit die Häufigkeit von RLL niedriger als bei zementierten Pfannensystemen war.

Bei Peg-Pfannen waren sowohl der Score als auch die Häufigkeit der Osteolyse erhöht. Andererseits waren der Score im axialen Röntgenbild und die Häufigkeit in der Zone 2 bei MB-Pfannen erniedrigt.

Der LGHO und AHA konnte in allen Gruppen anatomisch repliziert werden. Weiterhin wurde kein Zusammenhang zwischen dem erhöhten LGHO bei MB-Pfannen und niedrigeren klinischen Ergebnissen erkannt.

Stattdessen waren B2-Glenoid hinsichtlich dem relativen CS, der FLEX und der ABD mit schlechteren Resultaten assoziiert. B2 Glenoide hatten auch den höchsten SI, welcher mit höheren Glenoidmorphologien korrelierte und sich negativ auf den relativen CS auswirkte. Zudem wurden RLL bei fehlender Signifikanz doppelt so häufig bei B2-Glenoiden wie bei B1-Glenoiden festgestellt.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser retrospektiven Matched-Pair Studie wurden die mittelfristigen klinischen und radiologischen Ergebnisse nach Implantation von drei unterschiedlichen Pfannentypen mit jedoch gleichem schafftfreien Humeruskopfersatz untersucht. 53 Patienten mit idiopathischer Omarthrose erhielten insgesamt 60 Schulterprothesen. Anhand des Pfannenimplantats wurden die Patienten in drei Gruppen zu je 20 Prothesen aufgeteilt. Da sich die drei Gruppen hinsichtlich Diagnose, FU, Alter und Geschlechterverteilung statistisch nicht unterschieden, erfolgte eine Paarung im Matched-Pair-Design.

Alle drei Pfannensysteme zeigten nach 5 Jahren sehr gute klinische Ergebnisse und bei dem absoluten und relativen CS bestanden prä- und postoperativ keine signifikanten Unterschiede. Weiterhin verbesserten sich sowohl die FLEX als auch die ABD und ARO höchst signifikant ($p=0,001$). Mit Ausnahme einer höheren postoperativen FLEX von Peg-Glenoiden gegenüber Kiel- und MB-Glenoiden gab es keine Unterschiede in der Beweglichkeit. Das gleiche galt für die Unterkategorien des CS mit Ausnahme der Kategorie „ROM“.

Im gesamten Patientenkollektiv waren keine Revisionen nötig. In der radiologischen Nachuntersuchung zeigten zwei Kiel-Pfannen ein Einsinken mit PE-Verbrauch, während eine MB-Pfanne einen PE-Verbrauch mit Metallose in Kombination mit einer superioren Humeruskopfmigration aufwies.

Der R-Score war bei Peg-Pfannen sowohl insgesamt als auch im true-a.p. Röntgenbild alleine am höchsten. In der axialen Röntgenaufnahme war er hingegen bei MB-Prothesen am niedrigsten. Der RLL-Score hatte bei Peg-Prothesen nicht nur bei der kombinierten Berechnung (true-a.p. und axial), sondern auch pro Röntgenaufnahme einen jeweils höheren Wert als bei MB-Pfannen. Weiterhin traten RLL häufiger bei Peg-Prothesen als bei MB-Prothesen auf. In Zone B hatten Peg-Pfannen gegenüber MB-Pfannen eine höhere Quote an

RLL, während MB-Pfannen keine RLL in Zone 2 aufwiesen und damit unter dem der zementierten Systeme lagen.

Der Osteolyse-Score und die Inzidenz einer Osteolyse waren tendenziell bei Peg-Pfannen größer, während der Osteolyse-Score bei MB-Pfannen axial am geringsten war. In der axialen zentralen Zone 2 kam eine Osteolyse bei MB-Pfannen ebenfalls seltener vor.

Weiterhin zeigten B2-Glenoide im Vergleich zu niedriggradigeren Glenoidmorphologien schlechtere postoperative Werte für den relativen CS, die FLEX und die ABD. Auch der präoperative SI war bei B2-Glenoiden am höchsten. Er korrelierte, wie die Glenoidmorphologien auch, invers mit dem relativen CS und war zusätzlich mit einem niedrigeren absoluten CS assoziiert. Trotz fehlender Signifikanz hatten B2-Glenoide eine doppelt so hohe Rate von RLL im Vergleich zu B1-Glenoiden.

MB-Glenoide hatten im Gegensatz zu zementierten Pfannensystemen einen größeren LGHO, welcher sich jedoch nicht negativ auf die klinischen Ergebnisse auswirkte. Bei allen drei Gruppen erfolgte eine annähernde Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse im Hinblick auf den LGHO und AHA.

Abschließend lassen sich folgende Erkenntnisse anhand der gewonnenen Resultate formulieren:

- Kiel-, Peg- und MB-Pfannen zeigen in Kombination mit einer schafffreien Humeruskopfprothese exzellente klinische Ergebnisse nach 5 Jahren
- Peg-Pfannen weisen im Vergleich zu MB-Pfannen häufiger RLL und Zeichen einer Osteolyse auf

- MB-Pfannen zeigen in axialen Röntgenaufnahmen weniger RLL und Zeichen einer Osteolyse
- der größere postoperative LGHO von MB-Prothesen wirkt sich nicht negativ auf die klinischen Resultate aus
- eine höhere Glenoidmorphologie oder ein höherer präoperativer SI sind mit einem schlechteren klinischen Ergebnis assoziiert
- MB-Glenoide stellen, konträr zu den Aussagen von *Boileau et al.* [171], durchaus eine „existenzfähige“ Option in der Therapie der Omarthrose dar

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. U.S. Food and Drug Administration: Releasable 510(K) Database (2016) U.S. Food and Drug Administration, U.S. Department of Health and Human Services. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/DeviceApprovalsandClearances/510kClearances/ucm089319.htm>. Abgerufen: 16. Juli 2019
2. Roberson TA, Bentley JC, Griscom JT, Kissenberth MJ, Tolan SJ, Hawkins RJ, Tokish JM. Outcomes of total shoulder arthroplasty in patients younger than 65 years: a systematic review (2017) *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;26(7):1298-1306.
3. Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Walch G (2014) Longitudinal observational study of total shoulder replacements with cement: fifteen to twenty-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 5;96(3):198-205.
4. Betts HM, Abu-Rajab R, Nunn T, Brooksbank AJ (2009) Total shoulder replacement in rheumatoid disease: a 16- to 23-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* Sep;91(9):1197-200.
5. Schoch B, Schleck C, Cofield RH, Sperling JW (2015) Shoulder arthroplasty in patients younger than 50 years: minimum 20-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* May;24(5):705-10.
6. Pritchett JW. Long-term results and patient satisfaction after shoulder resurfacing (2011) *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;20(5):771-7.
7. Soslowky LJ, Flatow EL, Bigliani LU, Pawluk RJ, Ateshian GA, Mow VC (1992) Quantitation of in situ contact areas at the glenohumeral joint: a biomechanical study, *J Orthop Res.* Jul;10(4):524-34
8. Sperling JW, Antuna SA, Sanchez-Sotelo J, Schleck C, Cofield RH (2002) Shoulder arthroplasty for arthritis after instability surgery. *J Bone Joint Surg Am.* Oct;84(10):1775-81.
9. Somerson JS, Hsu JE, Nerdadilek MB, Matsen FA (2018) Analysis of 4063 complications of shoulder arthroplasty reported to the US Food and Drug Administration from 2012 to 2016. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov;27(11):1978-1986.
10. Jobe CM, Iannotti JP. Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry (1995) *J Shoulder Elbow Surg.* Jul-Aug;4(4):281-5.
11. Gauci MO, Bonneville N, Moineau G, Baba M, Walch G, Boileau P (2018) Anatomical total shoulder arthroplasty in young patients with osteoarthritis. *Bone Joint J.* Apr 1;100-B(4):485-492.
12. Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M (2017) *Schulterchirurgie, 5. Auflage.* Heidelberg: Urban & Fischer von Elsevier. Pp. 648-699
13. Gregory TM, Boukebous B, Gregory J, Pierrart J, Masemjean E (2017) Short, Medium and Long Term Complications After Total Anatomical Shoulder Arthroplasty. *Open Orthop J.* Sep 30; 11:1133-1141.

14. Wirth MA, Rockwood CA (1996) Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Apr;78(4):603-16.
15. Raiss P, Schmitt M, Bruckner T, Kasten P, Pape G, Loew M, Zeifang F (2012) Results of cemented total shoulder replacement with a minimum follow-up of ten years. *J Bone Joint Surg Am.* Dec 5;94(23):1711-10.
16. Sowa B, Bochenek M, Bühlhoff M, Zeifang F, Loew M, Bruckner T, Raiss P (2017) The medium- and long-term outcome of total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in middle-aged patients. *Bone Joint J.* Jul;99-B(7):939-943.
17. Kasten P, Pape G, Raiss P, Bruckner T, Rickert M, Zeifang F, Loew M (2010) Mid-term survivorship analysis of a shoulder replacement with a keeled glenoid and a modern cementing technique. *J Bone Joint Surg Br.* Mar;92(3):387-92.
18. Collin P, Tay AK, 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.* Dec;20(8):1217-23.
19. Noyes MP, Meccia B, Spencer EE (2015) Five- to ten-year follow-up with a partially cemented all-polyethylene bone-ingrowth glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg.* Sep;24(9):1458-62.
20. 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.* Oct;27(10):1859-1865.
21. Clitherow HD, Frampton CM, Astley TM (2014) Effect of glenoid cementation on total shoulder arthroplasty for degenerative arthritis of the shoulder: a review of the New Zealand National Joint Registry. *J Shoulder Elbow Surg.* Jun;23(6):775-81.
22. Pean JE. *Des moyens prothétiques destinées à obtenir la réparation des parties osseuses.* 1894; *Gaz Hop Paris* 67:291
23. Pfahler M (2013) Glenoid replacement for omarthritis : indications, technique, results and new developments. *Orthopäde.* Jul;42(7):516-21.
24. Neer CS., Brown TH, McLaughlin HL (1953) Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. *Am J Surg.* Mar;85(3):252-8.
25. Neer CS. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg.* 1974; Jan;56(1):1-13.
26. 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):857-65.
27. Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S (1992) The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg [Am].* Apr;74(4):491-500.

28. Orr TE, Carter DR. Stress analyses of joint arthroplasty in the proximal humerus (1985) *J Orthop Res.* 3: 360–371
29. Rietveld AB, Daanen HA, Rozing PM, Obermann WR (1988) The lever arm in glenohumeral abduction after hemiarthroplasty. *J Bone Joint Surg [Br]*. Aug;70(4):561-5.
30. Boileau P, Walch G. Normal and pathological Anatomy of the Glenoid: Effects on the Design, Preparation and Fixation of the glenoid Component. In: Walch G, Boileau P, editor. *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer. 1999: 27–140
31. Neer CS. Rheumatoid Arthritis. In: Neer CS, ed. *Shoulder Reconstruction*. Philadelphia: WB Saunders. 1990: 212–216
32. Pearl ML, Kurutz S, Robertson DD, Yamaguchi K (2002) Geometric analysis of selected press fit prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Orthop Res.* Mar;20(2):192-7.
33. Williams jr. GR, 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.* Sep-Oct 2001;10(5):399-409.
34. 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.
35. Pearl ML, Volk AG (1996) Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul-Aug;5(4):320-6.
36. Pearl ML, Kurutz S, Postacchini R (2009) Geometric variables in anatomic replacement of the proximal humerus: how much prosthetic geometry is necessary? *J Shoulder Elbow Surg.* May-Jun 2009;18(3):366-70.
37. Lorbach O (2018) Anatomical total shoulder replacement in glenohumeral osteoarthritis: Indications, current implants, and clinical results. *Orthopäde.* May;47(5):383-389.
38. 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):651-60.
39. 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):1297-305.
40. Walch G, Boileau P, Riand N (1999) Results of a new uncemented glenoid component. In: Walch G, Boileau P (eds) *Shoulder arthroplasty*. Springer, Berlin. pp. 173– 176.

41. Jurmain RD (1980) The pattern of involvement of appendicular degenerative joint disease. *Am J Phys Anthropol.* Jul;53(1):143-50.
42. De Palma AF. Biologic aging of the shoulder. In: De Palma AF (Hrsg) *Surgery of the shoulder*, JB Lippincott, Philadelphia. 3. Aufl..1983; Pp. 211–241.
43. Allen B, Schoch B, Sperling JW, Cofield RH (2014) Shoulder arthroplasty for osteoarthritis secondary to glenoid dysplasia: an update. *J Shoulder Elbow Surg Am.* Feb;23(2):214-20.
44. Walch G, Moraga C, Young AA, Castellanos-Rosas J (2012) Results of anatomic nonconstrained prosthesis in primary osteoarthritis with biconcave glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov;21(11):1526-33.
45. Poppen NK, Walker TS (1978) Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat.* Sep;(135):165-70.
46. Habermeyer P, Schweiberer L. Korrekturingriffe infolge von Humeruskopffrakturen. *Orthopäde.* 1992;21: 140–148.
47. Bergmann, GF, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Westerhoff P (2011) In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *J Biomech.* May 17;44(8):1543-52.
48. 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):555-63.
49. Kelkar R, Wang VM, Flatow EL, Newton PM, Ateshian GA, Bigliani LU (2001) Glenohumeral mechanics: A study of articular geometry, contact, and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg.* Jan-Feb;10(1):73-84.
50. Eisenhart-Rothe von R, Müller-Gerbl M, Wiedemann E, Englmeier KH, Graichen H (2008) Functional malcentering of the humeral head and asymmetric long-term stress on the glenoid: Potential reasons for glenoid loosening in total shoulder arthroplasty: *J Shoulder Elbow Surg.* Sep-Oct 2008;17(5):695-702.
51. Poppen NK, Walker PS. Normal and abnormal motion of the shoulder (1976) *J Bone Joint Surg Am.* Mar;58(2):195-201.
52. Boileau P, Walch G, Liotard JP (1992) Radio-cinematographic study of active elevation of the prosthetic shoulder. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 78(6):355-64.
53. Barret WP, Franklin JL, Jackins SE, Wyss CR, Matsen FA (1987) Total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Jul;69(6):865-72.
54. Matsen FA, Rockwood CA, Wirth MA, Lippitt SB (1998) Glenohumeral arthritis and its Management. In: Rockwood CA, Matsen FA (eds) *The shoulder*. WB Saunders, Philadelphia. Pp. 840–964.
55. Hertel R, Ballmer FT (2003) Observations on retrieved glenoid components: *J Arthroplasty.* Apr;18(3):361-6.

56. Nho SJ, Nam F, Ala OL, Craig EV, Warren RF, Wright TM (2009) Observations on retrieved glenoid components from total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* May-Jun 2009;18(3):371-8.
57. Magosch P, Lichtenberg S, Tauber M, Martetschläger F, Habermeyer P (2020) Prospective midterm results of a new convertible glenoid component in anatomic shoulder arthroplasty: a cohort study. *Arch Orthop Trauma Surg.* Apr 23. Online ahead of print.
58. Lacroix D, Prendergast PJ (1997) Stress analysis of glenoid component designs for shoulder arthroplasty. *Proc Inst Mech Eng H.* 211(6):467-74.
59. Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP (1997) Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am.* Aug;79(8):1166-74.
60. Couteau B, Mansat P, Estivaalezes, Darmana R, Mansat M, Egan J (2001) Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis. *Clin Biomech.* Aug;16(7):566-75.
61. Oosterom R, Rozing PM, Bersee HE (2004) Effect of glenoid component inclination on its fixation and humeral head subluxation in total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). Dec;19(10):1000-8.
62. Suarez DR, Nerkens W, Valstar ER, Rozing PM, van Keulen F (2012) Interface micromotions increase with less-conforming cementless glenoid components. *J Shoulder Elbow Surg.* Apr;21(4):474-82.
63. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Boileau P, Mole D, Adeleine P (2002) The influence of glenohumeral prosthetic mismatch on glenoid radiolucent lines: results of a multicenter study. *J Bone Joint Surg Am.* Dec;84(12):2186-91.
64. Matsen FA 3, Lippitt BS (2004) Procedure: Humeral Arthroplasty. In: Matsen FA, Lippitt BS (eds) *Shoulder Surgery Principles and Procedures.* Saunders, Philadelphia. Pp. 511–552.
65. Matsen FA, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT (1994) *Practical evaluation and management of the shoulder.* WB Saunders, Philadelphia. Pp. 1–242.
66. DVSE e.V.: Untersuchungstechniken des Schultergelenkes. *Obere Extremität* 7. 2012; Pp. 1-68.
67. Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Sjøbjerg 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):355-61.
68. Constant CR, Murley AH (1987) A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* Jan;(214):160-4.
69. Constant CR. *Age-related recovery of shoulder function after injury.* 1986. Cork, Ireland: University College, Cork.
70. Lazarus MD, Jensen KL, Southworth C, Matsen FA (2002) The radiographic evaluation of keeled and pegged glenoid component insertion. *J Bone Joint Surg Am.* Jul;84(7):1174-82.

71. Goldmann AB, Dines DM, Warren RF (1982) *Shoulder Arthrography: Technique, Diagnosis, and Clinical Correlation*. Little Brown, Boston.
72. Rosenthal DJ (1988) Radiology techniques. In: Rowe CR (ed.) *The Shoulder*. Churchill Livingstone, New York – London – Melbourne.
73. 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. *Arch Orthop Trauma Surg*. Feb;136(2):213–21
74. Bernau A (1995) *Orthopädische Röntgendiagnostik. Einstelltechnik*, 3. Aufl. Urban & Schwarzenberg, München – Wien – Baltimore.
75. Lévine 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):925-35.
76. Hamada K, Yamanaka K, Uchiyama Y, Mikasa T, Mikasa M (2011) A radiographic classification of massive rotator cuff tear arthritis. *Clin Orthop Relat Res*. Sep;469(9):2452-60.
77. Neer CS, Craig EV, Fukuda H (1983) Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am*. Dec;65(9):1232-44.
78. 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):1601-6.
79. Hoenecke HR, Tibor LM, D’Lima DD (2012) Glenoid morphology rather than version predicts humeral subluxation: a different perspective on the glenoid in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. Sep;21(9):1136-41.
80. Hertel R, Lehmann O (2001) Die Schultergelenkpfanne – Anatomische Aspekte und Implikationen für das Prothesendesign. *Orthopäde*. Jun;30(6):363-9.
81. 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*. Jun;88(6):1301-7.
82. Kocsis G, Payne CJ, Wallace A, McNally D (2018) Wear analysis of explanted conventional metal back polyethylene glenoid liners. *Med Eng Phys*. Sep; 59:1-7.
83. Moor BK1, Bouaicha S, Rothenfluh DA, Sukthankar A, Gerber C (2013) 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*. Jul;95-B (7):935-41.
84. Gerber C, Snedeker JG, Baumgartner, 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):952-7.

85. 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):1948-53.
86. Watson ST, Gudger GK Jr, Long CD, Tokish JM, Tolan SJ (2018) Outcomes of Trabecular Metal-backed glenoid components in anatomic total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar;27(3):493-498.
87. Terrier A, Büchler P, Farron A (2006) Influence of glenohumeral conformity on glenoid stresses after total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul-Aug;15(4):515-20.
88. Nuttall D, Haines JF, Trail IA (2009) The effect of the offset humeral head on the micromovement of pegged glenoid components: a comparative study using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg BR.* Jun;91(6):757-61
89. Jean K (2013) Classifications of glenoid dysplasia, glenoid bone loss and glenoid loosening: a review of the literature. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* Apr;23(3):301-10.
90. Budge MD, Nolan EM, Heisey MH, Baker K, Wiater JM (2013) Results of Total Shoulder Arthroplasty With a Monoblock Porous Tantalum Glenoid Component: A Prospective Minimum 2-year Follow-Up Study. *J Shoulder Elbow Surg.* Apr;22(4):535-41.
91. Taunton MJ, McIntosh AL, Sperling JW, Cofield RH (2008) Total Shoulder Arthroplasty With a Metal-Backed, Bone-Ingrowth Glenoid Component. Medium to Long-Term Results. *J Bone Joint Surg Am.* Oct;90(10):2180-8.
92. Merolla G, Chin P, Sasyniuk TM, Paladini P, Porcellini G (2016) Total Shoulder Arthroplasty With a Second-Generation Tantalum Trabecular Metal-Backed Glenoid Component: Clinical and Radiographic Outcomes at a Mean Follow-Up of 38 Months. *Bone Joint J.* Jan;98-B (1):75-80.
93. 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 *J Bone Joint Surg Br.* Oct;92(10):1410-5.
94. Leschinger T, Raiss P, Loew M, Zeifang F (2017) Predictors of Medium-Term Clinical Outcomes After Total Shoulder Arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* Feb;137(2):187-193.
95. Raiss P, Aldinger PR, Kasten P, Rickert M, Loew M (2008) Total Shoulder Replacement in Young and Middle-Aged Patients With Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br.* Jun;90(6):764-9.
96. Throckmorton TW, Zarkadas PC, Sperling JW, Cofield RH (2010) Pegged Versus Keeled Glenoid Components in Total Shoulder Arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;19(5):726-33.

97. Vuillermin CB, Trump ME, Barwood SA, Hoy GA (2015) Catastrophic Failure of a Low Profile Metal-Backed Glenoid Component After Total Shoulder Arthroplasty. *Int J Shoulder Surg.* Oct-Dec;9(4):121-7.
98. Balke M, Banerjee M, Greshake O, Hoehner J, Bouillon B, Liem D (2016) The coracohumeral distance in shoulders with traumatic and degenerative subscapularis tendon tears. *Am J Sports Med.* Jan;44(1):198-201.
99. Keener J, Wei A, Kim M, Steger-May K, MA, Yamaguchi K (2009) Proximal humeral migration in shoulders with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* Jun;91(6):1405-13.
100. Pearsall AW, Bonsell S, Heitman RJ, Helms CA, Osbahr D, Speer KP (2003) Radiographic findings associated with symptomatic rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar-Apr;12(2):122-7.
101. Aoki M, Fukushima S, Okamura K, Yamada Y, Yamakoshi K (1997) Mechanical strength of latissimus dorsi tendon transfer with Teflon felt augmentation. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar-Apr ;6(2):137-43.
102. Gerber C, Maquieira G, Espinosa N (2006) Latissimus dorsi transfer for the treatment of irreparable rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am.* Jan;88(1):113-20.
103. 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):145-50.
104. Matsen FA, Warme WJ, Jackins SE (2015) Can the ream and run procedure improve glenohumeral relationships and function for shoulders with the arthritic triad? *Clin Orthop Relat Res.* Jun;473(6):2088-96.
105. 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):631-9.
106. Gregory T, Hansen U, Khanna M, Mutchler C, Urien S, Amis AA, Augereau B, Emery R (2014) A CT scan protocol for the detection of radiographic loosening of the glenoid component after total shoulder arthroplasty. *Acta Orthop.* Feb;85(1):91-6
107. Bühlhoff M, Spranz D, Maier M, Raiss P, Bruckner T, Zeifang F (2019) Mid-term results with an anatomic stemless shoulder prosthesis in patients with primary osteoarthritis. *Acta Orthop Traumatol Turc.* May;53(3):170-174.
108. von Engelhardt LV, Manzke M, Breil-Wirth A, Filler TJ, Jerosch J (2017) Restoration of the joint geometry and outcome after stemless TESS shoulder arthroplasty. *World J Orthop.* Oct 18;8(10):790-797.
109. Razmjou H, Holtby R, Christakis M, Axelrod T, Richards R (2013) Impact of prosthetic design on clinical and radiologic outcomes of total shoulder

- arthroplasty: a prospective study. *J Shoulder Elbow Surg.* Feb;22(2):206-14.
110. Beck S, Beck V, Wegner A, Dudda M, Patsalis T, Jäger M (2018) Long-term survivorship of stemless anatomical shoulder replacement. *Int Orthop.* Jun;42(6):1327-1330.
 111. Maier MW, Hetto P, Raiss P, Klotz M, Bühlhoff M, Sprang D, Zeifang F (2018) Cementless humeral head resurfacing for degenerative glenohumeral osteoarthritis fails at a high rate. *J Orthop.* Feb 21;15(2):349-353.
 112. Robinson WA, Wagner ER, Cofield RH, Sánchez-Sotelo J, Sperling JW (2018) Long-term outcomes of humeral head replacement for the treatment of osteoarthritis; a report of 44 arthroplasties with minimum 10-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg.* May;27(5):846-852.
 113. Werner BS, Gohlke F (2010) Cementless humeral head replacement for dislocation arthropathy of the shoulder joint. *Orthopade.* Nov;39(11):1036-43.
 114. Virk MS, Thorsness RJ, Griffin JW, Kim J, Aiyash S, Malaret M, Romeo AA (2018) Short-term Clinical Outcomes of Hemiarthroplasty With Concentric Glenoid Reaming: The Ream and Run Procedure. *Orthopedics.* Nov 1;41(6): e854-e860.
 115. Jaiswal A, Malhotra A, Hay S, Kelly CP (2019) Revision shoulder arthroplasty for failed surface replacement hemiarthroplasty. *Musculoskelet Surg.* Apr;103(1):69-75.
 116. Getz CL, Kearns KA, Padegimas EM, Johnston PS, Lazarus MD, Williams GR (2017) Survivorship of Hemiarthroplasty With Concentric Glenoid Reaming for Glenohumeral Arthritis in Young, Active Patients With a Biconcave Glenoid. *J Am Acad Orthop Surg.* Oct;25(10):715-723.
 117. Valenti R, Aliani D, Maroun C, Werthel JD, Elkolti K (2017) Shoulder hemiarthroplasty for proximal humeral fractures: analysis of clinical and radiographic outcomes at midterm follow-up: a series of 51 patients. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* Apr;27(3):309-315.
 118. Rasmussen JV, Polk A, Sorensen AK, Olsen BS, Brorson S. Outcome, revision rate and indication for revision following resurfacing hemiarthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: 837 operations reported to the Danish Shoulder Arthroplasty Registry (2014) *Bone Joint J.* Apr;96-B (4):519-25.
 119. Fevang BT, Lie SA, Havelin LI, Skredderstuen A, Furnes O (2009) Outcome, revision rate and indication for revision following resurfacing hemiarthroplasty for osteoarthritis of the shoulder: 837 operations reported to the Danish Shoulder Arthroplasty Registry. *Acta Orthop.* Feb;80(1):83-91.
 120. Saltzman MD, Chamberlain AM, Mercer DM, Warme WJ, Bertelsen AL, Matsen FA (2011) Shoulder hemiarthroplasty with concentric glenoid reaming in patients 55 years old or less. *J Shoulder Elbow Surg.* Jun;20(4):609-15.

121. Eichinger JK, Miller LR, Hartshorn T, Li X, Warner JJ, Higgins LD (2016) Evaluation of satisfaction and durability after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in a cohort of patients aged 50 years or younger: an analysis of discordance of patient satisfaction and implant survival. *J Shoulder Elbow Surg.* May;25(5):772-80.
122. Rasmussen JV, Hole R, Metlie T, Brorson S, Äärimala V, Demir Y, Salomonsson B, Jensen SL (2018) Anatomical total shoulder arthroplasty used for glenohumeral osteoarthritis has higher survival rates than hemiarthroplasty: a Nordic registry-based study. *Osteoarthritis Cartilage.* May;26(5):659-665.
123. van den Bekerom MP, Geervliet PC, Somford MP, van der Borne MP, Boer R (2013) Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis: A systematic review of the literature at long-term follow-up. *Int J Shoulder Surg.* Jul;7(3):110-5.
124. Duan X, Zhang W, Dong X, Liu M, Gao Y, Huang F, Li J, Xiang Z (2013) Total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty in patients with shoulder osteoarthritis: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Semin Arthritis Rheum.* Dec;43(3):297-302.
125. Cil A, Veillette CJ, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Schleck C, Cofield RH (2009) Revision of the humeral component for aseptic loosening in arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br.* Jan;91(1):75-81.
126. Bartelt R, Sperling JW, Schleck CD, Cofield RH (2011) Shoulder arthroplasty in patients aged fifty-five years or younger with osteoarthritis. *J Shoulder Elb Surg.* Jan;20(1):123-30.
127. Sandow MJ, David H, Bentall SJ (2013) Hemiarthroplasty vs total shoulder replacement for rotator cuff intact osteoarthritis: how do they fare after a decade? *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;22(7):877-85.
128. Gronhagen CM, Abbaszadegan H, Revay SA, Adolphson PY (2007) Medium-term results after primary hemiarthroplasty for comminute proximal humerus fractures: a study of 46 patients followed up for an average of 4.4 years. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov-Dec;16(6):766-73.
129. Rhee PC, Sassoon AA, Schleck CD, Harmsen WS, Sperling JW, Cofield RH (2011) Revision total shoulder arthroplasty for painful glenoid arthrosis after humeral head replacement: the posttraumatic shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* Dec;20(8):1255-64.
130. Mather RC, Watters TS, Orlando LA, Bolognesi MP, Moorman CT (2010) Cost effectiveness analysis of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Apr;19(3):325-34.
131. Zarkadas PC, Throckmorton TQ, Dahm DL, Sperling J, Schleck CD, Cofield R (2011) Patient reported activities after shoulder replacement: total and hemiarthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Mar;20(2):273-80.

132. Khatib O, Onyekwelu I, Yu S, Zuckerman JD (2015) Shoulder arthroplasty in New York State, 1991 to 2010: changing patterns of utilization. *J Shoulder Elbow Surg.* Oct;24(10): e286-91.
133. Rosas S, Law TL, Kurowicki J, Formaini N, Kalandiak SP, Levy JC (2016) Trends in surgical management of proximal humerus fractures in the medicare population: a nationwide study of records from 2009 to 2012. *J Shoulder Elbow Surg.* Apr 1;25(4):608-613.
134. Rouleau DM, Kidder JF, Pons-Villanueva J, Dynamidis S, Defranco M, Walch G (2010) Glenoid version: how to measure it? Validity of different methods in two-dimensional computed tomography scans. *J Shoulder Elbow Surg.* Dec;19(8):1230-7.
135. Friedman RJ, Hawthorne KB, Genez BM (1992) The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am.* Aug;74(7):1032-7.
136. Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A (1999) Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty.* Sep;14(6):756-60.
137. Jacxsens M, Van Tongel A, Henninger HB, Tashjian RZ, De Wilde L (2017) The three-dimensional glenohumeral subluxation index in primary osteoarthritis of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* May;26(5):878-887.
138. Bouacida S, Gauci MO, Coulet B, Lazerges C, Cyteval C, Boileau P, Chammas M (2017) Interest in the glenoid hull method for analyzing humeral subluxation in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;26(7):1128-1136.
139. Denard PJ, Walch G (2013) Current concepts in the surgical management of primary glenohumeral arthritis with a biconcave glenoid. *J Shoulder Elbow Surg.* Nov;22(11):1589-98.
140. Bryce CD, Davison AC, Okita N, Lewis GS, Sharkey NA, Armstrong AD (2010) A biomechanical study of posterior glenoid bone loss and humeral head translation. *J Shoulder Elbow Surg.* Oct;19(7):994-1002.
141. Nowak DD, Bahu MJ, Gardner TR, Dyrzka MD, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS (2009) Simulation of surgical glenoid resurfacing using three-dimensional computed tomography of the arthritic glenohumeral joint: the amount of glenoid retroversion that can be corrected. *J Shoulder Elbow Surg.* Sep-Oct 2009;18(5):680-8.
142. Sabesan V, Callanan M, Sharma V, Iannotti JP (2014) Correction of acquired glenoid bone loss in osteoarthritis with a standard versus an augmented glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;23(7):964-73.
143. Gerber C, Costouros JG, Sukthankar A, Fucentese SF (2009) Static posterior humeral head subluxation and total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul-Aug;18(4):505-10.
144. Ho JC, Amini MH, Entezari V, Jun BJ, Alolabi B, Ricchetti ET, Iannotti JP (2018) Clinical and Radiographic Outcomes of a Posteriorly Augmented

- Glenoid Component in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty for Primary Osteoarthritis with Posterior Glenoid Bone Loss. *J Bone Joint Surg Am*. Nov 21;100(22):1934-1948.
145. Chin PC, Hachadorian ME, Pulido PA, Munro ML, Meric G, Hoenecke HR Jr. (2015) Outcomes of anatomic shoulder arthroplasty in primary osteoarthritis in type B glenoids. *J Shoulder Elbow Surg*. Dec;24(12):1888-93.
 146. Knowles NK, Ferreira LM, Athwal GS (2016) Premorbid retroversion is significantly greater in type B2 glenoids. *J Shoulder Elbow Surg*. Jul;25(7):1064-8.
 147. Sabesan V, Callanan M, Ho J, Iannotti JP (2013) Clinical and radiographic outcomes of total shoulder arthroplasty with bone graft for osteoarthritis with severe glenoid bone loss. *J Bone Joint Surg Am*. Jul 17;95(14):1290-6.
 148. Williams GR, Iannotti JP (2007) Unconstrained prosthetic arthroplasty for glenohumeral arthritis with an intact or repairable rotator cuff: indications, techniques, and results. In: Iannotti JP, Williams GR (eds) *Disorders fo the shoulder: Diagnosis and management*, Second Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. Pp. 697–726.
 149. Walch G, Boulahia A, Badet R, Riand N, Kempf JF (1999) Primary glenohumeral osteoarthritis: Clinical and radiographic classification. In: Walch G, Boileau P (eds) *Shoulder Arthroplasty*, Springer, Berlin. Pp. 195–201.
 150. 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.
 151. Walch G, Boulahia A, Boileau P, Kempf JF (1999) Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. *Acta Orthop Belg*. 64 Suppl 2:46-52.
 152. Anglin C, Wyss UP, Nyffeler RW, Gerber C (2001) Loosening performance of cemented glenoid prosthesis designed pairs. *Clin Biomech*. Feb;16(2):144-50.
 153. 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):636-42.
 154. 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):561-7.
 155. Karelse A, Leuridan S, Van Tongel A, Debeer P, Van der Sloten J, Denis K, De Wilde LF (2015) Consequences of reaming with flat and convex reamers for bone volume and surface area of the glenoid; a basic science study. *J Orthop Surg Res*. Nov 25; 10:181.
 156. 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):1120-7.

157. 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):501-7.
158. 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.* Apr;20(3):385-94.
159. Nyffeler RW, Sheikh R, Jacob H, Gerber C (2001) The relevance of orientation of the glenoid component in total shoulder arthroplasty. *8th ICSS April, Cape Town, South Africa.*
160. Spencer EE Jr, Valdevit A, Kambic H, Brems JJ, Iannotti JP (2005) The effect of humeral component anteversion on shoulder stability with glenoid component retroversion: *J Bone Joint Surg Am.* 2 Apr;87(4):808-14.
161. Iannotti JP, Spencer EE, Winter U, Deffenbaugh D, Williams G (2005) Prosthetic positioning in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Jan-Feb;14(1 Suppl S):111S-121S.
162. Wirth MA, Klotz C, Deffenbaugh DL, McNulty D, Richards L, Tipper JL (2009) Cross-linked glenoid prosthesis: a wear comparison to conventional glenoid prosthesis with wear particulate analysis. *J Shoulder Elbow Surg.* Jan-Feb;18(1):130-7.
163. Ansari F, Lee T, Malito L, Martin A, Gunther SB, Harmsen S, Norris TR, Ries M, Van Citters D, Pruitt L (2016) Analysis of severely fractured glenoid components: clinical consequences of biomechanics, design, and materials selection on implant performance. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;25(7):1041-50.
164. Oosterom R, Herder JL, van der Helm FC, Swieszkowski W, Bersee HE (2003) Translational stiffness of the replaced shoulder joint. *J Biomech.* Dec;36(12):1897-907.
165. Karelse A, Van Tongel A, Verstraeten T, Poncet D, De Wilde LF (2015) Rocking-horse phenomenon of the glenoid component: the importance of inclination. *J Shoulder Elbow Surg.* Jul;24(7):1142-8.
166. 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 Suppl): S102-6.
167. Sabesan VJ, Ackerman J, Sharma V, Baker KC, Kurdziel MD, Wiater JM (2015) Glenohumeral mismatch affects micromotion of cemented glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* May;24(5):814-22.
168. Walch G, Mesiha M, Boileau P, Edwards TB, Lévigne C, Moineau G, Young A (2013) Three-dimensional assessment of the dimensions of the osteoarthritic glenoid. *Bone Joint J.* Oct;95-B (10):1377-82.

169. Kurtz SM. *The UHMWPE Handbook: Ultra-high molecular weight polyethylene in total joint replacement*. San Diego, London: Elsevier Academic Press. 2004: Pp. 110-112.
170. Montoya F, Magosch P, Scheiderer B, Lichtenberg S, Melean P, Habermeyer P (2013) Midterm results of a total shoulder prosthesis fixed with a cementless glenoid component. *J Shoulder Elbow Surg*. May;22(5):628-35.
171. Boileau P, Moineau G, Morin-Salvo N, Avidor C, Godenèche A, Lévine C, Baba M, Walch G (2015) Metal-backed glenoid implant with polyethylene insert is not a viable long-term therapeutic option. *J Shoulder Elbow Surg Am*. Oct;24(10):1534-43.
172. Heuberer PR, Plachel F, Willinger L, Moroder P, Laky B, Pauzenberger L, Lomoschitz F, Anderl W (2017) Critical shoulder angle combined with age predict five shoulder pathologies: a retrospective analysis of 1000 cases. *BMC Musculoskelet Disord*. Jun 15;18(1):259.
173. Neer CS (1990) *Shoulder-Reconstruction*. WB Saunders, Philadelphia. Pp. 153 ff.
174. 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):104-10.
175. Nyffeler RW, Meyer D, Sheikh R, Koller BJ, Gerber C (2006) The effect of cementing technique on structural fixation of pegged glenoid components in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. Jan-Feb 2006;15(1):106-11.
176. Nyffeler RW, Anglin C, Sheikh R, Gerber C (2003) Influence of peg design and cement mantle thickness on pull-out strength of glenoid component pegs. *J Bone Joint Surg Br*. Jul;85(5):748-52.
177. Barwood S, Setter KJ, Blaine TA, Bigliani LU (2008) The incidence of early radiolucencies about a pegged glenoid component using cement pressurization. *J Shoulder Elbow Surg*. Sep-Oct;17(5):703-8.
178. Wirth MA, Loredó R, Garcia G, Rockwood CAA, Southworth C, Iannotti JP (2012) Total shoulder arthroplasty with an all-polyethylene pegged bone-ingrowth glenoid component: a clinical and radiographic outcome study. *J Bone Joint Surg Am*. Feb 1;94(3):260-7.
179. De Wilde L, Dayerizadeh N, De Neve F, Basamania C, Van Tongel A (2013) Fully uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*. Oct;22(10): e1-7.
180. Nuttall D, Haines JF, Trail IA (2012) The early migration of a partially cemented fluted pegged glenoid component using radiostereometric analysis. *J Shoulder Elbow Surg*. Sep;21(9):1191-6.
181. 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):859-63.

182. Cofield RH (1994) Uncemented total shoulder arthroplasty: A review. *Clin Orthop Rel Res.* Oct;(307):86-93.
183. 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.* Jan;18(1):22-8.
184. Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P (2004) Shoulder Arthroplasty. Surgical management. *Unfallchirurg.* Nov;107(11):1008-25.
185. 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 BR.* Jun 18;96(12):1041-1047.
186. Bonneville N, Melis B, Neyton L, Favard L, Mole D, Walch G, Boileau P (2013) Aseptic glenoid loosening or failure in total shoulder arthroplasty: revision with glenoid reimplantation. *J Shoulder Elbow Surg Am.* Jun;22(6):745-51.
187. Gonzalez JF, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P (2011) Complications of unconstrained shoulder prostheses (2011) *J Shoulder Elbow Surg.* Jun;20(4):666-82.
188. Churchill RS, Athwal S (2016) Stemless shoulder arthroplasty-current results and designs. *Curr Rev Musculoskelet Med.* Mar;9(1):10-6.
189. Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P (2016) 9- bis 10-Jahres-Ergebnisse nach schafffreiem Humeruskopfersatz. Jahrestagung der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie. Bremen, Germany.
190. Burgess DL, McGrath MS, Bonutti PM, Marker DR, Delanois RE, Mont MA (2009) Shoulder resurfacing. *J Bone Joint Surg Am.* May;91(5):1228-38.
191. Rice RS, Sperling JW, Miletti J, Schleck C, Cofield RH (2008) Augmented glenoid component for bone deficiency in shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Mar;466(3):579-83.
192. Knowles NK, Ferreira LM, Athwal GS (2015) Augmented glenoid component designs for type B2 erosions: a computational comparison by volume of bone removal and quality of remaining bone. *J Shoulder Elbow Surg.* Aug;24(8):1218-26.
193. Allred JJ, Flores-Hernandez C, Hoenecke HR, D'Lima DD (2016) Posterior augmented glenoid implants require less bone removal and generate lower stresses: a finite element analysis. *J Shoulder Elbow Surg Am.* May;25(5):823-30.
194. Flurin PH, Janout M, Roche CP, Wright TW, Zuckerman J (2013) Revision of the loose glenoid component in anatomic total shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis.* 71 Suppl 2:68-76.
195. Wang T, Abrams GD, Behn AW, Lindsey D, Giori N, Cheung EV (2015) Posterior glenoid wear in total shoulder arthroplasty: eccentric anterior

- reaming is superior to posterior augment. *Clin Orthop Relat Res.* Dec;473(12):3928-36.
196. Song BW, Kim W, Rhie T (2015) Factors Influencing the Restoration of Acromiohumeral Distance of Immediate Postoperative Period in Patients Who Have Rotator Cuff Repair Surgery with Large-to-Massive Rotator Cuff Tears. *Korean J Sports Med.* Dec;33(2):67-74.
 197. Brox JI, Lereim P, Merckoll E, Finnanger AM (2003) Radiographic classification of glenohumeral arthrosis. *Acta Orthop Scand.* Apr;74(2):186-9.
 198. Samilson RL, Prieto V. Dislocation arthroplasty of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1983; 65-A: 456-460.
 199. K. Takase (2003) Therapeutic results of the proximal humeral neck fractures. *Clin Calcium.* Oct,13(10):1317-1322.
 200. Habermeyer P, Magosch P, Weiß C, Hawi N, 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.
 201. Lévigne C, F. J (1999) *Rheumatoid Arthritis of the Shoulder: Radiological Presentation and Results of Arthroplasty.* In: *Shoulder Arthroplasty*, Edited by Walch, G., Boileau, P, Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Hong Kong, London, Milan, Paris, Singapore, Tokyo, Springer. Pp. 221-230.
 202. Mullaji AB, Beddow FH, Lamb GH. CT measurement of glenoid erosion in arthritis (1994) *J Bone Joint Surg Br.* May;76(3):384-8.
 203. Galvin JW, Eichinger JK, Boykin RE, Szöllösy G, Lafosse L (2015) Posterior Shoulder Instability Following Anatomic Total Shoulder Arthroplasty: A Case Report and Review of Management. *Int J Shoulder Surg.* Oct-Dec;9(4):131-4.
 204. Katz D, Kany J, Valenti P, Sauzières P, Gleyze P, El Kholti 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.* Jan;23(1):27-34.
 205. Greiner S, Berth A, Käab 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):1331-9.
 206. Denard 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.* Jul;22(7):894-900.
 207. Young AA, 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. *J Bone Joint Surg Br.* Feb;93(2):210-6.

208. Raiss P, Godenèche A, Wittmann T, Schnetzke M, Bruckner T, Neyton L, Walch G (2018) Short-term Radiographic Results of a Cemented Polyethylene Keeled Glenoid Component With Varying Backside Radiuses of Curvature. *J Shoulder Elbow Surg.* May;27(5):839-845.
209. Schoch BS, Wright TW, Zuckerman JD, Bolch C, Flurin PH, Roche C, King JJ (2019) Glenoid Component Lucencies Are Associated With Poorer Patient-Reported Outcomes Following Anatomic Shoulder Arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Oct;28(10):1956-1963.
210. Fox TJ, Foruria AM, Klika BJ, Sperling JW, Schleck CD, Cofield RH (2013) Radiographic Survival in Total Shoulder Arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* Sep;22(9):1221-7.
211. McLendon PB, Schoch BS, Sperling JW, Sánchez-Sotelo J, Schleck CD, Cofield RH (2017) Survival of the Pegged Glenoid Component in Shoulder Arthroplasty: Part II. *J Shoulder Elbow Surg.* Aug;26(8):1469-1476.
212. 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.* Jul;22(7):894-900.
213. Sharplin PK, Frampton CMA, Hirner M (2020) Cemented vs. Uncemented Glenoid Fixation in Total Shoulder Arthroplasty for Osteoarthritis: A New Zealand Joint Registry Study. *J Shoulder Elbow Surg.* Oct;29(10):2097-2103.
214. 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.
215. Alexander JJ, Bell SN, Coghlan J, Lerf R, Dallmann F (2019) The effect of vitamin E-enhanced cross-linked polyethylene on wear in shoulder arthroplasty-a wear simulator study. *J Shoulder Elbow Surg.* Sep;28(9):1771-1778.
216. Kocsis G, Payne CJ, Wallace A, McNally D (2018) Wear analysis of explanted conventional metal back polyethylene glenoid liners. *Med Eng Phys.* Sep; 59:1-7.

9. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

- Abb. 1: Neer-I-Prothese von 1951 (links) als Therapie bei einer Humeruskopffrakaktur, Neer-II-Prothese von 1973 (rechts) als Monoblocksystem
- Abb. 2: Zweite Generation der Humeruskopfprothesen (Bio-Modular-Prothese, Fa. Biomet, Deutschland GmbH)
- Abb. 3: Dritte Generation der Humeruskopfprothese (Aequalis Prothese, Fa. Tornier)
- Abb. 4: Vierte Generation der Humeruskopfprothese (Univers-II-Prothese, Fa. Arthrex)
- Abb. 5: Fünfte Generation der Humerusprothese als schaftfreie, metaphysär verankerte Komponente (Eclipse Prothese, Fa. Arthrex)
- Abb. 6: Das „Rocking-Horse“ Phänomen nach Matsen [54]
- Abb. 7: „Keeled Glenoid“, Fa. Arthrex
- Abb. 8: „Pegged-Glenoid“, Fa. Arthrex
- Abb. 9: „Anchor Peg Glenoid“, Fa. DePuy
- Abb. 10: „Universal Glenoid™“, Fa. Arthrex (Freiham)
- Abb. 11: Präoperative Lagerung des Patienten [12]
- Abb. 12: Deltoideopectoraler Zugang [12]
- Abb. 13: Exposition des Glenoids und Aufsuchen der „glenoid center line“. Das Fräsen erfolgt Pin-geführt [12]
- Abb. 14: Referenzwerte einer gesunden Schulter [66]
- Abb. 15: Technik bei einer „True a.p.“ Röntgenaufnahme [74]
- Abb. 16: „True a.p.“ Röntgenaufnahme
- Abb. 17: Technik bei einer axialen Röntgenaufnahme [74]
- Abb. 18: Axiale Röntgenaufnahme
- Abb. 19: Unterteilung der beurteilten Zonen für MB-Pfannen nach Habermeyer et al. [57] im true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bild
- Abb. 20: Unterteilung der beurteilten Zonen für Kiel-Pfannen im true-a.p. (a) und axialen (b)Rö.-Bild
- Abb. 21: Unterteilung der beurteilten Zonen für Peg-Pfannen im true-a.p. (a) und axialen(b) Rö.-Bild
- Abb 22: Osteolyse in den jeweiligen 3 Zonen des true-a.p. (a) und axialen (b) Rö.-Bildes
- Abb. 23: „True a.p.“ Röntgenaufnahme. Links: Messung der Osteophytenlänge, Mitte: Sphärischer Humeruskopf, Rechts: Asphärischer (deformierter)Humeruskopf
- Abb. 25: Modifizierte Walch-Klassifikation [78]
- Abb. 26: Koronarer Pfannentyp nach Favard [75]
- Abb. 27: Die drei Stadien des Gelenkverbrauchs nach Lévine (I bis III, von links nach rechts aufsteigend) [201]
- Abb. 28: Die vier Inklinationstypen nach Habermeyer (0 bis 3)
- Abb. 29: Messung des Kritischen Schulterwinkels (KSW/CSA)

Abb. 30: Messung des LGHO

Abb. 31: Akromiohumeraler Abstand (AHA) [196]

Abb. 32: Subluxation anhand der Walch-Methode [151]. Der Quotient a/b multipliziert mit 100% ergibt den Subluxationskoeffizienten. Die Linie x beschreibt die Glenoidlinie in Abhängigkeit vom vorderen und hinteren Glenoidpol. Die Linie z beinhaltet den Mittelpunkt zwischen den Glenoidpolen und verläuft orthogonal zu Linie x .

Abb. 33: Seitenverteilung der behandelten Schultergelenke

Abb. 34: Prä- und postoperative CS-Werte des Gesamtkollektivs (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 35: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien des Gesamtkollektivs (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 36: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge des Gesamtkollektivs (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 37: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit Kiel-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 38: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit Kiel-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 39: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit Kiel-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 40: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit Peg-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 41: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit Peg-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 42: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit Peg-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 43: Prä- und postoperative CS-Werte der Patienten mit MB-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 44: Prä- und postoperative Werte der CS-Kategorien für Patienten mit MB-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$)

Abb. 45: Prä- und postoperative Werte der Bewegungsumfänge für Patienten mit MB-Prothese (***) entspricht $p < 0,001$ im Vergleich zu präoperativ)

Abb. 46: Prä- und postoperative absolute CS-Werte im Gruppenvergleich

Abb. 47: Prä- und postoperative relative CS-Werte im Gruppenvergleich

Abb. 48: Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „Schmerz“ im Gruppenvergleich

Abb. 49: Prä- und postoperative CS-Werte der Kategorie „ADL“ im Gruppenvergleich

Abb. 50: Prä- und postoperative Werte der Kategorie „Bewegungsumfang“ (ROM) im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

Abb. 51: Prä- und postoperative Werte der Kategorie „Kraft“ im Gruppenvergleich

Abb. 52: Prä- und postoperative Werte der FLEX im Gruppenvergleich (**

entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 53: Prä- und postoperative Werte der ABD im Gruppenvergleich

Abb. 54: Prä- und postoperative Werte der ARO im Gruppenvergleich

Abb. 55: Gruppenvergleich der absoluten und relativen CS-Werte in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p < 0,05$)

Abb. 56: Gruppenvergleich der Bewegungsumfänge in Bezug auf die präoperative horizontale Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p < 0,05$)

Abb. 57: Gruppenvergleich und Signifikanztestung der klinischen Werte in Bezug auf den LGHO (* entspricht $p < 0,05$; *** entspricht $p < 0,001$)

Abb. 58: R-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 59: RLL-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

Abb. 60: RLL-Score pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich

Abb. 61: RLL-Score pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich

Abb. 62: Häufigkeit der RLL insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

Abb. 63: Häufigkeit der RLL pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

Abb. 64: Häufigkeit der RLL pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

Abb. 65: Osteolyse-Score insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$, ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 66: Osteolyse-Score pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$, ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 67: Osteolyse-Score pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich

Abb. 68: Häufigkeit der Osteolyse insgesamt und pro Röntgenaufnahme im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 69: Häufigkeit der Osteolyse pro Zone im true-a.p. Röntgenbild im Gruppenvergleich (** entspricht $p < 0,01$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 70: Häufigkeit der Osteolyse pro Zone im axialen Röntgenbild im Gruppenvergleich (* entspricht $p < 0,05$)

Abb. 71: Prä- und postoperativer SI innerhalb der Gruppen (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

Abb. 72: Prä- und postoperativer SI der Glenoidmorphologien nach Walch (* entspricht $p < 0,05$; *** entspricht $p = 0,001$)

Abb. 73: Gruppenvergleich des prä- und postoperativen SI in Abhängigkeit von der Glenoidmorphologie nach Walch (* entspricht $p < 0,05$; ** entspricht $p < 0,01$)

10. TABELLENVERZEICHNIS

Tab. 1: Constant-Murley Score [67, 68]

Tab. 2: Alters- und geschlechtsnormierter CS [69]

Tab. 3: Gruppenvergleich der postoperativen klinischen Werte in Bezug auf den präoperativen Schweregrad der Omarthrose

Tab. 4: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf die präoperative koronare Glenoidmorphologie nach Favard

Tab. 5: Einfluss der Schweregrads der postoperativen Protrusion nach Lévigne

Tab. 6: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den postoperativen Inklinationstyp nach Habermeyer

Tab. 7: Gruppenvergleich der klinischen Werte in Bezug auf den kritischen Schulterwinkel (KSW)

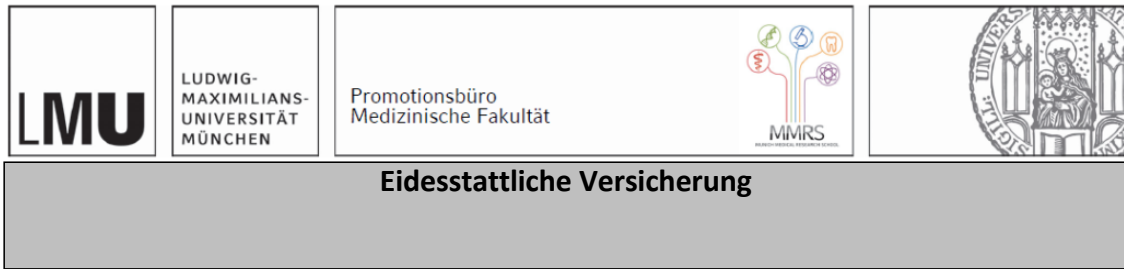
Tab. 8: Signifikanz des Gruppenvergleichs der klinischen Werte in Bezug auf den KSW

11. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

| | | | |
|------|---|---------|---|
| A. | Arterie (Arteria) | Lig. | Ligamentum |
| Abb. | Abbildung | M./Mm. | Muskel/Muskeln |
| ABD | Abduktion | MB | Metal-Back |
| ADD | Adduktion | MRT | Magnet-Resonanz-Tomographie |
| ADL | Alltagsaktivitäten (Activities of daily life) | N. | Nerv (Nervus) |
| ARO | Außenrotation | PE | Polyethylen |
| a.p. | anteroposterior | PNF | Propriozeptive neuromuskuläre Faszillation |
| CLPE | Quervernetztes PE (Cross-linked PE) | Proc. | Processus |
| CS | Constant-Score | ROM | Bewegungsumfang (Range of Motion) |
| CSA | Kritischer Schulterwinkel (Critical Shoulder Angle) | R-Score | Radiologischer Score |
| CT | Computer-Tomographie | RLL | Radiologische Lockerungssäume (Radiolucent Lines) |
| CTA | Defektarthropathie (Cuff-Tear-Athropathy) | RM | Rotatorenmanschette |
| EXT | Extension | Rö | Röntgen |
| Fa. | Firma | Tab. | Tabelle |
| FLEX | Flexion | TEP | Totalendoprothese |
| IRO | Innenrotation | UHMWPE | Ultrahochmolekulares PE (Ultra heavy molecular weight PE) |
| KSW | Kritischer Schulterwinkel | V. | Vene (Vena) |

| | | | |
|------|--------------------------------------|--|--|
| LGHO | Lateraler gleno- humeraler Offset | | |
|------|--------------------------------------|--|--|

12. EIDESSTAATLICHE VERSICHERUNG



Philipp Jens Vetter

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

Mittelfristige Ergebnisse zementierter versus nicht-zementierter Schulterpfannen bei der Omarthrose: Eine Matched-Pair Analyse

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.

Zürich, den 11.08.2022 _____ Philipp Jens Vetter _____
Ort, Datum
Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

14. DANKSAGUNG

Folgenden Personen möchte ich aufrichtig von ganzem Herzen danken:

Herrn Prof. Dr. med. habil. Peter Habermeyer für die freundliche Überlassung des Themas. Sie haben mich über den gesamten Zeitraum der Promotion in fachlicher und persönlicher Hinsicht unterstützt und maßgeblich zu meiner Weiterbildung beigetragen.

Frau Dr. med. Petra Magosch für Ihre geduldige Beantwortung meiner Fragen und die wissenschaftlichen Anregungen. Ich habe mich durch Sie sehr gut betreut gefühlt.

Meinen Eltern Alice und Dieter für Ihre stetige emotionale und finanzielle Unterstützung.

Meinem Bruder Niklas, der mir alles bedeutet.

Meiner Großmutter Inge, welche mich auch in schwierigen Zeiten bestärkt hat.

Dr. med. Alexander Mann, der mich zum Ergreifen der unfallchirurgisch-orthopädischen Fachrichtung ermutigt hat.