



Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie  
der Technischen Universität München  
Klinikum rechts der Isar  
(Direktor: Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe)

Retrospektives Follow-Up nach Implantation  
einer schafffreien Humeruskopfprothese

Markus Johannes Hamberger

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät  
für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung  
des akademischen Grades eines Doktors der Medizin  
genehmigten Dissertation.

Vorsitzende(r): Prof. Dr. Jürgen Schlegel

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. Rüdiger von Eisenhart-Rothe  
2. Priv.-Doz. Dr. Martin Lucke

Die Dissertation wurde am 02.05.2017 bei der Technischen Universität München  
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 03.01.2018 angenommen.

Meinen Eltern  
gewidmet

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	4
1.1	Hintergrund .....	4
1.2	Fragestellung .....	6
1.3	Anatomische und biomechanische Grundlagen.....	6
1.3.1	Glenohumerale Geometrie .....	6
1.3.2	Funktionelle Anatomie und Biomechanik.....	9
1.3.2.1	Kinematik.....	9
1.3.2.2	Stabilität.....	10
1.4	Die Entwicklung der Schulterendoprothetik .....	10
1.4.1	Konstruktionsprinzipien von Totalendoprothesen .....	10
1.4.2	Historischer Rückblick und Vorstellung der Prothesengenerationen.....	11
1.4.3	Der Oberflächenersatz .....	15
1.5	Biomechanische Aspekte des Prothesendesigns .....	17
2	Material und Methoden.....	21
2.1	Die Eclipse™-Prothese .....	21
2.1.1	Vorstellung der Prothesenkomponenten.....	21
2.1.2	Das Prothesendesign .....	21
2.1.3	Indikationen.....	22
2.1.4	Ausschlusskriterien .....	23
2.1.5	Probleme und Grenzen .....	25
2.1.6	Operative Implantationstechnik .....	26
2.1.7	Nachbehandlung .....	28
2.2	Studienablauf .....	29
2.3	Vorstellung des Patientenkollektivs .....	31
2.4	Die klinische Untersuchung .....	34
2.5	Schulterfunktionsscores .....	36
2.5.1	Der Schulterfunktionsscore nach Constant und Murley .....	36
2.5.2	Der DASH-Score.....	38
2.5.3	Der Simple Shoulder Test .....	38
2.6	Radiologische Diagnostik .....	39
2.6.1	Der radiologische Datensatz .....	39
2.6.2	Erklärung der radiologischen Messmethodik .....	39
2.6.3	Vorstellung der radiologischen Messparameter.....	40
2.6.3.1	Klassifikation nach Samilson und Prieto .....	40

2.6.3.2	Glenoidklassifikation nach Walch.....	41
2.6.3.3	Klassifikation der Frakturfolgen nach Boileau .....	42
2.6.4	Die glenohumerale Geometrie.....	43
2.6.4.1	Messparameter der glenohumeralen Geometrie.....	43
2.6.4.2	Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR).....	45
2.6.5	Radiologische Beurteilung der Rotatorenmanschette.....	46
2.6.6	Posttraumatische Fehlstellung des Humeruskopfes .....	47
2.6.6.1	Messparameter der posttraumatischen Fehlstellung.....	47
2.6.6.2	Auswertungsmethodik .....	48
2.6.7	Beurteilung von periprothetischen Lysezonen .....	48
2.6.7.1	Lysezonen an Grundplatte und Schraubenhals .....	48
2.6.7.2	Kalkarerosionen.....	49
2.7	Subjektive Befragung .....	50
2.8	Statistische Testverfahren.....	50
3	Ergebnisse .....	51
3.1	Schulterfunktionsscores .....	51
3.1.1	Constant-Score .....	51
3.1.1.1	Schmerz .....	51
3.1.1.2	Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) .....	51
3.1.1.3	Bewegungsausmaß (ROM = range of movement) .....	52
3.1.1.4	Kraft.....	53
3.1.1.5	Gesamtwerte .....	53
3.1.1.6	Mögliche Einflussfaktoren.....	55
3.1.1.6.1	Patientenalter .....	55
3.1.1.6.2	Geschlecht .....	56
3.1.1.6.3	Endoprothesentyp .....	57
3.1.1.6.4	Glenoidklassifikation.....	60
3.1.1.6.5	Frakturfolgezustände.....	65
3.1.1.6.6	Schulterseite .....	66
3.1.2	DASH-Score .....	67
3.1.3	Simple Shoulder Test .....	69
3.2	Klinische Untersuchung.....	71
3.2.1	Aktive Abduktion .....	71
3.2.2	Aktive Flexion.....	72
3.2.3	Aktive Aussenrotation ( bei 0° Abduktion).....	74
3.2.4	Aktive Innenrotation.....	75
3.3	Radiologische Auswertung .....	77

3.3.1	Arthrosegrad nach Samilson und Prieto .....	77
3.3.2	Glenohumeraler Rekonstruktionsgrad (ghR) .....	77
3.3.3	Rotatorenmanschettenstatus.....	84
3.3.4	Rotatorenmanschettenstatus und glenohumerales Offset (ghO) .....	85
3.3.5	Posttraumatische Humeruskopffehlstellung.....	90
3.3.6	Lysezonen.....	90
3.3.7	Kalkarerosionen .....	91
3.4	Komplikationen und Revisionseingriffe .....	92
3.4.1	Komplikationen.....	92
3.4.2	Revisionseingriffe .....	96
3.5	Subjektive Befragung .....	97
3.5.1	Erwartungen.....	97
3.5.2	Bewertungen.....	97
4	Diskussion.....	99
4.1	Studiendesign und -kollektiv .....	99
4.2	Klinische Ergebnisse .....	100
4.2.1	Gesamtkollektiv.....	100
4.2.2	Primäre Omarthrose.....	102
4.2.3	Posttraumatische Omarthrose.....	105
4.2.4	Vergleich der beiden Hauptdiagnosegruppen.....	107
4.2.5	Weitere Einflussfaktoren .....	109
4.3	Komplikationen.....	113
4.4	Radiologische Ergebnisse .....	116
4.5	Subjektive Befragung .....	122
5	Zusammenfassung.....	123
6	Literaturverzeichnis .....	127
7	Abbildungsverzeichnis.....	145
8	Anhang.....	151
8.1	Constant Score .....	151
8.2	DASH Score.....	156
8.3	Simple Shoulder Test.....	160
9	Danksagung.....	161

# 1 Einleitung

## 1.1 Hintergrund

Zurückblickend ist der Entwicklungsprozess der Schulterendoprothetik im Vergleich zu anderen Bereichen des künstlichen Gelenkersatzes durch eine hohe Dynamik und eine Vielzahl an Innovationen geprägt. Das Verständnis der Biomechanik des Schultergelenkes sowie die Kenntnis der glenohumeralen Geometrie forcierten die Anforderungen an die Endoprothetik. In Anlehnung an die Hüftendoprothetik zeigten die Prothesenmodelle über viele Jahrzehnte eine durchwegs schaftgeführte Verankerung auf. Die Entwicklung dieser verschiedenen Prothesengenerationen ist durch eine im Verlauf zunehmende Modularität hinsichtlich der individuellen Anpassungsmöglichkeiten an die anatomischen Kenngrößen gekennzeichnet. Die Humerusschaftprothese gilt als bewährtes und in der Literatur gesichertes Konzept. Sie weist eine geringe schaftbezogene Komplikationsrate auf, was mitunter durch die geringe axiale Belastung zu begründen ist [1]. So lassen sich revisionsbedürftige isolierte Schaftkomplikationen lediglich bei 1,1 Prozent der Patienten nachweisen [2,3]. Als schaftbezogene Komplikationen werden mitunter intraoperative und traumatisch bedingte periprothetische Frakturen genannt [2,3,4,5,6,7]. Als Früh- und Spätkomplikation beträgt das Risiko einer periprothetischen Fraktur bei Schaftprothesen bis zu 5 Prozent [2,8]. Bei zementfreien Implantaten können proximale Mikrobewegungen oder „stress shielding“ zu einer vermehrten knöchernen Resorption führen [9,10]. Dies kann in manchen Fällen als Vorstufe einer Lockerung angesehen werden. Die Notwendigkeit einer operativen Revision ist jedoch meist in der Kombination mit einer glenoidalen Komplikation zu sehen [11]. Insbesondere bei jungen Patienten mit hohem Belastungsanspruch sind nach konventioneller Endoprothetik im Langzeitverlauf durch Verschleiß, Abrieb und Lockerung Komplikationen zu erwarten [12]. Daher muss trotz verbesserter Standzeiten der klassischen Endoprothesen mit Wechseloperationen im weiteren Verlauf des Lebens gerechnet werden. Die hier notwendige Entfernung des Prothesenschaftes kann zu einer großen operativen Herausforderung avancieren. Die Revision und der Ausbau einer zementiert oder zementfrei eingebrachten Schaftprothese sind meist aufwendige und relativ komplikationsträchtige Eingriffe [13,14]. Sie erfordern meist eine ausgedehnte Schafffensterung, die nicht selten zu weiteren Komplikationen, wie intraoperativen Frakturen führen kann. So zeigen periprothetische Frakturen mit 25 Prozent einen hohen Anteil an allen denkbaren Komplikationen [5]. Letztendlich führen revisionsbedürftige Komplikationen von schaftgeführten Prothesen zu einem weiteren nicht unproblematischen Verlust von Knochen substanz. Hierdurch werden spätere Folgeeingriffe deutlich erschwert und die Verfahrensauswahl wird stark begrenzt. Des Weiteren ist die anatomische Rekonstruktion mittels schaftgeführter Prothese bei posttraumatisch ausgeprägten Deformitäten des proximalen Humerus erheblich limitiert [15]. Die Abhängigkeit der Kalottenpositionierung von der

pathologisch veränderten Schaftachse kann eine Wiederherstellung der ursprünglichen Anatomie unmöglich werden lassen. Oftmals wird lediglich eine extraanatomische Rekonstruktion erreicht [16]. Diese Problematik ist lediglich durch ein schaftunabhängiges Verankerungskonzept zu lösen. Sogenannte Cup-Prothesen als Vertreter des reinen Oberflächenersatzes weisen aufgrund der minimalen proximalen Knochenresektion gute Rückzugsmöglichkeiten auf. Durch das Belassen der Kopfkalotte resultieren jedoch auch offensichtliche Nachteile. Aufgrund der anatomischen Gegebenheiten wird eine intraoperative Glenoidexposition erheblich erschwert. So muss eine notwendige Pfannenversorgung aufgrund der operationstechnischen Schwierigkeiten mitunter unterbleiben [17]. Zudem kann bei ausgedehnten posttraumatisch bedingten Defekten oder Humeruskopfnekrosen zur Verankerung eines Oberflächenersatzes nicht genügend Knochensubstanz vorhanden sein.

Eine Weiterentwicklung des reinen Oberflächenersatzes stellt der schafftfreie Humeruskopfersatz dar. Er bietet seit 2004 ein modernes Verfahren zum endoprothetischen Gelenkersatz der Schulter und wird auch als fünfte Generation der Schulterprothesen bezeichnet [18]. Bislang wurden von fünf verschiedenen Herstellern schafftfreie Implantate entwickelt. In Anbetracht der erwähnten Defizite und Komplikationen der schaftgeführten Prothesen sollen sie zu einer Erweiterung des Portfolios der Schulterendoprothetik führen. Unter Berücksichtigung der oben beschriebenen Aspekte benennt die Eclipse™-Prothese als Vertreter des schafftfreien Humeruskopfersatzes eigens formulierte Vorteile.

Diese wurden durch ihren Entwickler Herrn Prof. Dr. med. Habermeyer wie folgt beschrieben [19]:

- 1) Ideale Anpassung des humeralen Offset durch Ausrichtung auf die Kortikalisränder am anatomischen Hals
- 2) Kalottenpositionierung unabhängig von der Schaftachse ermöglicht besonders bei posttraumatischen Fällen eine anatomische Lösung
- 3) Freier Zugang zum Glenoid ermöglicht eine einfache Totalversorgung
- 4) Im Revisionsfall kann der Wechsel auf eine anatomische oder inverse Prothese komplikationsarm erfolgen
- 5) Das Prothesendesign ermöglicht einen kleinen Zugang

## **1.2 Fragestellung**

Meine Promotionsarbeit dient der Erfassung klinischer Kurzzeitergebnisse im Rahmen eines retrospektiven Follow Ups nach Implantation einer zement- und schafftfreien Humeruskopfprothese. Innerhalb dieser klinischen Studie wurden die verschiedenen Indikationsstellungen und der Prothesentypus (Hemi- und Totalendoprothese) berücksichtigt. Die ermittelten Daten wurden in Abhängigkeit von der jeweiligen Fragestellung mittels verschiedener wissenschaftlich anerkannter Kriterien und statistischer Testverfahren bewertet. Zur erweiterten Evaluierung der klinischen Ergebnisse wurden die eigens erhobenen Daten mit denen in der aktuellen Literatur vorhandenen Ergebnissen von metaphysär verankerten und schaftgeführten Schulterprothesen verglichen.

Die Fragestellungen wurden wie folgt formuliert:

- 1) Existieren relevante Unterschiede zwischen den klinischen Ergebnissen von Patienten mit einer primären oder einer posttraumatischen Omarthrose?
- 2) Bestehen signifikante Unterschiede zwischen den klinischen Ergebnissen von Patienten mit einer Hemi- oder Totalendoprothese?
- 3) Bestehen bei Patienten mit einer primären Omarthrose Zusammenhänge zwischen der Qualität des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades und dem klinischen Outcome?
- 4) Sind in der Auswertung der bildgebenden Daten negative radiologische Phänomene zu erkennen, die auf ein Implantatversagen im Sinne einer Lockerung hinweisen?

## **1.3 Anatomische und biomechanische Grundlagen**

### **1.3.1 Glenohumerale Geometrie**

Zur Wiederherstellung der glenohumeralen Bewegungsmuster, ist eine exakte Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie essentiell [20]. Die geometrische Form des Humeruskopfes entspricht am ehesten einer Kugel [21]. Hierbei beträgt der maximale Durchmesser der kugelförmigen Gelenkfläche 37 bis 58 mm, bei einem dazugehörigen Kugelradius von etwa 19 bis 28 mm [21,22,23,24]. Des Weiteren konnten Hertel et al. [23] in ihrer Untersuchung an 200 Humerusknochen aufzeigen, dass ein Verhältnis zwischen Radius und Kopfhöhe von im Mittel 0,71 (0,64–0,77) besteht. Diese nahezu konstante Relation bedeutet, dass für das Design eines Oberflächenersatzes am Humeruskopf ein einziger Radius-Höhen-Quotient ausreichen kann. Wird die Gelenkfläche als ein kreisrunder Ausschnitt eines kugelförmigen Humeruskopfes betrachtet, so wird ihr Größenanteil mit etwa einem Drittel von der gesamten Kopfoberfläche angegeben [25]. Die Höhe der humeralen



Gelenkfläche (in der Abbildung 1 als Strecke B-C markiert) liegt zwischen 15 und 24 mm [22]. Der Neigungswinkel zwischen Kopfbasis und intramedullärer Schaftachse in der Frontalebene wird in der Endoprothetik als Inklinationswinkel alpha bezeichnet (siehe auch Abbildung 1). Dieser variiert zwischen 30 und 55 Grad [20].

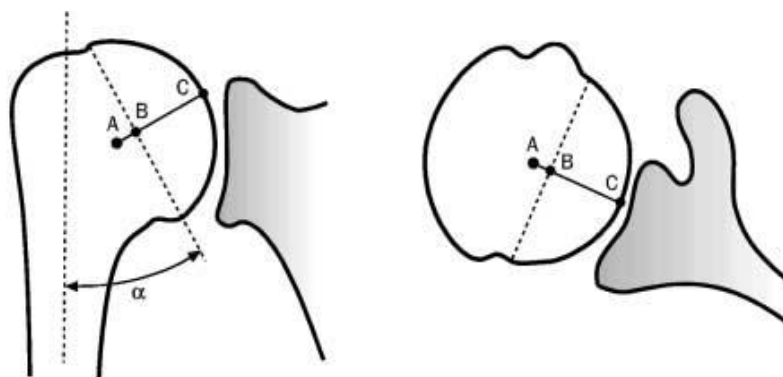


Abbildung 1: Darstellung der proximalen Humerusgeometrie, modifiziert aus [22]

In der koronaren Ebene ist der Oberarmkopfmittelpunkt durchschnittlich um etwa 7 mm nach medial (Variationsbreite: 3 bis 11 mm) und in der axialen Ebene um ca. 2 mm (Variationsbreite: -1 bis 6 mm) nach dorsal gegenüber der intramedullären Schaftachse versetzt [21]. Dies wird als medioposteriales humerales Offset bezeichnet (siehe Abbildung 2).

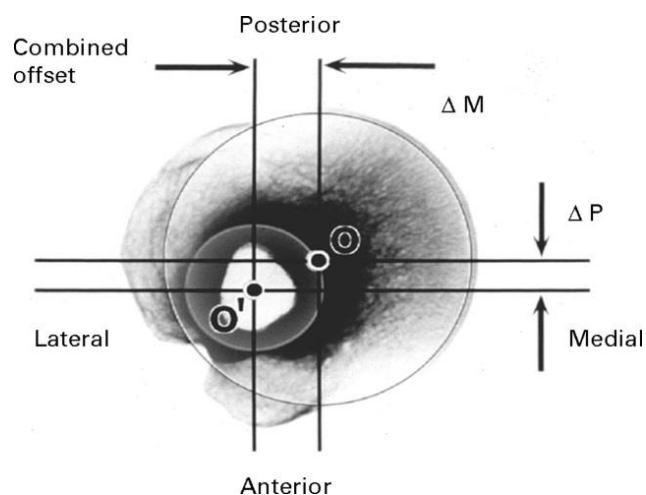


Abbildung 2: Darstellung des medioposterialen humeralen Offsets in der koronaren Ebene [26]

Die Gelenkfläche ist gegenüber der transepicondylären Achse um durchschnittlich etwa 18 Grad retrovertiert. Nimmt man dagegen eine Tangente an Trochlea und Kondylus des distalen Humerus als Bezugspunkt, entspricht dieser Winkel durchschnittlich etwa 22 Grad (siehe Abbildung 3). Insbesondere die Retroversion der Gelenkfläche unterliegt mit  $-7$  bis  $48$  Grad bzw.  $-10$  bis  $57$  Grad einer erheblichen Variationsbreite [27].

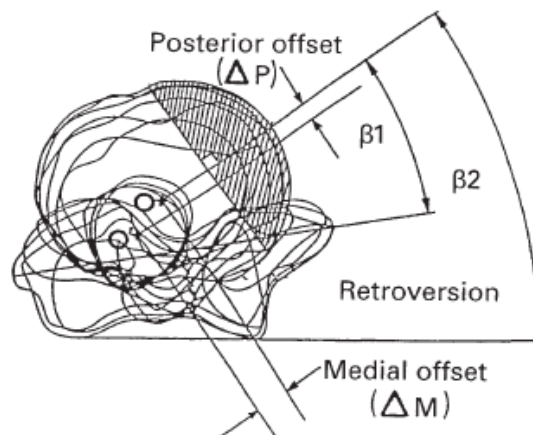


Abbildung 3: Darstellung des Retroversionswinkels im Verhältnis zur transepicondylären Achse ( $\beta_1$ ) und zur Tangente von Trochlea und Kondylus ( $\beta_2$ ) [21]

Das Glenoid besitzt in der anteroposterioren Ebene eine birnenförmige Struktur (siehe Abbildung 4). Hierbei ist der untere Anteil (L-K) mit einem durchschnittlichen Wert von etwa 29 mm breiter gestaltet. Der obere Anteil (O-P) wird mit einer durchschnittlichen Breite von etwa 23 mm angegeben. Die Höhe des Glenoids (M-N) variiert in der kraniokaudalen Ebene mit Werten zwischen 30 und 48 mm. Zwischen den Glenoidparametern und dem Radius des Humeruskopfes zeigt sich ein lineares Größenverhältnis mit  $R=0,980$  [22]. Die Gelenkfläche des Glenoids ist in Relation zur Skapula durchschnittlich um circa 6 Grad retrovertiert, wobei auch hier eine erhebliche Variationsbreite ( $-2$  bis  $+13$  Grad) besteht [27].

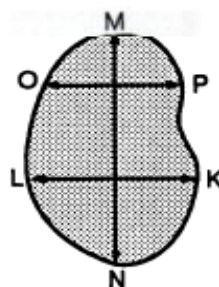


Abbildung 4: Ansicht des Glenoids in der anteroposterioren Ebene [22]

## 1.3.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik

### 1.3.2.1 Kinematik

Der große Bewegungsumfang der Schulter erfordert ein differenziertes Zusammenspiel der einzelnen Gelenke. Die komplexe neuromuskuläre Führung sowie der besondere Aufbau des Kapsel-Band-Apparates ermöglichen eine hohe Beweglichkeit der Gelenkkette bei gleichzeitiger Stabilität. Die größte Bewegungsamplitude erfolgt in dem Glenohumeralgelenk. Der volle Bewegungsumfang der Schulter kann jedoch nur durch das zusätzliche skapulothorakale Gleiten und Verkippen der Skapula unter Rotation der Klavikula erreicht werden. Das Akromioklavikulargelenk ist schon bei initialen Bewegungen beteiligt. Die ersten 30 Grad der Abduktion gehen mit sehr variablen Bewegungsmuster der Skapula einher [28]. Nach Ansicht von Bergman et al. [29] findet hier die Bewegung vorwiegend im Glenohumeralgelenk statt. Der humeroskapuläre Rhythmus beschreibt das Verhältnis der Bewegungsanteile des glenohumeralen Gelenkes sowie des skapulothorakalen Nebengelenkes an der gesamten Bewegungsamplitude der Abduktion (siehe Abbildung 5). Hierzu lassen sich in der Literatur unterschiedliche Angaben finden. So beschreiben Grifka et al. [28] ein Einsetzen der humeroskapulären Bewegung in einem kontinuierlichen Verhältnis von 2:1 ab 90° Abduktion. Bergman et al. [29] beschreiben dieses bereits ab 30° Abduktion. Schünke et al [30] sehen dieses regelmäßige Verhältnis bei jeglicher Bewegung mit thorakoskopulärer Gelenkbeteiligung verwirklicht.

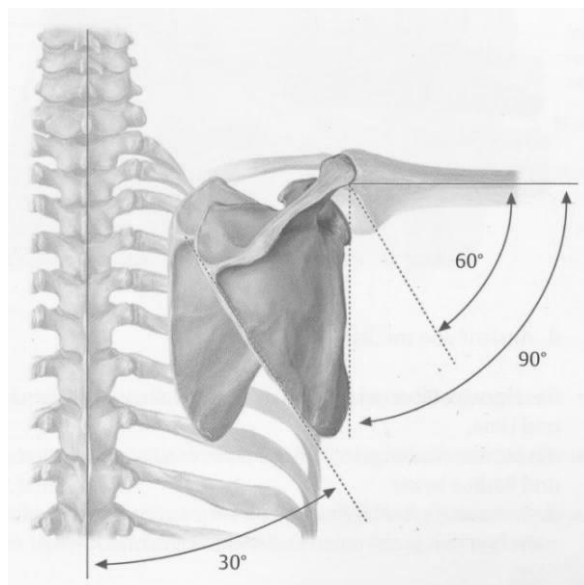


Abbildung 5: Darstellung des humeroskapulären Rhythmus [30]

### **1.3.2.2 Stabilität**

Der große Bewegungsumfang der Schulter ist durch eine geringe knöchernen Formschlüssigkeit des glenohumeralen Gelenkes bedingt. Dabei übernimmt der Weichteilmantel eine stabilisierende Funktion. Ein wichtiger Faktor ist der Druckgradient, mit dem der Humeruskopf gegen die Pfanne gepresst wird. Dieses Wirkungsprinzip wird als Konkavitätskompression beschrieben [31]. Die einzelnen Muskeln der Rotatorenmanschette entfalten entsprechend ihres topographischen Verlaufs eine komprimierende und zentrierende Wirkung auf den Humeruskopf in Bezug auf das Glenohumeralgelenk. Hierbei ist das Zusammenspiel von Muskelkoordination und Propriozeption entscheidend. Die Gelenkkapsel hat aufgrund ihres Aufbaus einen zusätzlich stabilisierenden Effekt. Die zirkulären Fasern und die bandartigen Verstärkungen führen bei Verwringung und unter Distraction zu einer weiteren stabilisierenden Zentrierung des Humeruskopfes. Diese Wirkung wird vor allem in den endgradigen Bewegungsausschlägen realisiert. Weitere Stabilisatoren sind die luxationssichernde kranioventrale Fornix humeri und die intrartikulär vorherrschende Adhäsion und Kohäsion der synovial benetzten Gelenkflächen. Insgesamt muss das Glenohumeralgelenk als ein mehr kraft- als formschlüssiges Gelenk betrachtet werden [28].

## **1.4 Die Entwicklung der Schulterendoprothetik**

### **1.4.1 Konstruktionsprinzipien von Totalendoprothesen**

In der geschichtlichen Entwicklung von Totalendoprothesen lassen sich im Allgemeinen drei Konstruktionsprinzipien unterscheiden (siehe Abbildung 6) [32,33]:

- 1) kraftschlüssige Systeme mit inkongruenten Kontaktflächen (unconstrained)
- 2) halbformschlüssige Systeme mit kongruenten Kontaktflächen (semi-constrained)
- 3) formschlüssige Prothesen mit kongruenten Kontaktflächen (full-constrained)

Dabei konnten sich die formschlüssigen extraanatomischen Prothesen der 70er Jahre des letzten Jahrhunderts wegen einer hohen Komplikationsrate mechanischen Versagens nicht längerfristig durchsetzen [34]. Die kraftschlüssigen anatomischen Prothesen haben sich seit der Einführung durch Neer in den 50er Jahren im Laufe der Zeit mit vergleichsweise guten klinischen Ergebnissen etablieren können [35].

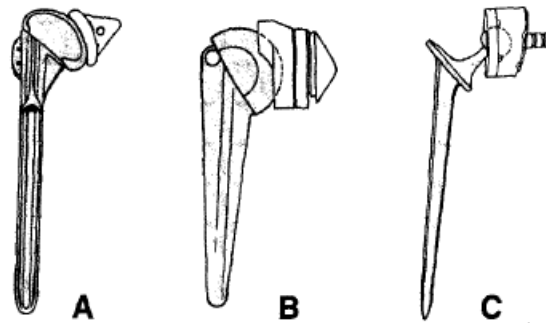


Abbildung 6: Darstellung der unterschiedlichen Prothesentypen (A = unconstrained, B = semi-constrained, C = full-constrained) [35]

### 1.4.2 Historischer Rückblick und Vorstellung der Prothesengenerationen

Die erste dokumentierte Implantation einer Schulterendoprothese erfolgte durch den französischen Chirurgen Jules Emile Péan am Ende des 19. Jahrhunderts. Die Prothese bestand aus einem Platinschaft, Metallstreifen und einem Hartgummiball (siehe Abbildung 7). Wegen einer chronischen Fisteleiterung musste diese nach zwei Jahren explantiert werden [36].

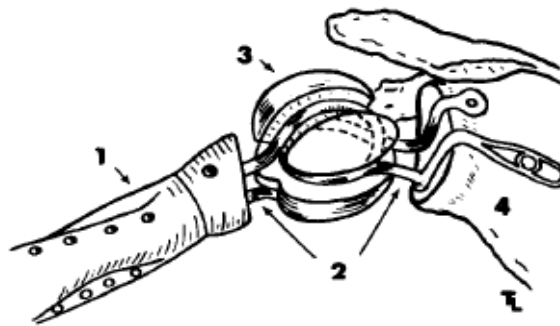


Abbildung 7: Skizze der Schulterprothese aus dem Jahr 1893 [37] (1 = Platinschaft, 2 = Metallstreifen, 3 = Hartgummiball, 4 = Scapula)

In den anschließenden Jahrzehnten konnten keine wesentlichen Fortschritte in der Schulterendoprothetik verzeichnet werden. In diesem Zeitraum waren nur vereinzelt medizinische Publikationen zur Schulterendoprothetik zu finden. So stellte beispielsweise der Würzburger Chirurg F. König im Jahre 1914 ein Prothesenmodell aus Elfenbein vor [38].

Erst in den 50er Jahren gelang Charles S. Neer II der Durchbruch in der Entwicklung der Schulterendoprothetik. Mit dem eigens formulierten Anspruch die glenohumerale Anatomie möglichst genau rekonstruieren zu wollen, revolutionierte er das Prothesendesign und begründete damit die moderne Schulterendoprothetik [39]. Im Jahr 1955 stellte seinen ersten Prothesentyp vor. Dieser wurde ursprünglich für die Frakturversorgung konzipiert und stellte eine nicht gekoppelte Hemiprothese dar [40]. Dabei waren der Schaft und der Prothesenkopf innerhalb eines Monoblocksystems fest miteinander verbunden (siehe Abbildung 8). In den 70er Jahren führte eine Weiterentwicklung des Basisimplantates zu den ersten Modifikationsmöglichkeiten hinsichtlich der Größe einzelner Prothesenbestandteile. So konnten unterschiedliche Schaftlängen und -dicken sowie Kopfgrößen gewählt werden, wobei die individuelle Anpassung an die vorgegebene Anatomie weiterhin begrenzt war. Es konnte weder in der Koronar- noch in der Axialebene die Geometrie des proximalen Humerus identisch nachgebildet werden. Allerdings wurde mit der Entwicklung einer Glenoidkomponente aus Polyethylen der künstliche Pfannenersatz als weitere Therapieoption ermöglicht. Dabei waren Kopf- und Pfannenradius identisch. Der übereinstimmende Krümmungsradius von Prothesenkopf und Glenoid erwies sich hinsichtlich der Biomechanik als problematisch. Der Gelenkschluss zeigte sich zwar als stabil, jedoch wurde eine physiologische Roll-Gleitbewegung verhindert. Boileau et al. konnten eine vermehrte Pfannenlockerung bei kongruenten Radien nachweisen [41]. 1973 erfolgte eine Überarbeitung des Prothesendesigns, wodurch die Neer-II-Prothese vorgestellt werden konnte. Die oben beschriebenen Prothesen werden zur sogenannten ersten Generation gezählt.

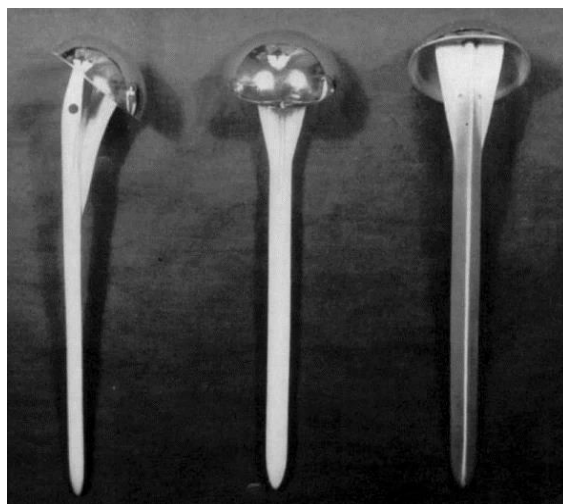


Abbildung 8: Darstellung der Monoblockprothesen der 1. Generation nach Neer II [38]

Basierend auf dem Grundmodell von Neer, erfolgte Ende der 80er Jahre eine Weiterentwicklung des Prothesenaufbaus. Hierbei wurde das ursprüngliche Konzept der Monoblockprothese verlassen. Es konnten modulare Systeme präsentiert werden. Dines und Warren [42] stellten beispielsweise eine modulare Prothese der Firma Biomet (Firmensitz in Warsaw, Indiana, USA) vor (siehe Abbildung 9). Hier konnten verschiedene Prothesenköpfe und -schäfte miteinander kombiniert werden, was die anatomische Rekonstruktion der glenohumeralen Gelenkes unter Berücksichtigung des lateralen Offsets erleichterte. Durch die Entnahmemöglichkeit des Prothesenkopfes wurde die Operationstechnik hinsichtlich der Implantation und der Revision vereinfacht. Zudem wurde zur Verringerung der zuvor beschriebenen Lockerungsraten die Kongruenz der humeralen und glenoidalen Komponenten bei Totalprothesen aufgehoben. Zur zweiten Generation darf ebenfalls die Prothese Global der Firma DePuy (Firmensitz in Warsaw, Indiana, USA) gezählt werden.



Abbildung 9: Darstellung der modularen Biomet-Prothese als Beispiel der 2. Generation [39]

In den 90er Jahren zeigten Boileau und Walch [21,43] die komplexe dreidimensionale Geometrie des proximalen Humerus auf (siehe Kapitel 1.3.1). Ausgehend von diesen Erkenntnissen, wurde die Aequalis®-Prothese der Firma Tornier entwickelt (siehe Abbildung 10). Sie ermöglichte die individuelle Anpassung des mediolateralen und anteriorposterioren Offsets sowie des Inklinationswinkels an die vorgegebene Anatomie. Hierdurch konnte das Kopfdrehzentrum präzise und individuell rekonstruiert werden. Die Wiederherstellung des Originalrotationszentrums ermöglichte eine Annäherung an die physiologische Kinematik. [17]. Eine individuelle Einstellung der Retrotorsion war jedoch nicht möglich. Diese Prothese gilt als Vertreter der dritten Generation der anatomischen Humerusprothesen.



Abbildung 10: Die Aequalis®-Prothese (Fa. Tornier) mit unterschiedlichen Schaftvariationen (b/c1 = zementiert, c2 = zementfrei, c3 = Frakturprothese) als Beispiel der 3.Generation [20]

Bei der Markraumpräparation beziehungsweise bei der Implantation zwingt die Geometrie der proximalen Markhöhle den Prothesenschaft in eine Retrotorsion, die nicht unbedingt mit der Retrotorsion der Resektionsebene der Kalotte entlang des anatomischen Halses übereinstimmen muss. Sowohl von Gerber (Prothese Anatomica der Firma Protek, siehe Abbildung 11) als auch von Habermeyer (Prothese Univers der Firma Arthrex) wurden 1997 bzw. 1998 Systeme vorgestellt, die neben einer variablen Adjustierung des Inklinationwinkels und der Kopfexzentrizität die starre Verbindung zwischen Prothesenschaft und Kalotte mit einer Drehmöglichkeit im Kopf-Hals-Bereich freigeben [44]. Dadurch wird die Schaftgeometrie von der Kopfposition unabhängig, der Schaft erlaubt die korrekte Positionierung der Kalotte auf der humeralen Resektionsfläche [17]. Diese 4. Generation der Endprothesen ermöglicht so eine stufenlose Modularität um 3 Achsen [39].

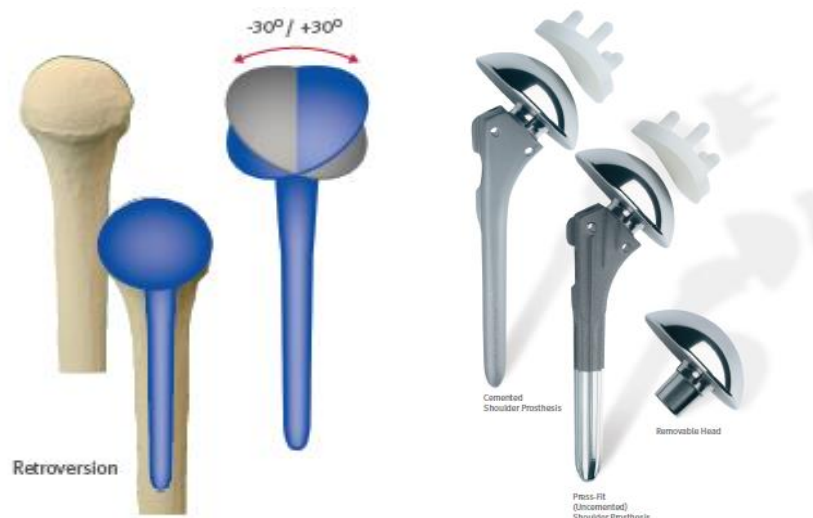


Abbildung 11: Modularität der Retroversion und Darstellung der Prothese Anatomica der Firma Zimmer als Beispiel der 4.Generation [45]



### 1.4.3 Der Oberflächenersatz

Ein anderer Entwicklungsweg stellt der Oberflächenersatz dar. Es beruht im Wesentlichen auf dem ausschließlichen Ersatz der zerstörten Gelenkoberfläche mit Wiederherstellung der ursprünglichen Anatomie bei minimaler Knochenresektion. Primäres Ziel bei der Entwicklung des Oberflächenersatzes war die alleinige Rekonstruktion des Oberarmkopfes, um das Ausmaß der Knochenresektion zu minimieren. Seit 1981 wird die in Schweden entwickelte Scan-Shoulder Prothese zur Anwendung gebracht. Diese wurde ursprünglich für die operative Therapie der rheumatoiden Arthritis entwickelt. Dabei handelt es sich um eine hemisphärische und 1,7 mm dicke Kappe, die nach Oberflächenbearbeitung auf den belassenen Humerkopf zementiert wird. Über die ersten vielversprechenden Ergebnisse eines Cup-Systems bei rheumatoider Arthritis berichteten Steffee und Moore [46] im Jahr 1984, bevor die schwedische Arbeitsgruppe um Jonsson und Rydholm et al. [47,48] ihre Ergebnisse mit der Scan-Shoulder Prothese in den Jahren 1986 und 1993 veröffentlichten. Popularisiert wurde der Oberflächenersatz durch Copeland in England, nachdem er die Indikation auch auf Omarthrosen ausdehnte [49]. Mit einem modifizierten Cupdesign mit zentralem, zylindrischem Konus (siehe Abbildung 12), der im Kopf zementfrei verankert wird, konnte Copeland [50] über 8-Jahres-Ergebnisse berichten. Im Verlauf wurde der Oberflächenersatz durch verschiedene Prothesenmodelle wie beispielsweise die Durom®-Cup, die Global®-CAP und die Epoca®-Cup erweitert. Dabei sind unterschiedliche Strategien der Knochenverankerung entwickelt worden.



Abbildung 12: Copeland Cup-Prothese der Firma Biomet [51]

Der theoretische Vorteil bei Oberflächenprothesen liegt darin, dass im Revisionsfall bei jüngeren Patienten im Langzeitverlauf eine einfache Rückzugsmöglichkeit gegeben ist. Ein deutlicher Nachteil besteht durch das Belassen der Kopfkalotte, wodurch die Implantation der Glenoidkomponente deutlich erschwert wird. In diesem Zusammenhang können negative Effekte auf den Weichteilmantel (Overstuffing) und auf das Glenoid (vermehrte Glenoiderosion) auftreten. Als Indikationen für einen Oberflächenersatz am Humerkopf

gelten die Omarthrose, die rheumatoide Arthritis, die Rotatorenmanschetten-defektarthropathie, Osteonekrosen, die Instabilitätsarthrose sowie postinfektiöse Arthropathien [52]. Die bereits oben beschriebenen Schwierigkeiten bei der Glenoid-versorgung sowie vermehrte Lockerungsraten führten im Verlauf zu einem deutlichen Rückgang der Implantationszahlen.

Eine Weiterentwicklung des reinen Oberflächenersatzes stellen die metaphysär verankerten schafftfreien Humeruskopfprothesen dar. Sie bieten ein modernes Verfahren zum endoprothetischen Gelenkersatz der Schulter und werden auch als fünfte Generation der Schulterprothesen bezeichnet [18]. Seit 2004 wurden bislang von fünf Herstellern schafftfreie Implantate entwickelt, die aktuell verfügbar sind. Dabei handelt es sich um die Total-Evolution-Shoulder-System-Prothese TESS® sowie deren Weiterentwicklung NANO® (Fa. Biomet), die Simplicity™-Prothese (Fa. Tornier), die Affinis®-Short-Prothese (Fa. Mathys), die Eclipse™-Prothese (Fa. Arthrex) und die 2012 eingeführte Sidus™-Prothese (Fa. Zimmer) [53]. Dies sind Prothesenmodelle mit zwei unterschiedlichen Fixationsprinzipien. Hier kann zwischen der Impaktion des Implantats in die vorpräparierte Metaphyse und der Fixierung der Humeruskalotte mittels einer Hohlschraube gewählt werden. Bei der Verfahrensauswahl gilt es die humerale Knochenqualität zu berücksichtigen. Bei einem harten und sklerotischen Knochen ist beispielsweise die Fixation mittels Hohlschraube zu favorisieren. So stellen ein osteoporotischer und weicher Knochen gute Bedingungen für eine Impaktion des Implantates dar [1,54,55]. Die TESS®-Prothese der Firma Biomet (siehe Abb. 13) darf hier als Vertreter genannt werden. Die Eclipse™-Prothese der Firma Arthrex favorisiert die Verankerung mittels Hohlschraube. Sie wird in dem folgenden Kapitel 2.1 näher erläutert und ausführlicher dargestellt.



Abbildung 13: Die TESS®-Prothese der Firma Biomet [56]

## 1.5 Biomechanische Aspekte des Prothesendesigns

Die technischen Konzepte der verwendeten Implantate orientieren sich an der ursprünglichen Anatomie der gesunden Schulter und haben als Ziel, diese so exakt wie möglich zu rekonstruieren [20]. Zudem muss bei der Implantation einer Endoprothese die erhebliche interindividuelle Variation in der Geometrie des Glenohumeralgelenkes berücksichtigt werden [39]. Hier sind vor allem die zuvor beschriebenen glenohumeralen Parameter wie die Retroversion, die Inklination sowie das Offset von großer Bedeutung.

### *Prothesenmaterialien*

Die Prothesenbestandteile sollten ähnliche biophysikalische Eigenschaften wie der zu ersetzende Knochen aufweisen. Ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Stabilität und Flexibilität soll das Auftreten eines sogenannten „stress shieldings“ verringern. Dies bezeichnet den Prozess der Entstehung einer periprothetischen Osteopenie infolge mangelnder Knochenbelastung nach Implantation einer Endoprothese. Des Weiteren sollten die Materialien über eine hohe biologische Verträglichkeit sowie Resistenz gegenüber Abnützung und Korrosion verfügen. Häufig verwendete Materialien sind medizinischer Edelstahl, Kobaltchromlegierungen und Titan [20].

### *Humeruskomponenten*

Aus einer Größenabweichung des Prothesenkopfes im Verhältnis zur originalen Morphologie des Humeruskopfes können unterschiedliche Auswirkungen bezüglich der Biomechanik und Funktionalität des Schultergelenkes resultieren (siehe Abbildung 14). Ein zu großer Kopf führt zu einer vermehrten Spannung innerhalb der Weichteilstrukturen. Dies vermindert den Bewegungsumfang und kann zudem Sehnenschäden verursachen [57]. Zudem kann eine Lageveränderung des Rotationszentrums eintreten. Meist führt die Implantation einer Schulterprothese eher zu einem „Overstuffing“ des Gelenkes. Dabei wird der, degenerativ veränderte und eventuell kollabierte, Oberarmkopf durch eine relativ große Prothese ersetzt. Ein zusätzlicher Glenoidersatz kann dieses Phänomen bestärken. Ein zu kleiner Prothesenkopf kann ebenfalls zu einer Bewegungseinschränkung führen [57]. Die verminderte Gelenkfläche führt zu einem vorzeitigen Anschlag des Tuberculum majus an das Glenoid (posteriores bzw. glenoidales Impingement) [58]. Eine verminderte Weichteilspannung kann zu Instabilitätsproblemen und zu einer vermehrten pathologischen Translation des Prothesenkopfes führen. Ein inneres Impingement ist ebenfalls denkbar [59].

Eine ungenaue Rekonstruktion der glenohumeralen Anatomie kann weitere biomechanische Komplikationen hervorbringen. Fehlerhafte Einstellungen des Inklinationswinkels oder des medialen Offsets können in einem subacromialen oder glenoidalen Impingement enden. Eine Nichtbeachtung des posteriorem Offsets oder der anatomischen Retroversion (in der axialen Ebene) kann ebenfalls zu Impingementphänomenen oder gar glenohumeralen Instabilitäten führen [60]. Des Weiteren ist anzumerken, dass jegliche Änderungen der ursprünglichen Anatomie eine Verschiebung des Rotationszentrums des Kopfes bewirken. Pearl et al. [61] konnten nach Implantation einer Prothese eine Wanderung des Rotationszentrums nach lateral und kranial beobachten. Durch die daraus resultierenden veränderten muskulären Hebelkräfte, entstehen exzentrische Belastungen des Glenoids und unphysiologische Drehmomente der am Oberarmkopf ansetzenden Einheiten der Rotatorenmanschette.

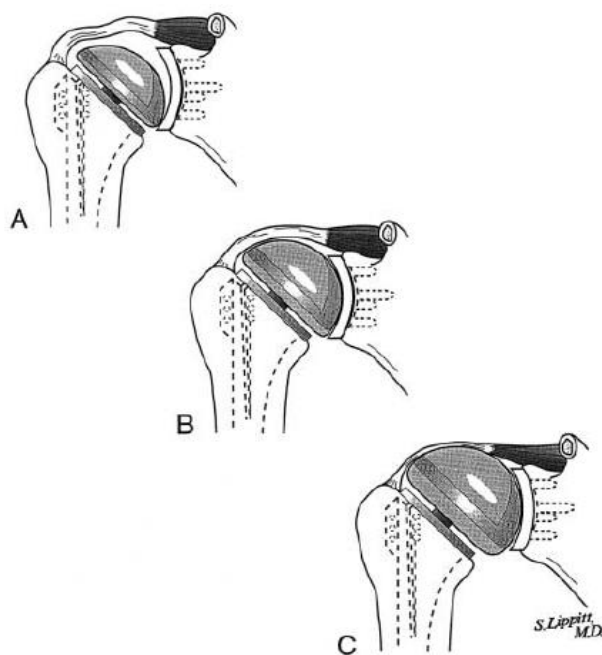


Abbildung 14: schematische Darstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Größen des Prothesenkopfes im Verhältnis zur Originalgröße des Humeruskopfes (A = zu kleiner Prothesenkopf, B = identische Größe des Prothesenkopfes, C = zu großer Prothesenkopf) [59]

## *Glenoidkomponenten*

Glenoidlockerungen sind mit bis zu 12,5% der häufigste Grund für eine Revisionsoperation bei Totalendoprothesen [62,63]. Diese hohe Komplikationsrate verdeutlicht die Komplexität des Glenoidersatzes und fordert eine präzise Auseinandersetzung mit den biomechanischen Aspekten. Hierbei stellen die Glenoidform, die Konformität zur Humeruskalotte, die Materialien und die Verankerungsmethoden wichtige Parameter dar. Die zahlreichen Modifikationen in der Vergangenheit beweisen, dass bis dato ein optimales Zusammenspiel aller mitwirkenden Kenngrößen noch nicht gefunden worden ist. Eine wichtige Formkomponente stellt die hintere Glenoidfläche dar. Hier können konvexe und konkave Rückflächen unterschieden werden. Dabei berücksichtigt die konvexe Rückfläche die ursprüngliche Glenoidanatomie und bietet durch eine größere Auflagefläche potentielle Vorteile. Diese führt zu einer gleichmäßigeren Verteilung der exzentrischen Randbelastungen und mindert somit das Risiko einer Lockerung. Dagegen hat eine plane Glenoidkomponente den theoretischen Vorteil bei einem exzentrischen Glenoidverbrauch nur den höher stehenden Pfannenrand anpassen zu müssen [20]. Die Konformität des Glenoids in Bezug auf die Humeruskalotte ist als ein weiterer wichtiger Parameter zu nennen. Das Verhältnis von Glenoidradius und Kalottenradius wird als sogenanntes „Mismatch“ beschrieben. Es ist für die Implanatation einer Totalendoprothese von entscheidender Bedeutung [64]. Eine konforme, kongruente glenoidale Komponente wird mit einer besseren Stabilität assoziiert. Der verbesserte Kontakt zum Kopf ist sowohl mit einer gleichmäßigeren Kraftverteilung als auch mit einer besseren Zentrierung des Kopfes in der Pfanne verbunden [25]. Diese Zentralisierung des Prothesenkopfes führt allerdings zur Unterdrückung der physiologischen Translation durch die sog. „concavity compression“ [59]. Dies entspricht nicht dem originalen Bewegungsmuster des Schultergelenkes. Hier ist eine natürliche Translationsbewegung des Humeruskopfes von 1,5 bis 2mm als physiologisch anzusehen [65]. Andererseits führt eine nicht kongruente, nicht konforme Prothesenverbindung zu erhöhten Kontaktbelastungen, die die Belastbarkeitsgrenze der verwendeten Materialien übersteigen können [66]. Unter dynamischen Bedingungen führt jede Translation des Prothesenkopfes zu einer exzentrischen Belastung der Gelenkpfanne mit Betonung des Pfannenrandes. Dies bewirkt einen asymmetrischen Kaltfluss und Abrieb des Polyäthylens der Pfanne auf der Belastungsseite. Zusätzlich kommt es aber zu einer Entlastung des gegenüberliegenden Pfannenrandes. Dieser Zusammenhang wird als „Rocking Horse Phänomen“ bezeichnet. Typischerweise beginnt die Lockerung auf der Seite der Pfanne, die der stärksten Translationsbewegung gegenüberliegt (siehe Abbildung 15) [39]. Es kann sowohl in der vertikalen (z.B. bei Rotatorenmanschettenläsionen) als auch in der horizontalen Ebene (z.B. bei glenohumeraler Instabilität) beobachtet werden. Eine hohe

Konformität der beteiligten Prothesenkomponenten begünstigt bei endgradigen Bewegungen das Auftreten eines „Rocking Horse Phänomens“.

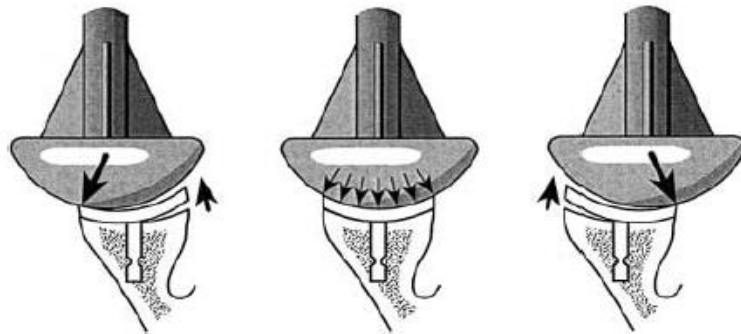


Abbildung 15: schematische Darstellung des „Rocking Horse Phänomens“ [64]

Zuletzt werden die verschiedenen Verankerungsprinzipien des Glenoids betrachtet. Im Allgemeinen wird zwischen zwei Vorgehensweisen unterschieden: eine zementfreie und eine zementierte knöcherne Befestigung. Die zementierten Pfannen bestehen aus reinem Polyäthylen. Hier kann zwischen zwei Variationen mit unterschiedlicher Formgestaltung der Rückfläche gewählt werden. Die Prothesenpfanne kann über einen zentralen „Keel“ oder über mehrere Zapfen, die sogenannten „Pegs“, fixiert werden (siehe Abbildung 16). Pfannen mit zementfreier Befestigung bestehen aus zwei Komponenten. Sie haben eine Rückfläche aus Metall und eine artikulierende Fläche aus Polyäthylen und werden entsprechend auch als Hybridpfannen bezeichnet. Die Verankerung erfolgt beispielsweise über eine Hohlschraube.

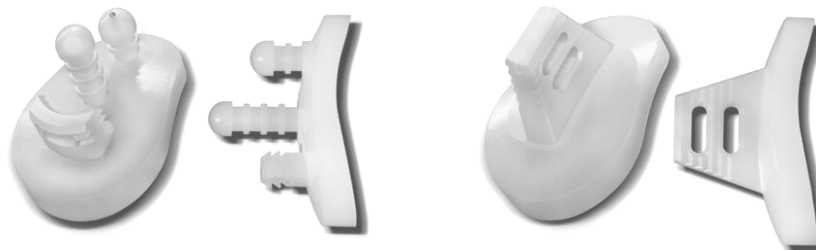


Abbildung 16: Darstellung von zementierten Glenoidvarianten der Firma Arthrex: „pegged“-Glenoid (links), „keeled“-Glenoid (rechts) [67]

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Die Eclipse™-Prothese

#### 2.1.1 Vorstellung der Prothesenkomponenten

Die Eclipse™-Prothese ist eine schafffreie Prothese mit drei Komponenten. Sie besteht aus einem raugestrahnten Kalottenträger, der auf der Resektionsfläche mit einer speziellen Hohlschraube fixiert wird. Der Konus des Kalottenträgers dient der Aufnahme der Kalotte. Schraube und Kalottenträger sind aus Titan, die Kalotte aus einer Chrom-Kobalt-Legierung (siehe Abbildung 17). Die Komponenten sind in unterschiedlichen Größen erhältlich und kombinierbar. Der Kalottenträger beziehungsweise die Basisplatte steht in acht verschiedenen Durchmessern mit jeweils 2-mm-Abständen (39-53 mm) zur Verfügung. Die Kalotten besitzen die Dimensionen 39/16, 41/16, 43/16, 45/17, 47/18, 49/18, 51/19 und 53/20 in Millimeter hinsichtlich Durchmesser und Kalottenhöhe. Die Hohlschrauben werden in vier verschiedenen Längen angeboten. Hier kann zwischen S (30 mm), M (35 mm), L (40 mm) und XL (45 mm) gewählt werden (siehe Abb.xy). Die Eclipse™-Prothese wird durch die Firma Arthrex (Firmensitz in Naples, USA) hergestellt und vertrieben.



Abbildung 17: Drei-Komponenten-System der Eclipse™-Prothese (1 = Humeruskopf, 2 = Kalottenträger, 3 = Hohlschraube) (links), Darstellung der zusammengesetzten Prothese (rechts) [20]

#### 2.1.2 Das Prothesendesign

Sowohl klassische Prothesensysteme als auch der reine Oberflächenersatz beinhalten verschiedene Defizite, wodurch Räume und Potenziale für innovative Konzepte und Lösungen resultieren. Hieraus entwickelte sich das Prothesendesign der schafffreien Humeruskopfprothese mit veränderter proximaler humeraler Fixierungstechnik sowie einem eigens und neu formulierten Anforderungsprofil. Ziel war es mitunter einen schaff- und

zementfreien Humeruskopfersatz zu entwickeln, der unabhängig von der pathologischen Kopf-Schaft-Geometrie eine anatomische Rekonstruktion des glenohumeralen Rotationszentrums ermöglicht.

Die Methodik der metaphysären Prothesenfixierung über eine Hohlschraube beinhaltet verschiedene Teilaspekte, die eine stabile knöcherne Verankerung ermöglichen sollen. So wird die Kalotte über eine Konussteckverbindung auf den Kalottenträger gesetzt. An der Knochenkontaktseite besitzt dieser Kalottenträger Finnen, die über eine Impaktierung in der Spongiosa die Rotation sichern und eine Stabilität gewährleisten sollen. Schlitze entlang dem Gewinde der Hohlschraube erlauben das Einwachsen spongiösen Knochens und sollen in Ergänzung zur korundgestrahlten Oberfläche zu einer anhaltenden Osteointegration und sicheren Verankerung führen [20]. Die Fixierung und Verlagerung des Kalottenträgers in die Nähe des Kopfdrehzentrums erzeugt eine biomechanische Primärstabilität, da das glenohumerale Drehzentrum unmittelbar unter dem Kalottenträger im Bereich der Verankerung liegt. Daraus resultiert ein relativ kurzer Hebelarm, wodurch nur geringe Scherkräfte auf den Kalottenträger und die Hohlschraube wirken [68].

### **2.1.3 Indikationen**

Wie bereits beschrieben, wurde die Eclipse™-Prothese initial für die Versorgung von posttraumatischen Omarthrosen entwickelt. Mittlerweile haben sich die Indikationsstellungen erweitert. So kann dieses Prothesenmodell eine gute Alternative für die Therapie einer primären Omarthrose bei jüngeren Patienten darstellen. Die ersten Ergebnisse diesbezüglich sind vielversprechend [1,69]. Weitere Indikationen sind die idiopathische avaskuläre Humeruskopfnekrose, die Instabilitätsarthrose und die schmerzhafte Defektarthropathie bei noch gut kompensierter Funktion der Rotatorenmanschette. Bei rheumatoider Arthritis und gleichzeitig guter Knochenqualität kann die Prothese ebenfalls verwendet werden [68,70].

Die Entscheidung für eine zusätzliche Pfannenversorgung ist von der Glenoidkonfiguration abhängig. So lassen sich zentrische Glenoidkonfigurationen vom Typ A1 nach Walch gut mit einer Eclipse™-Hemiprothese versorgen [71]. Bei exzentrischen Konfigurationen vom Typ B1 und B2 nach Walch und bei Glenoiddefekten Typ C nach Walch ist die Implantation einer Totalendoprothese zu empfehlen [72]. Weitere Kriterien für die Versorgung mittels Totalendoprothese sind eine verschmälerte Gelenkspalt unter 3 mm, Osteophyten Typ III nach Samilson sowie ein Pfanneninklinationstyp II und III nach Habermeyer. Bei einer bereits eingetretenen zentralen Glenoiderosion führt die Versorgung mit einer Hemiendoprothese aufgrund des fehlenden Elastizitätsverhaltens des endoprothetischen Humeruskopfes in der Regel zu einem progressiven Verschleiß des Pfannenlagers [72].



#### 2.1.4 Ausschlusskriterien

Allgemeine Kontraindikationen für Schulterprothesen sind beispielsweise Infektionen und neurologische Schäden. Vorbestehende Weichteilschäden, wie Komplettrupturen der Rotatorenmanschette, werden als weitere Kontraindikation für anatomische Implantate (schafftfrei und schaftgeführt) angesehen. Für die Implantation schafftfreier Prothesensysteme stellt die Knochenqualität ein besonders wichtiges Kriterium dar. Diese sollte für die metaphysäre Primärverankerung des Implantats ausreichend stabil sein [54,55,73,74]. Ebenso sollten auch keine Knochendefekte unterhalb der Resektionsebene der Kalotte vorliegen [68]. Unter Berücksichtigung dieser Überlegungen lassen sich entsprechende Ausschlusskriterien für die Eclipse™-Prothese formulieren. Ambacher et al [70] benennen vier verschiedene Kontraindikationen. Anhand dieser lassen sich zugleich Mindestanforderungen an die knöcherne Integrität des proximalen Humerus ableiten.

Ambacher et al. [70] beschreiben folgende Kontraindikationen:

- 1) Frische Frakturen im Bereich des Oberarmkopfs und proximalen Humerus, die nicht stabil durchbaut sind
- 2) Metaphysäre Knochendefekte (Zysten), die nach Auffüllung mit Spongiosa aus dem Kopfresektat nicht stabil sind
- 3) Kortikale Defekte über 20% der Zirkumferenz, welche zu einer instabilen Position des Implantats auf der Resektionsfläche führen [55]
- 4) Höhergradige Osteoporose oder fettige Degeneration des metaphysären Knochens, welche keine stabile Implantatverankerung erlaubt

Für das Erkennen dieser spezifischen Ausschlusskriterien ist eine adäquate präoperative bildgebende Diagnostik essentiell. Die Methodik der Wahl ist neben dem konventionellen Röntgen die Computertomographie. So können Knochendefekte exakt bestimmt und detektiert werden. Knochenzysten oder kleinere „contained“ Defekte stellen hierbei keine absolute Kontraindikation für ein schafftfreies Implantat dar, insofern das Defektvolumen durch spongiösen Knochen aus dem Kopfresektat stabil aufgefüllt werden kann [70]. Die Bestimmung einer adäquaten Knochenqualität für eine ausreichende Primärverankerung ist dagegen problematisch. Zur Beurteilung der Indikationsgrenzen existieren derzeit keine objektiven Daten [54,70]. Hier ist eine umfangreiche Erfahrung des Operateurs notwendig. Ferner unterliegt der Oberarmknochen alters- und geschlechtsabhängigen Veränderungen hinsichtlich der knöchernen Mikroarchitektur (siehe Abbildung 18).

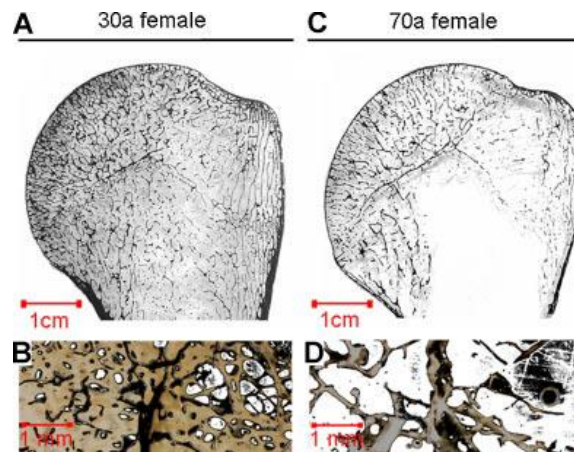


Abbildung 18: graphische Darstellung der Knochendichte des proximalen Humerus, in Abhängigkeit des Alters und Geschlechts [75]

Die alters- und geschlechtsabhängigen Veränderungen der knöchernen Mikroarchitektur konnten Barvencik et al [75] in ihrer klinischen Studie belegen. Hierfür wurde die Knochenqualität des Humeruskopfes von 60 Patienten post mortem beurteilt. Der proximale Humerus wurde innerhalb der anteroposterioren Ebene in zwölf verschiedene Zonen eingeteilt, bestehend aus einer medialen (M), zentralen (C) und lateralen (L) Region mit jeweils vier Untereinheiten von superior nach inferior (1-4). Diese Zonen wurden als „Regions of Interest“ (ROI) bezeichnet. Es zeigte sich die größte Knochendichte in der Zone M1. Die geringsten Werte wurden in den Zonen C4, C3, L4 und L3 erhoben (siehe Abbildung 19). Diese Zonen werden bei der Fixierung des Prothesenkopfes durch die Hohlschraube besonders angesprochen. Daher ist die Bestimmung der humeralen Knochenqualität als ein enorm wichtiger Parameter bei der Operationsplanung anzusehen. Unerkannte knöcherne Defizite erhöhen das Risiko für Komplikationen im Sinne einer Implantatlockerung.

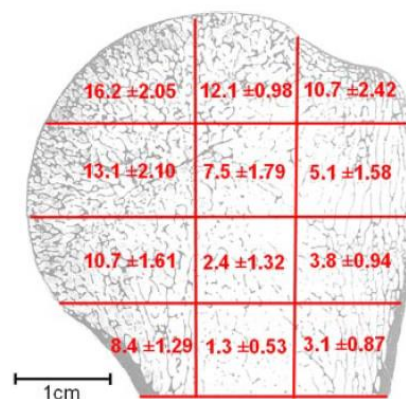


Abbildung 19: Darstellung der Mittelwerte der humeralen Knochendichte in Prozent, in Abhängigkeit der jeweiligen Zone [75]

Da die präoperative Diagnostik zur Beurteilung der Knochenqualität zum aktuellen Zeitpunkt keine objektiven Messparameter und Indikationsgrenzen beinhaltet, ist der intraoperative Knochenbefund ein weiterer wichtiger Parameter bei der Reevaluation der Indikationsstellung. Ambacher et al. [70] beschreiben hier wichtige intraoperative Anhaltspunkte, die eine Einschätzung der Knochenqualität ermöglichen. Das Ausmaß des Widerstandes bei der Knochenbearbeitung durch verschiedene Instrumentarien gilt als orientierende Hilfe zur Beurteilung der Knochenstruktur. Dabei lassen zum Beispiel hohe Widerstände bei der Osteotomie und der metaphysären Präparation auf eine gute Knochenqualität schließen. Zudem sollte die Resektionsebene kritisch beurteilt werden [70]. Neben der Knochenstruktur ist eine plane, stabile metaphysäre Resektionsebene für die Implantatstabilität entscheidend [68,73,74]. Bei einem weichen Knochen, der digital imprimiert werden kann, empfiehlt es sich immer eine Spongiosaplastik mit dem spongiösen Material aus dem Kopfresektat durchzuführen [1,54]. Sofern intraoperativ die Knochenqualität derart insuffizient erscheint, dass zur Primärstabilisierung Zement erforderlich ist, sollte auf eine schaftgeführte Prothese gewechselt werden [54,55].

### **2.1.5 Probleme und Grenzen**

Probleme und Grenzen in der Verwendung eines schafftfreien Humeruskopfersatzes lassen sich im Wesentlichen durch spezifische Designcharakteristika und Fixierungstechniken der Prothese begründen [55].

Aufgrund der festen Höhe des Kalottenträgers und der Hohlschraube kann bei kleinen Kopfgrößen die Problematik entstehen, dass das Offset im Vergleich zum Kopfradius nicht den anatomisch beschriebenen Werten entspricht [55]. Zudem besitzt der Kalottenträger einen relativ scharfkantigen Außenradius, wodurch anliegende transossäre Fäden zur Sehnen-refixation beschädigt werden könnten (siehe Abbildung 20). Auch direkte Läsionen der Supraspinatus- und Subscapularissehne sind denkbar, insbesondere bei Überstand über die Kortikalis [54,55].

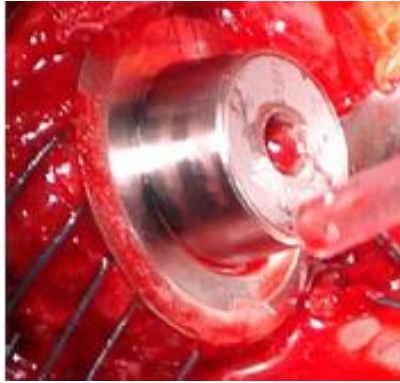


Abbildung 20: Darstellung des Beschädigungsrisikos von transösären Fäden durch Abscherung an den Implantatkanten [70]

Die metaphysäre Fixierung der Hohlschraube ist auf zwei verschiedene Wege möglich. So kann sie rein spongiös oder über eine kortikale Verankerung erfolgen. Bei einer verminderten Knochenqualität wird oftmals eine Fixierung der Hohlschraube über die Kortikalis angestrebt. Dies soll laut Magosch et al. [68] vermieden werden, um die Biegespannung der Hohlschraube zu reduzieren und eine gleichmäßige Belastung des Kalotten-Knochen-Interfaces zu erzielen. Die Methode der metaphysären Fixierung über eine Hohlschraube ist weiterhin kritisch zu beurteilen. Fehlende Langzeitergebnisse sowie der Mangel an objektiven Parameter zur Festlegung von Indikationsgrenzen erfordern weitere klinische Studien. Die schafffreie Prothese ist in der Indikationsstellung durch ihr eigenes Anforderungsprofil hinsichtlich der benötigten Knochenqualität stets begrenzt. Dies wird bei der Betrachtung der bereits genannten Ausschlusskriterien klar ersichtlich.

### **2.1.6 Operative Implantationstechnik**

Die Beschreibung der operativen Abläufe erfolgt in Anlehnung an die Empfehlungen von Habermeyer [19]:

Nach der Patientenlagerung in der „Beach-Chair-Position“, dem sterilen Abwaschen und Abdecken nach Hygienestandard, erfolgt die Tiefenpräparation über den deltopektoralen Zugang. Hierbei wird unter Berücksichtigung wichtiger Begleitstrukturen eine exakte Darstellung des Sehnenansatzes des Musculus subscapularis angestrebt. Diese wird im weiteren Verlauf abgelöst. Bei einer unkomplizierten Schulter-Arthroplastik ist ein transtendinöser Zugang zu wählen, bei dem 5 Millimeter der Sehne am Tuberculum minus zur späteren Rekonstruktion der Sehne am Knochen und an der Restsehne belassen werden. Der abgelöste Sehnenrand wird mit einem nicht resorbierbaren Faden (bspw. FiberWire™) mit mehreren Stichen angeschlungen. Anschließend erfolgt die Präparation der

glenohumeralen Kapsel über eine vordere und kaudale Kapsulotomie. Zur Darstellung der gesamten humeralen Gelenkfläche wird der Humerus vorsichtig aus der Pfanne luxiert und nach außen rotiert. Bei eingeschränkter Darstellung der humeralen Gelenkfläche ist eine erweiterte Kapsulotomie erforderlich. Anschließend wird die der Seite und Größe entsprechende Humeruskopfresektionslehre auf den Oberarmkopf aufgesetzt. Zur Bestimmung der Retroversion werden Versionsstäbe an der 20 Grad und/oder 40 Grad Position in die Führung eingesetzt und bei 90-Grad-gebeugtem Ellenbogen am Unterarm ausgerichtet. Hierbei sollte eine anatomische Retroversion von circa 30 Grad erzielt werden. Sobald die richtige Position der Resektionslehre erreicht wird, erfolgt die knöcherne Fixierung mit einem Bohrdraht und weiteren Kirschner-Drähten. Nun kann der Humeruskopf mit einer Knochensäge reseziert werden. Dabei dienen die vorher eingebrachten Kirschner-Drähte als Führung. Die Resektionsfläche der Kalotte kann zur Größenbestimmung mit Hilfe eines Probekopfes verwendet werden. Die Größe des Kalottenträgers wird mit Hilfe der Bohrschablonen ermittelt. Die Bohrschablone sollte dabei möglichst bündig auf der Kortikalis der Resektionsfläche abschließen. Daraufhin folgt die Vorbereitung des Lochs für die Hohlschraube mit dem Kronenfräser. Anschließend wird die Setzhilfe in der Bohrschablone platziert und in den Humerus-Bohrkanal gedrückt. Zur Längenbestimmung der Hohlschraube wird der Tiefenmesser für die Hohlschraube durch die Setzhilfe bis zur lateralen Kortikalis gebohrt. Die entsprechende Größe kann an der Lasermarkierung des Pins am oberen Ende der Setzhilfe abgelesen werden. Nach Entfernung des Tiefenmessers kann der Kalottenträger mit der zuvor bestimmten Größe über die Setzhilfe aufgesetzt werden. Dieser wird mit Hilfe des Einschlägers für den Kalottenträger und einem Hammer auf der Humerus-Resektionsfläche fixiert. Danach wird die Zentriervorrichtung entfernt. Nun ist es zwingend erforderlich, dass der Kalottenträger in vollem Umfang Kontakt mit dem Kortikalisrand hat. Anschließend kann die Hohlschraube mit der zuvor ermittelten Länge durch die Mitte des Kalottenträgers eingebracht werden. Dabei wird der Kalottenträger mit dem Einschläger für den Kalottenträger fest gegen die Resektionsfläche gepresst um ein senkrechtes Einbringen der Schraube zu gewährleisten. Durch Anziehen der Hohlschraube mit dem Sechskantschraubendreher wird der Kalottenträger fixiert. Anschließend muss der Humeruskopf entsprechend der richtigen Größe des Kalottenträgers ausgewählt werden. Der Humeruskopf wird mit dem Kalotteneinschläger am Kalottenträger verankert (siehe Abbildung 21).

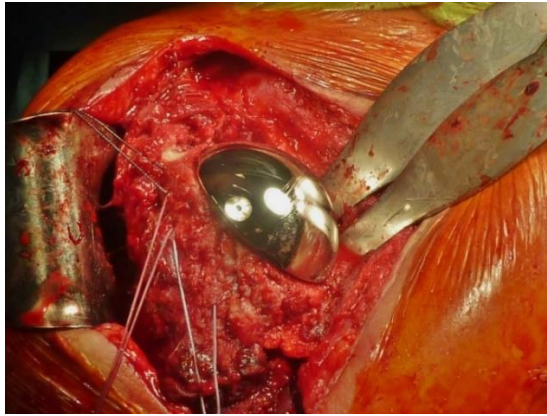


Abbildung 21: Darstellung des bereits fixierten Prothesenkopfes, linksseitig sind transossäre Fäden zur Sehnenrefixation zu erkennen

Nach Reposition der Kopfprothese wird der Musculus subscapularis bei leichter Abduktions- und Außenrotationsstellung des Arms refixiert. Für eine hohe Stabilität wird die Kombination von transossär vorgelegten Fäden und einer Refixation an dem Sehnenstumpf des Musculus subscapularis empfohlen. Zur Vermeidung einer Nahtinsuffizienz sollten für diese Schritte nichtresorbierbare Fäden und die Mason-Allen-Nahttechnik eingesetzt werden. Hierbei sollte nicht unter Spannung genäht werden. Dies führt zu einer Außenrotationssperre mit dorsaler Translation des Prothesenkopfs und letztlich zur Insuffizienz. Als weitere Schritte folgen die spannungsfreie Naht des Rotatorenintervalls und der Wundverschluss in üblicher Weise.

### 2.1.7 Nachbehandlung

Die postoperative Nachbehandlung erfolgte anhand von einem standardisierten Nachbehandlungsschema, vorgegeben durch die Abteilung der Orthopädie des Klinikums München-Bogenhausen:

#### Hilfsmittel:

- 30°-Abduktionskissen für 6 Wochen

#### Belastbarkeit:

- assistiv für 6 Wochen
- aktiv ab der 7. Woche
- keine Zug- und Druckkräfte > 1kg (kein Abstützen, Tragen) für 6 Wochen
- nach Erreichen der aktiven freien Beweglichkeit Widerstandsübungen in Flexion, Abuktion und Aussenrotation erlaubt
- ab 13. Woche Widerstandsübungen in Innenrotation erlaubt

### Bewegungsausmaß (aus dem Abduktionskissen):

- Flex/Ext 90/0/0 1.-2. Woche  
120/0/0 3.-6. Woche
- ABD/ADD 75/0/0 1.-2. Woche  
90/0/0 3.-6. Woche
- AR/IR 15/0/60 1.-2. Woche  
30/0/60 3.-6. Woche
- freies Bewegungsausmaß (inkl. Kombinationsbewegungen) ab der 7. Woche

## **2.2 Studienablauf**

Das Studiendesign wurde als retrospektives Follow-Up angelegt, wodurch viele perioperativen Parameter als Sekundärdaten erhoben wurden. Es wurden sowohl die analogen, als auch die digitalen Patientenakten aus dem krankenhausinternen SAP-EDV-System verwendet. Zur Analyse wurden alle Patienten, die in dem Zeitraum von 02/2008 bis 06/2011 in der orthopädischen Klinik München-Bogenhausen eine Eclipse™-Prothese erhielten, herangezogen. Insgesamt wurden in dem eben angegebenen Zeitraum 72 Eclipse™-Prothesen implantiert. Aufgrund fehlender Bereitschaft zur Teilnahme, zwischenzeitlichen Ablebens, unvollständiger Datensätze sowie den eigens formulierten Ausschlusskriterien reduzierte sich die in der Arbeit aufgenommene Fallzahl auf 49 Eclipse™-Prothesen bei 48 Patienten.

Die Ausschlusskriterien wurden wie folgt formuliert:

- 1) Unzureichende deutsche Sprachkenntnisse
- 2) Unfähigkeit, abgedruckte Wörter oder Bilder zu erkennen  
(z.B.: schwerwiegende Sehstörungen)
- 3) Fehlendes Verständnis bzw. verminderte intellektuelle Fähigkeiten  
(z.B.: psychiatrische Erkrankung, geistige Behinderung)
- 4) Andere Erkrankungen oder Verletzungen neben den Schulterbeschwerden, welche die akquirierten Daten beeinflussen könnten sowie die Datenerhebung erschweren (z.B.: postoperativer Apoplex )
- 5) Fehlende Bereitschaft zur Teilnahme an der klinischen Studie

Die präoperativen Daten wurden am Aufnahmetag erhoben. Dabei wurden drei verschiedene Schulterfunktionsscores bearbeitet. Hierzu zählen der Simple-Shoulder-Test, der Constant Score und der DASH-Score. Ergänzend wurde eine klinische Untersuchung des betroffenen Schultergelenkes durchgeführt. Zudem sind Röntgenbilder und eine Computertomographie durch die radiologische Abteilung des Klinikums München-Bogenhausen angefertigt worden. Bei Patienten mit Revisionseingriffen wurde nach gleicher Weise verfahren. Hierbei sind die zuletzt erhobenen Daten als entsprechende Nachuntersuchung gewertet worden.

Die klinischen und radiologischen Nachuntersuchungen erstreckten sich über den Zeitraum zwischen 10/2009 und 08/2012.

Zunächst wurden die bereits oben genannten Schulterfunktionsscores gemeinsam besprochen und bei etwaigen Fragestellungen und Missverständnissen entsprechend Hilfestellung zur eigenständigen und korrekten Bearbeitung geleistet. Zusätzlich wurde die für den Constant-Score erforderliche Kraftmessung durchgeführt.

Eine erweiterte subjektive Befragung nach den Erwartungen und der aktuellen Zufriedenheit der Patienten komplettiert den Datensatz. In diesem Zusammenhang möchten wir ausdrücklich darauf hinweisen, dass alle erhobenen Daten ohne jegliche aktiv bewusste Beeinflussung oder gar Manipulation seitens des Untersuchers generiert wurden.

Die klinische Untersuchung des Schultergelenkes wurde nach der Neutral-Null-Methode durchgeführt. Hierbei wurde das aktive Bewegungsausmaß ermittelt. Zudem wurden bestimmte muskelspezifische klinische Testungen der Rotatorenmanschette durchgeführt. Diese wurden mithilfe der Kraftgrade nach dem British Medical Research Council bewertet.

Bei allen Patienten, bei denen nicht bereits durch eine Folgeoperation Röntgenaufnahmen vorlagen, wurden aktuelle Röntgenbilder des Schultergelenkes erstellt. Hierbei wurden Aufnahmen in der anterioren-posterioren Ebene sowie in der y-Ebene nach Morrison angefertigt. Diese nativradiologische Untersuchung wurde durch die radiologische Abteilung des Klinikums München-Bogenhausen durchgeführt. Die radiologischen Kriterien und Parameter zur statistischen Auswertung werden im Verlauf der Arbeit näher erläutert.



## 2.3 Vorstellung des Patientenkollektivs

Die Darstellung erfolgt anhand von Mittelwerten und Standardabweichungen.

### *Patientenanzahl*

Es wurden insgesamt 48 Patienten eingeschlossen. Ein Studienteilnehmer hatte pro Schulterseite jeweils eine Eclipse™-Prothese vorzuweisen, sodass insgesamt 49 schafffreie Schulterprothesen retrospektiv analysiert wurden.

### *Nachuntersuchungszeiträume*

Die Eclipse™-Prothesen wurden in einem Zeitraum zwischen 02/2008 und 06/2011 durch verschiedene Fachärzte der orthopädischen Abteilung des Klinikums München-Bogenhausen implantiert. Die Nachuntersuchungszeiträume betragen zwischen 12 und 45 Monaten (24 +/- 11). Die Nachuntersuchungen fanden zwischen 10/2009 und 08/2012 statt.

### *Patientenalter zum Operationszeitpunkt*

Das Patientenalter lag zum Zeitpunkt der Operation zwischen 26 und 80 Jahren (59 +/- 10).

### *Geschlechtsverteilung*

An der Studie nahmen 19 weibliche und 29 männliche Patienten teil.

### *Diagnosen*

Es wurden 22 Eclipse-Prothesen aufgrund einer primären Omarthrose implantiert. Wegen einer posttraumatisch bedingten Omarthrose wurden ebenfalls 22 Eclipse-Prothesen implantiert. 3 Eclipse-Prothesen wurden aufgrund einer avaskulären Humeruskopfnekrose und 2 Eclipse-Prothesen aufgrund einer postinfektiösen Omarthrose implantiert (siehe Abbildung 22).

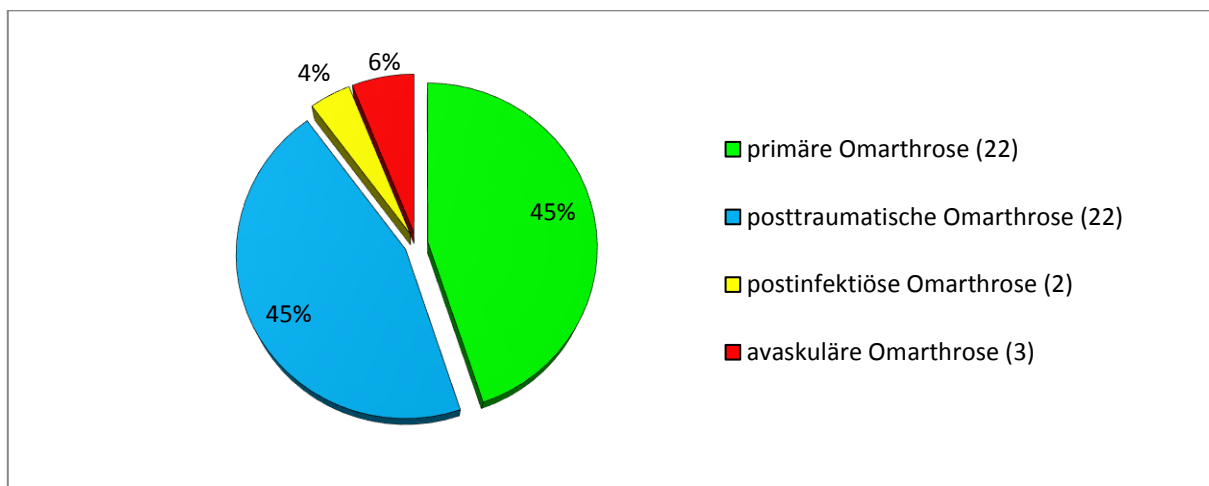


Abbildung 22: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Diagnosen

### Frakturfolgezustände der posttraumatischen Omarthrosen

Die Frakturfolgezustände sind nach der Klassifikation von Boileau [76] bewertet worden. In 10 Fällen wurde dieser mit 1A, in 5 Fällen mit 1B, in 4 Fällen mit 1C, in einem Fall mit 1D und in 2 Fällen mit 4 klassifiziert (siehe Abbildung 23).

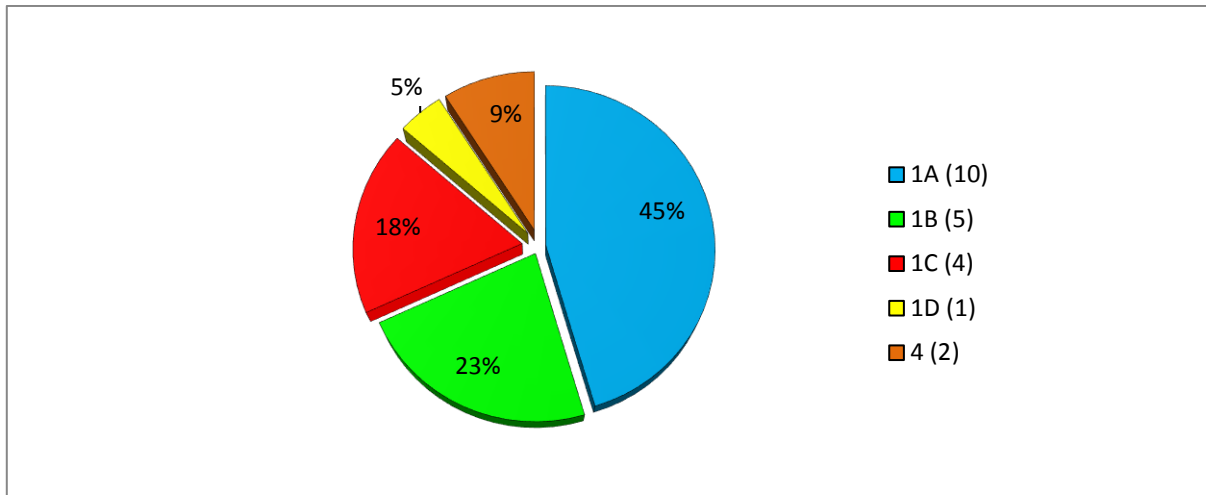


Abbildung 23: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Frakturfolgezustände nach Boileau [76]

### Glenoidklassifikation nach Walch

Die Beurteilung der Glenoidmorphologie erfolgte für das Gesamtkollektiv anhand der Einteilung nach Walch [77] (siehe Abbildung 24). Bei 3 Patienten war die Glenoidmorphologie radiologisch nicht beurteilbar.

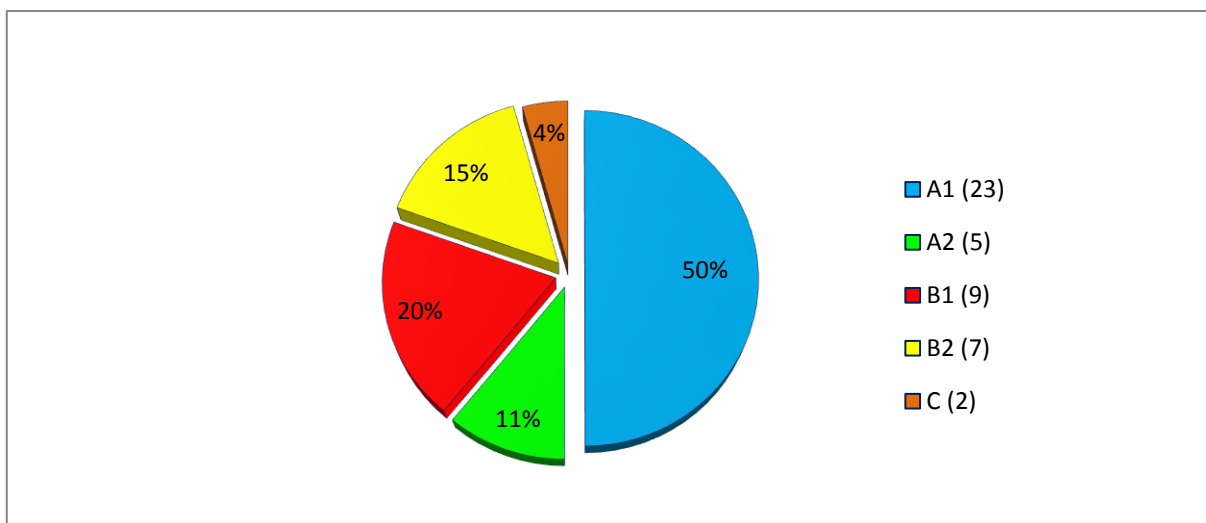


Abbildung 24: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Glenoidtypen nach Walch [77]

### Endoprothesentyp

Es wurden 15 Eclipse-Prothesen als Totalendoprothese mit Glenoidersatz und 34 Eclipse-Prothesen als Hemiprothese ohne Glenoidersatz implantiert (siehe Abbildung 25). Bei Patienten ohne Glenoidersatz wurde in 7 Fällen eine Glenoidplastik durchgeführt.

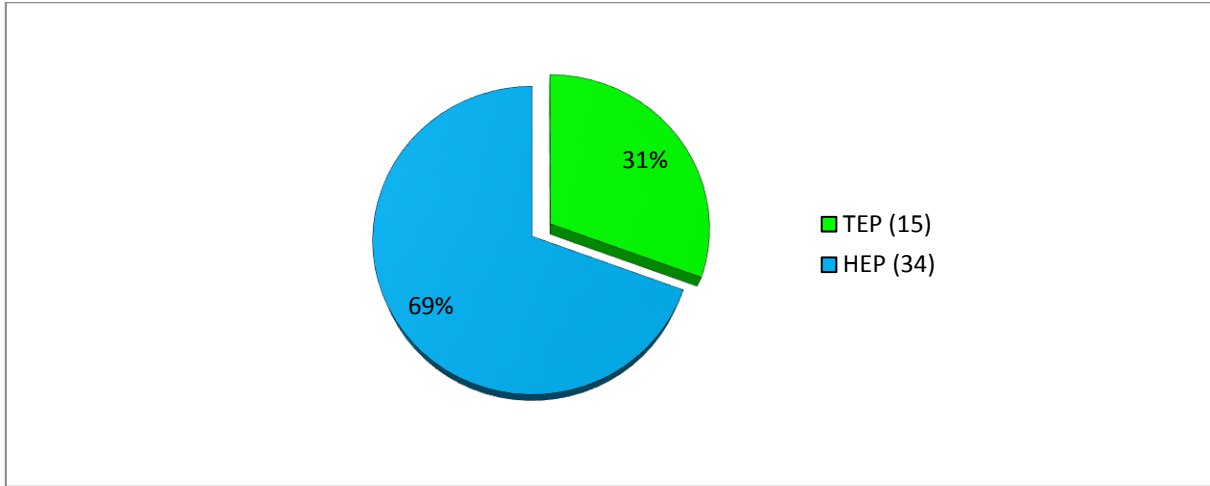


Abbildung 25: Darstellung der Häufigkeiten der entsprechenden Prothesentypen

### Prothesenkomponenten

Entsprechend der individuellen Variationen der Humeruskopfgeometrie wurden unterschiedliche Prothesenkomponenten in verschiedener Kombination implantiert. Die implantierten Komponentengrößen sind in der folgenden Kreuztabelle detailliert aufgeführt (siehe Abbildung 26).

		Prothesendurchmesser							Gesamtsumme	
		39	41	43	45	47	49	51		53
Schraubengröße	S	4	0	0	0	0	1	0	0	5
	M	1	6	3	4	1	1	3	0	19
	L	3	0	4	2	3	2	1	1	16
	XL	0	1	0	0	1	3	2	2	9
Gesamtsumme		8	7	7	6	5	7	6	3	49

Abbildung 26: Darstellung der verwendeten Prothesenkomponenten (Schraubengröße und Prothesendurchmesser) in einer Kreuztabelle

### *Schulterseite*

Insgesamt wurden 31 Eclipse-Prothesen auf der rechten Schulterseite implantiert, wobei in 30 Fällen diese Seite dominant war. Auf der linken Seite wurden 18 Eclipse-Prothesen implantiert. Es handelte sich lediglich in einem Fall um die dominante Schulterseite. In Summe wurden 31 Eclipse-Prothesen auf der dominanten Schulterseite und 18 Eclipse-Prothesen auf der nicht-dominanten Schulterseite implantiert.

### *Körpergröße / Gewicht / BMI zum Operationszeitpunkt*

Die Körpergröße der Patienten variierte zwischen 1,50m und 1,96m (1,71 +/- 0,11m). Zum Operationszeitpunkt betrug das Körpergewicht zwischen 52kg und 130 kg (80kg +/- 18kg). Der BMI lag somit zwischen 19 und 43 (28 +/- 5).

### *Postoperative stationäre Aufenthaltsdauer*

Die postoperative stationäre Aufenthaltsdauer betrug zwischen 3 und 12 Tagen (6,7 +/- 1,7).

### *Berufstätigkeit zum Operationszeitpunkt*

In 24 Fällen waren die Patienten berufstätig, in 25 Fällen bereits berentet.

### *Rehabilitationstyp und -dauer*

Eine stationäre Rehabilitation wurde in 38 Fällen durchgeführt. Hier wurden 17 Patienten eine Rehabilitationsdauer von 3 Wochen, 15 Patienten von 4 Wochen, 2 Patienten von 5 Wochen und 4 Patienten von 6 Wochen genehmigt. Eine ambulante Rehabilitation mit arbeitstäglicher physiotherapeutischer Beübung wählten 11 Patienten. Hiervon haben 3 Patienten über 3 Wochen, 6 Patienten über 4 Wochen, ein Patient über 6 Wochen und ein Patient über 8 Wochen in einer ambulanten Physiotherapiepraxis Rehabilitationsmaßnahmen durchgeführt.

## **2.4 Die klinische Untersuchung**

Die aktive Bewegungsmessung wurde nach der Neutral-Null-Methode durchgeführt. Die isolierten Bewegungen der Abduktion und der Flexion wurden in Winkelgraden gemessen (0 bis 180°). Die aktive Aussenrotation wurde bei anliegendem Oberarm mit nach ventral gerichtetem Daumen und einer 90°-Flexionsstellung im Ellenbogengelenk ermittelt. Dabei wurde das erreichte aktive Bewegungsausmaß ebenfalls über Winkelgrade erhoben (0 bis 80°). Die aktive Innenrotation wurde über die jeweilige Körperregion beschrieben, welche bei der Innendrehung des Schultergelenkes nach dorsal erreicht wurde. Es ist eine Kombinationsbewegung aus Retroversion und Innenrotation.

Hierfür wurden folgende Landmarken mit den entsprechenden Kennzahlen definiert:

- 1 = Trochanter major
- 2 = Glutealregion
- 3 = SWK 1
- 4 = LWK 3
- 5 = BWK 12
- 6 = Interscapularregion

Zusammenfassend beinhaltet die klinische Untersuchung folgende Bewegungsmessungen:

- 1) die aktive Flexion
- 2) die aktive Abduktion
- 3) die aktive Aussenrotation bei 0° Abduktion
- 4) die aktive Innenrotation als Kombinationsbewegung aus Retroversion und Innenrotation

Zur weiteren klinischen Nachuntersuchung zählten ebenso spezifische Muskeltestungen der Rotatorenmanschette:

- 1) Jobe-Test [78] – Testung des M.supraspinatus
- 2) Belly-Press-Test [79] – Testung des M.subscapularis
- 3) Lift-Off-Test [80] – Testung des M.subscapularis
- 4) Bear-Hug-Test [81] – Testung des M.subscapularis
- 5) Yokum-Test [82] – Testung des M.subscapularis
- 6) Neutral-Aussenrotationstest [83] – Testung des M.infraspinatus
- 7) Lag-Zeichen für die Innenrotation [84] – Testung des M.subscapularis
- 8) Lag-Zeichen für die Außenrotation [84] – Testung der Mm. supra- und infraspinatus

Die Auswertung der isometrischen Krafttestungen erfolgte nach einer Skala des British Medical Research Council (BMRC) [85]. Hierbei wird der Schweregrad einer motorischen Lähmung üblicherweise in sechs Kraftgrade eingeteilt:

- 0/5: keinerlei Muskelaktivität, komplette Lähmung
- 1/5: sichtbare/tastbare Kontraktion ohne Bewegungseffekt
- 2/5: Bewegung bei Ausschaltung der Schwerkraft möglich
- 3/5: Bewegung gegen die Schwerkraft gerade noch möglich
- 4/5: Bewegung gegen mäßigen Widerstand
- 5/5: normale Kraft

## **2.5 Schulterfunktionsscores**

Unter Berücksichtigung der subjektiven Einschätzung der Betroffenen sind in der Vergangenheit unterschiedliche wissenschaftlich etablierte Fragebögen entwickelt worden. So soll die Betrachtungsweise der Patienten bezüglich des eigenen schulterpezifischen Gesundheitszustandes miterfasst werden. Zudem haben funktionelle Einschränkungen durch Erkrankungen und Verletzungen der oberen Extremität eine hohe sozioökonomische Bedeutung [86]. Mittels validierter Fragebögen soll eine weiterführende Beurteilung und Kontrolle der Gelenkfunktionalität ermöglicht werden.

### **2.5.1 Der Schulterfunktionsscore nach Constant und Murley**

Dieser Untersuchungsscore wurde erstmals im Jahre 1987 in einer Arbeit von Constant und Murley beschrieben [87]. Eine deutsche Veröffentlichung erfolgte im Jahr 1991. In dieser klinischen Studie haben wir mit einer modifizierten Variante des Originalscores gearbeitet. Es wurde eine patientenorientierte Version der orthopädischen Klinik der Universität Würzburg genutzt. Hier lassen sich ausführliche Formulierungen bei einzelnen Fragestellungen sowie eine visuelle Analogskala finden. Zusätzlich sind einzelne Abschnitte für eine bessere Verständlichkeit bildhaft dargestellt. Zudem besteht die Möglichkeit beide Schulterseiten zu bewerten, wobei sich die statistische Auswertung lediglich auf die betroffene Schulterseite bezieht. Bei allen vorgenommenen Modifikationen des Scores ist dennoch eine inhaltliche Übereinstimmung mit der Originalarbeit von Constant und Murley anzutreffen. So sind die jeweiligen Punktezuordnungen und Wertungen ebenfalls identisch. Die Verwendung des leicht modifizierten Scores wird mit seiner besseren Verständlichkeit und einfacheren Handhabung begründet.

Der Score nach Constant und Murley beinhaltet vier Parameter. Hierbei kann zwischen zwei subjektiven und zwei objektiven unterschieden werden. Die Evaluierung des Schmerzes sowie die Fähigkeiten des Patienten, Aktivitäten des täglichen Lebens auszuführen, werden zum subjektiven Anteil gerechnet. Die aktive Beweglichkeit des Schultergelenks und die Kraftmessung können objektiviert mittels unterschiedlicher Messungen erfasst werden. In den jeweiligen Untergruppen werden unterschiedlich viele Punkte vergeben. Dabei ist das Verhältnis von subjektiven zu objektiven Inhaltsparametern mit 35:65 gewichtet [88]. In Summe sind 100 Punkte als bestmögliches Ergebnis zu erreichen.

Der komplette Fragebogen lässt sich im Anhang finden (siehe Kapitel 8.1).

Die Durchführung der Kraftmessung soll in diesem Abschnitt näher erklärt werden. Mittels der Krafttestung können maximal 25 Punkte erreicht werden. In der Originalversion des Scores nach Constant und Murley wird ein Englisches Pfund (ca. 0,45kg) einem Punkt bis zur Höchstgrenze gleichgesetzt. Hierbei nimmt der Patient eine sitzende Position ein, um mögliche Ausgleichsbewegungen einzudämmen. Der gestreckte Arm wird in 90° Abduktionsstellung sowie in der bereits beschriebenen Scapularebene gehalten. In dieser Position kann die maximale Schulterkraft erreicht werden, wobei die Gefahr einer Verletzung des Schultergelenkes deutlich minimiert ist [89]. In der Originalarbeit von Constant und Murley wird das Handgelenk als Messpunkt beschrieben [87], in der deutschen Veröffentlichung die Deltoidansatzstelle [90]. Wir haben uns für das Handgelenk als Messpunkt entschieden. Hier wurde eine Schlaufe mit unterschiedlichen Gewichten angelegt. Ein halbes Kilogramm Gewicht wurde mit einem Punkt gewertet. Das Gewicht musste für 5 Sekunden gehalten werden können.

Die abschließende Beurteilung und Einschätzung der Schulterfunktion mittels Constant-Score erfolgt anhand der erreichten Punkt- und Prozentzahl der Patienten wie folgt [91]:

- 91 – 100 Punkte: ausgezeichnet
- 81 – 90 Punkte: gut
- 71 – 80 Punkte: befriedigend
- 61 – 70 Punkte: ausreichend
- unter 60 Punkte: schlecht

Die Schulterfunktion unterliegt unabhängig von Erkrankungen und Verletzungen einer Verringerung der Leistungsfähigkeit im späteren Lebensverlauf. Zudem bestehen geschlechtsspezifische Unterschiede, vor allem in der Kraftmessung. Zum objektiven Vergleich ist daher eine geschlechtsadaptierte und altersabhängige Angabe erforderlich [92,93]. Diese notwendige Differenzierung haben Boehm et al [94] in ihrer Studie aufgezeigt. Hier existieren Normwerte nach Gerber [91], welche eine durchschnittliche und nichtpathologische Schulterfunktion bezüglich Alter und Geschlecht darstellen sollen. Diese werden in der in der späteren Auswertung als jeweils mögliche Maximalwerte angesehen und entsprechend prozentual verrechnet. Die Einheit des alters- und geschlechtskorrelierten Constant-Scores beträgt somit Prozent (%). Ferner ist anzumerken, dass bei überdurchschnittlich guter Schulterfunktion auch Werte über 100 Prozent erreicht werden können.

### **2.5.2 Der DASH-Score**

Der DASH Fragebogen hat sich weltweit als wertvolles Self-Report-Instrument bei der Evaluation funktioneller Einschränkungen an der oberen Extremität erwiesen. Er kann hierbei nicht nur als Zahlenwert beim Ausrechnen des Endwerts herangezogen werden, sondern liefert bei Betrachtung der Einzelitems wichtige Hinweise über Einschränkungen und Probleme der Patienten [86,95].

Für jede Frage existieren fünf Antwortmöglichkeiten, wobei Punktwerte zwischen 1 und 5 erzielt werden können. Es bestehen je nach Fragestellung verschiedene Antwortschemata. Hierbei ist der niedrigste Wert stets als bestmögliche Antwortvariante anzusehen. Hohe Punktzahlen bedeuten dementsprechend eine hohe Einschränkung. Die Berechnung des endgültigen Score-Wertes erfolgt in mehreren Schritten. Zunächst müssen die Einzelpunktwerte aller 30 Items addiert werden. Hiervon muss der Zahlenwert 30 subtrahiert werden. Dieser Zwischenwert wird nun durch den Zahlenwert 1,2 dividiert. Das Ergebnis darf als DASH-Wert aufgeführt werden. Somit können Werte mit einer Spanne von 0 bis 125 erzielt werden. Auch hier korrelieren größere DASH-Werte mit einer größeren funktionellen Einschränkung der oberen Extremität. In dieser klinischen Studie wurde die deutsche Originalversion von Germann et al. verwendet (siehe Kapitel 8.2).

### **2.5.3 Der Simple Shoulder Test**

Es ist ein kurzer Fragebogen zur Selbsterfassung der Schulterfunktion. Er ist dichotom strukturiert und beinhaltet zwölf Fragestellungen. Es sind standardisierte und einfach formulierte Fragen, wodurch eine hohe Anwenderfreundlichkeit besteht [96]. Diese werden mittels „ja“ oder „nein“ durch den Patienten beantwortet. Hierbei wird eine reine Beurteilung der Funktionalität des Schultergelenkes vorgenommen. Weitere Messparameter, wie beispielsweise psychosoziale oder sozioökonomische Aspekte werden nicht berücksichtigt. Somit dient dieser Fragebogen der alleinigen Evaluierung der Belastungsfähigkeit der jeweils betroffenen Schulter. Aufgrund der bestätigten Validität und Reproduzierbarkeit hat sich dieser Fragebogen als ein weiteres wissenschaftliches Instrument zur Beurteilung der Gelenkfunktion etabliert [97,98]. Die Auswertung des Simple Shoulder Tests ist ähnlich der Durchführung einfach gestaltet. Jede bejahte Frage ergibt einen Punkt, sodass maximal 12 Gesamtpunkte erzielt werden können. Geschlechtsadaptierte oder alterskorrelierte Normwerte bestehen nicht. Eine deutsche veröffentlichte Version existiert nicht. Daher wurden die englischen Originalfragen entsprechend ins Deutsche übersetzt [99]. Der verwendete deutsche Fragebogen kann dem Anhang entnommen werden.



## 2.6 Radiologische Diagnostik

### 2.6.1 Der radiologische Datensatz

Präoperativ und unmittelbar postoperativ sowie zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden konventionelle Röntgenaufnahmen in der Frontalebene („true ap“ nach Grashey) und in der Sagittalebene („y-Aufnahme“ nach Morrison) angefertigt. Zusätzlich wurde präoperativ eine Computertomographie des betroffenen Schultergelenkes angefertigt.

### 2.6.2 Erklärung der radiologischen Messmethodik

Jegliche radiologische Bildbearbeitung zur Generierung von Messwerten wurde mit dem Computerprogramm Synedra View Personal 3, Version 3.1.0.6 für Windows X64 durchgeführt. Hierfür konnten alle radiologischen Datensätze des hausinternen Betriebssystems verwendet werden. Die jeweiligen Betriebssystemformen waren kompatibel.

Die Ermittlung der Messwerte erfolgte anhand einer Längskalibrierung über den bekannten Durchmesser der einliegenden Prothese. Der Prothesenkopf ist in seiner dreidimensionalen Darstellung ein Kugelsektor mit kreisrunder Grundfläche. Unter Berücksichtigung der Gesetze und Regeln der darstellenden Geometrie[100], kann über die zweidimensionale Abbildung der Prothesengrundfläche der Prothesendurchmesser erfasst werden (siehe Abbildung 27). Als Maßeinheit wurden Millimeter gewählt. Dieses Messprinzip wurde bei jeglichen postoperativen Röntgenaufnahmen in der Frontalebene angewandt.



Abbildung 27: Kalibrierung des Prothesendurchmessers (rot markiert) in der Frontalebene

Für präoperative Röntgenaufnahmen war dieses Messverfahren nicht anwendbar. Hier wählten wir eine weitere anatomische Kenngröße, welche auf allen perioperativen radiologischen Bildern enthalten war. Wir definierten den diaphysären Durchmesser des proximalen Humerus als weiteren Messparameter, der zur Kalibrierung der perioperativen Röntgenaufnahmen genutzt wurde. Die Höhenlokalisierung der Messung des diaphysären Durchmessers richtete sich nach dem Lageverhältnis der kortikalen Knochenbegrenzungen zueinander. Es wurde der am weitesten proximal gelegene Punkt markiert, an dem die medialen und lateralen äußeren Kortikalisstrukturen zueinander parallel verlaufen. In dieser definierten Höhe wurde im rechten Winkel zur Schaftachse die Längenmessung und Kalibrierung vollzogen (siehe Abbildung 28).

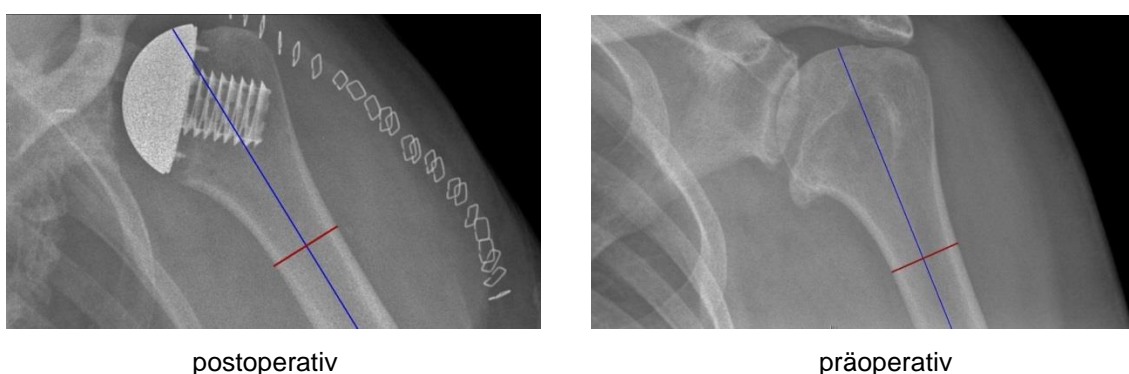


Abbildung 28: Darstellung der Höhenlokalisierung des diaphysären Durchmessers (rot) am postoperativen und präoperativen Röntgenbild, die Schaftachse ist blau gekennzeichnet

## 2.6.3 Vorstellung der radiologischen Messparameter

### 2.6.3.1 Klassifikation nach Samilson und Prieto

Zur Einteilung des Arthrosegrades des glenohumeralen Gelenkes wurde die Klassifikation nach Samilson und Prieto [101] verwendet (siehe Abbildung 29). Sie basiert auf der Messung der Osteophytengrößen. Zudem werden Veränderungen der Gelenkspaltmorphologie berücksichtigt. In der Klassifikation werden drei Grade unterschieden:

*Grad 1: milde Arthrose*  
(Osteophytengröße < 3 mm)

*Grad 2: mittelschwere Arthrose*  
(Osteophytengröße 3-7 mm, leichte Gelenkspaltunregelmäßigkeiten)

*Grad 3: schwere Arthrose*  
(Osteophytengröße >7 mm, Gelenkspaltverschmälerung, Sklerosierung)

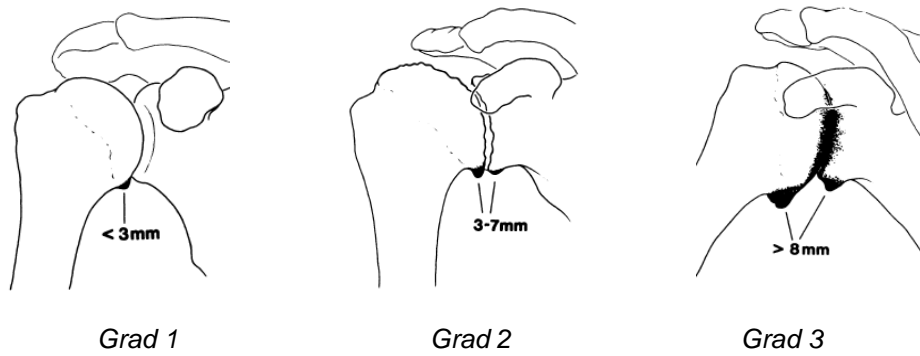


Abbildung 29: Gradeinteilung der glenohumeralen Arthrose nach Samilson und Prieto [101]

### 2.6.3.2 Glenoidklassifikation nach Walch

Die Einteilung der Glenoidmorphologie erfolgte anhand der CT-Aufnahmen mittels der Klassifikation nach Walch [77]. Ausmaß und Typ der arthrotischen Destruktion des Glenoids wurden nach Walch [102] in drei Typen (A, B, C) eingeteilt (siehe Abbildung 30):

*Typ A:* Zentrierte Position des Humeruskopfs in der Pfanne

*A1:* Geringfügiger zentraler Pfannenverbrauch

*A2:* Zentrale Kopfprotrusion mit konkaver Pfannenvertiefung

*Typ B:* Posteriore Subluxation des Humeruskopfs gegenüber der Pfanne

*B1:* Posteriorer Pfannenverbrauch mit Abflachung und subchondraler Sklerosierung

*B2:* Bikonkave posteriore Pfannendeformität mit Ausbildung einer dorsalen Neopfanne

*Typ C:* Primär dysplastische Pfanne mit erhöhter Retroversion (über 25°).

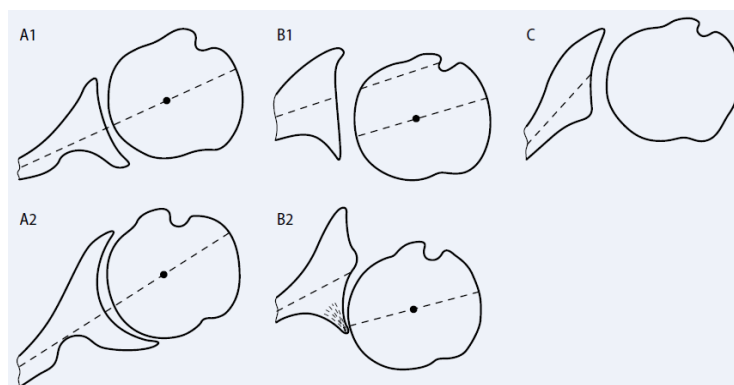


Abbildung 30: Klassifikation der Glenoidmorphologie nach Walch [77]

### 2.6.3.3 Klassifikation der Frakturfolgen nach Boileau

Zur Graduierung der posttraumatischen Omarthrose wurde die Klassifikation der Frakturfolgezustände nach Boileau [76] verwendet (siehe Abbildung 31). In den Gruppen 1 und 2 handelt es sich um intrakapsuläre, eingestauchte Frakturfolgen. Hier findet sich eine feste Verbindung des Tuberculum majus mit dem Schaft ohne oder mit nur mäßiger Fehlstellung. In Gruppe 3 und 4 handelt es sich um extrakapsuläre Frakturen mit Fehlstellung. In Gruppe 3 nach 3-Fragment-Frakturen und in Gruppe 4 ist das Tuberculum majus nicht eingeeilt und/oder erheblich disloziert [103].

Überblick der Frakturfolgezustände nach Boileau [76]:

*Typ 1:* Humeruskopfnekrose oder -kollaps mit mäßiger Fehlstellung der Tuberkula

*Typ 2:* Verhakete Luxationen und Luxationsfrakturen

*Typ 3:* Pseudarthrosen am chirurgischen Hals

*Typ 4:* Erhebliche Fehlstellung der Tuberkula mit oder ohne Einheilung

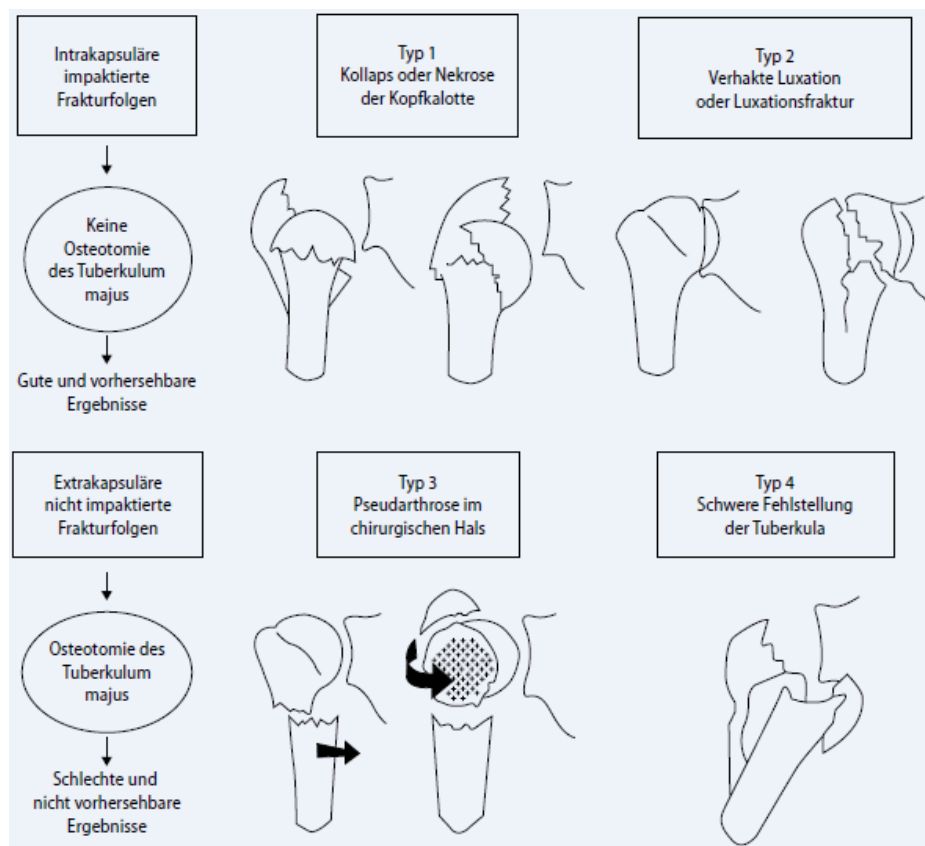


Abbildung 31: Frakturfolgezustände, klassifiziert nach Boileau [76]

Der Frakturfolgezustand des Typ 1 wird in einer späteren Arbeit von Moineau et al. [104] in vier weitere Subtypen ( A – D ) untergliedert (siehe Abbildung 32):

*Typ A:* Kollaps des Humeruskopfes, posttraumatische Nekrose

*Typ B:* Posttraumatische Arthrose

*Typ C:* Valgusfehlstellung des Humeruskopfes

*Typ D:* Varusfehlstellung des Humeruskopfes

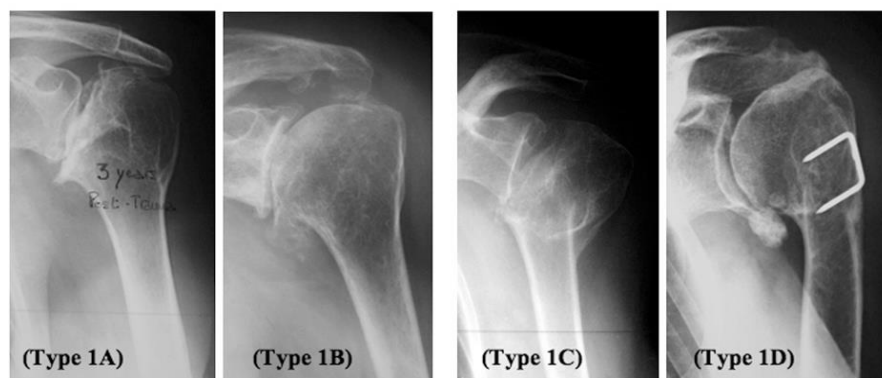


Abbildung 32: erweiterte Klassifikation der Frakturfolgezustände, modifiziert nach Moineau et al. [104]

## 2.6.4 Die glenohumerale Geometrie

### 2.6.4.1 Messparameter der glenohumeralen Geometrie

Ein endoprothetischer Ersatz des Schultergelenkes sollte die normalen anatomischen Verhältnisse, das physiologische Bewegungsausmaß sowie die natürliche Balance zwischen den statischen und dynamischen Stabilisatoren des Schultergelenkes wiederherstellen [105]. Die technischen Konzepte der verwendeten Prothesenimplantate orientieren sich an der ursprünglichen Anatomie der gesunden Schulter und haben als Ziel, diese so exakt wie möglich zu rekonstruieren. Zur Wiederherstellung der glenohumeralen Bewegungsmuster ist eine exakte Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie essentiell [20,105]. Zur Beurteilung des postoperativ erreichten Rekonstruktionsgrades der anatomischen Verhältnisse des Schultergelenkes ist die Definition bestimmter Messparameter der glenohumeralen Geometrie notwendig gewesen. Hier wurden mitunter die bereits von Iannotti et al. [22] beschriebenen Kenngrößen als Vorlage verwendet. Die Erfassung der jeweiligen Kenngrößen erfolgte anhand der prä- und unmittelbar postoperativen Röntgenaufnahmen in der „true-ap“-Ebene. Hier wurden Längen- und Winkelmessungen durchgeführt. Die Einheiten sind dabei in Millimeter und Gradzahlen gehalten worden.

Zur Beurteilung der glenohumeralen Geometrie haben wir die folgenden fünf Messparameter verwendet (siehe auch Abbildung 33):

- 1) BC = Höhe des Humeruskopfes beziehungsweise Prothesenhöhe
- 2) DE = Höhenunterschied von Humeruskopf/Prothesenkopf und Tuberkulum majus
- 3) FG = Abstand zwischen Tuberkulum majus und lateralem Acromion
- 4) FH = Laterales Offset, Abstand zwischen Tuberkulum majus und Coracoidbasis
- 5) HSA (alpha) = Inklinationswinkel

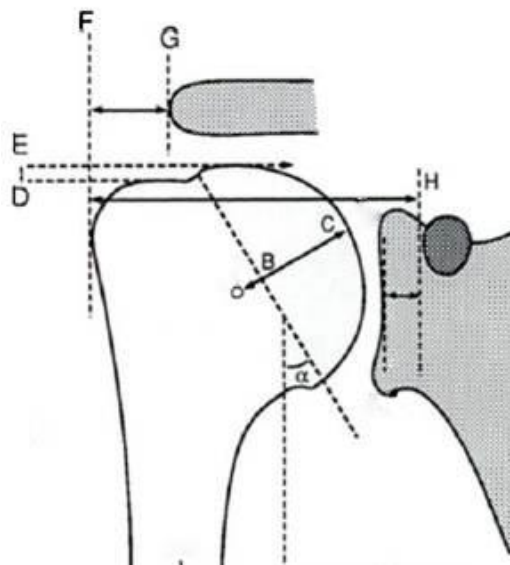


Abbildung 33: Messparameter der glenohumeralen Geometrie, modifiziert nach Iannotti [22]:

Im Folgenden ist zu erklären, dass zur Beurteilung des Rekonstruktionsgrades der glenohumeralen Geometrie mitunter eine Differenzierung des Messparameters BC notwendig war. Aufgrund der präoperativ bestandenen degenerativen Gelenkveränderungen erforderte der Vergleich von Prothesenhöhe mit der Höhe des präoperativen Humeruskopfes eine Modifikation des präoperativen Messwertes BC. So wurden präoperativ die Messwerte BCI und BCS erhoben. Der Wert BCI bewertet den präoperativen Istzustand der Humeruskopfhöhe. Der Wert BCS erfasst den Sollzustand des Humeruskopfes im Sinne einer sphärischen Ergänzung in Bezug zur erhaltenen Geometrie der Tuberkula und der Metaphyse in Analogie zur Kugelgeometrie des Humeruskopfes nach Iannotti et al. [106] (siehe Abbildung 34).



Abbildung 34: Darstellung der präoperativen Parameter BCS (grün) und BCI (rot)

#### 2.6.4.2 Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR)

Die Qualität der operativen Rekonstruktion der glenohumeralen Anatomie ist mittels eines, im Rahmen der Studie definierten, Punktesystems bewertet worden. Die postoperativ erreichten Messwerte der einzelnen radiologischen Kenngrößen sind in Relation zu den präoperativen Messwerten gesetzt worden. Hierbei sind die präoperativen Werte als anatomische Zielgröße betrachtet worden. Die Punktevergabe erfolgte anhand der prozentualen Abweichung. Deren Graduierung kann der folgenden Seite entnommen werden:

Abweichung:	Punkte:
bis 3%	5
bis 5%	4
bis 10%	3
bis 15%	2
bis 20%	1
> 20%	0

Pro Messparameter wurden maximal 5 Punkte vergeben. Somit können bei Summierung aller Parameter maximal 25 Gesamtpunkte erreicht werden. Es sind lediglich Patienten mit einer primären Omarthrose analysiert worden. Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose weisen bereits präoperativ eine stark pathologische glenohumerale Anatomie auf, wodurch das eben beschriebene Messverfahren und Auswertungskonzept nicht anwendbar wird.

## 2.6.5 Radiologische Beurteilung der Rotatorenmanschette

Degenerative Veränderungen der Rotatorenmanschette zeichnen sich durch eine Infiltration von Fettgewebe innerhalb der Muskelstrukturen aus. Dabei besetzt das Fettgewebe den aus der Muskelatrophie entstehenden Raum [107]. In diesem Zusammenhang ist zu ergänzen, dass fettige Muskeldegenerationen altersunabhängig auftreten [108]. Schultergelenke mit fehlenden arthrotischen Veränderungen oder neurologischen Defiziten weisen lediglich bei bestehenden Rupturen der Rotatorenmanschette fettige degenerative Veränderungen der Muskulatur auf [108,109]. Zudem begünstigen bestehende Läsionen der Rotatorenmanschette das Fortschreiten der Degeneration [107]. Goutallier et al. [108] konnten in ihrer Arbeit teilweise Korrelationen zwischen dem Ausmaß der muskulären Degeneration und der klinischen Funktionalität beschreiben. So können aus einer höhergradigen fettigen Muskeldegeneration entsprechende Einschränkungen der Kraft und Beweglichkeit des Schultergelenkes resultieren. Der Grad der muskulären Degeneration kann mittels Computertomographie über den „global fatty degeneration index“ (GFDI) bewertet werden. Dieser Index skaliert das Ausmaß der fettigen Degeneration in fünf Stufen (siehe Abbildung 35). Dabei wird ein Mittelwert aus den folgenden Muskeln berechnet: M.subscapularis, M. supraspinatus und M.infraspinatus. Der GFDI gilt als ein gutes und etabliertes Werkzeug zur Beurteilung der Integrität der Rotatorenmanschette im klinischen Alltag [108]. Auch wir verwendeten diesen Index, um etwaige Korrelationen zwischen dem GFDI (präoperativ) und dem klinischen Ergebnis nach Prothesenimplantation zu detektieren.

**Table I** Criteria for grading muscle fatty degeneration on computed tomography scans

Grade 0	No fatty deposits
Grade 1	Some fatty streaks
Grade 2	More muscle than fat
Grade 3	As much muscle as fat
Grade 4	Less muscle than fat

Abbildung 35: „global fatty degeneration index“ (GFDI) nach Goutallier et al. [107]



## 2.6.6 Posttraumatische Fehlstellung des Humeruskopfes

### 2.6.6.1 Messparameter der posttraumatischen Fehlstellung

Klinische Ergebnisse nach operativer Rekonstruktion komplexer Humeruskopffrakturen sind oft enttäuschend. Aber auch nach konservativer Behandlung derartiger Frakturen verbleiben meist erhebliche Fehlstellungen mit deutlichen Schmerzen und entsprechenden Bewegungseinschränkungen [110]. Bei Patienten mit einer Humeruskopffnekrose konnten Galatz et al. [111] eine starke Korrelation zwischen dem klinischen Ergebnis und der knöchernen Ausrichtung der Fragmente im Rahmen der Frakturheilung aufzeigen. Tauber et al. [112] analysierten den Einfluss einer bestehenden knöchernen Fehlstellung der humeralen Tuberkula auf das klinische Outcome nach prothetischer Gelenkversorgung bei Patienten mit einer Humeruskopffnekrose. Hierbei stellten sich das „greater tuberosity offset“ (GTO) und das „posterior offset“ (PO) als zuverlässige radiologische Prädiktoren für das klinische Outcome dar (siehe Abbildung 36). Sie konnten eine signifikante Korrelation der beiden Messparameter mit dem klinischen Ergebnis nach Prothesenversorgung beobachten, sodass auch wir diese radiologischen Kenngrößen in unserer Studie verwendeten.

Das „greater tuberosity offset“ (GTO) beschreibt die Fehlstellung des Tuberkulum majus in der Frontalebene, wobei der Arm die Neutralposition einnimmt. Es wird der Abstand zwischen der Humerusschaftachse und der medialen Grenze des Tuberkulum majus vermessen (siehe Abbildung 36). Das „relative greater tuberosity offset“ (rGTO) wird im Verhältnis zum Durchmesser der Humerusschaftes betrachtet und mit der Einheit Prozent gewertet.

Das „posterior offset“ (PO) beschreibt das Lagemissverhältnis zwischen dem Mittelpunkt der Intertuberkularlinie (ITD) und der Schaftachse in der axialen Ebene. Hier wird der hintere Abstand gemessen (siehe Abbildung 36). Falls die Mittelpunkte im Bereich vor der Schaftachse liegen, wird der Messwert negativ skaliert. Beim „relative posterior offset“ (rPO) wird das „posterior offset“ ins Verhältnis zur Intertuberkularlinie (ITD) gesetzt und prozentual wiedergegeben.



Abbildung 36: Darstellung des „greater tuberosity offset“ (GTO) und des „posterioren offsets“ (PO) sowie der Intertuberkularlinie (ITD), nach Tauber et al. [112]

### 2.6.6.2 Auswertungsmethodik

Die präoperativ erhobenen Werte der oben beschriebenen Parameter der posttraumatischen Humeruskopffehlstellung wurden mit den Normwerten aus der Arbeit von Tauber et al. [112] verglichen. Dabei sind individuelle Differenzwerte für jeden Parameter gebildet worden. Diese „delta-Werte“ sind anschließend mit den Ergebnissen der Schulterfunktionsscores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrachtet worden. Mögliche Zusammenhänge wurden in verschiedenen Korrelationsanalysen untersucht.

## 2.6.7 Beurteilung von periprothetischen Lysezonen

### 2.6.7.1 Lysezonen an Grundplatte und Schraubenhals

Zur Beschreibung der Lokalisation und zur Größenbestimmung etwaiger Lysezonen wurden radiologische Kriterien in Anlehnung an Habermeyer et al. [113] verwendet. Es sollen mögliche knöcherne Lysezonen im Sinne einer periprothetischen Knochenresorption detektiert werden. Dabei wurde eine Lysezone wie folgt definiert: jegliche periprothetische Aufhellung der Knochenstruktur mit einem Durchmesser größer als einen Millimeter. Die Auswertung erfolgte anhand der konventionellen Röntgenaufnahmen in der Frontalebene als auch in der axialen Ebene. Hierbei sind etwaige Knochenresorptionen in drei verschiedenen Zonen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bestimmt worden (siehe Abbildung 37).

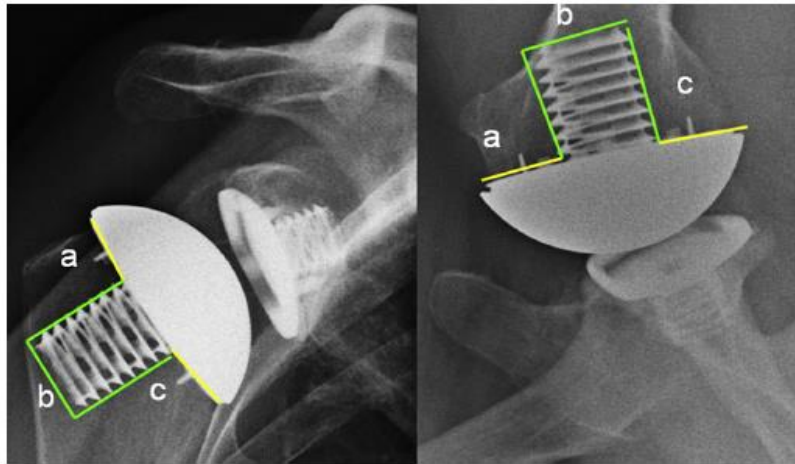


Abbildung 37: Darstellung der verschiedenen Zonen: Frontalebene (links), axiale Ebene (rechts) [113]:

- a = laterale bzw. vordere Prothesengrundplatte
- b = im Bereich der Hohlgewindeschraube
- c = mediale bzw. hintere Prothesengrundplatte

### 2.6.7.2 Kalkarerosionen

Kalkarerosionen sind lediglich deskriptiv analysiert worden. Die Größenbeschreibung erfolgte über die mediolaterale Ausschälung in der anterior-posterioren Ebene. Dabei wurde der prozentuale Anteil am Prothesenkopfdurchmesser erhoben (siehe Abbildung 38).

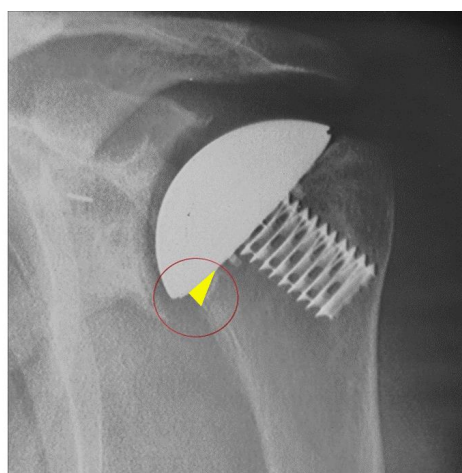


Abbildung 38: Beispiel einer Kalkarerosion (gelbes Dreieck), Größenbeschreibung in der anterior-posterioren Ebene über die mediolaterale Ausschälung am Kalkar

## 2.7 Subjektive Befragung

Im Rahmen des Follow-Up wurden die Patienten hinsichtlich ihrer präoperativen Erwartungen und deren Bewertungen zum Zeitpunkt der klinischen Nachuntersuchung befragt. Zudem wurde nach der Bereitschaft zur erneuten Prothesenimplantation gefragt. Hierbei ist anzumerken, dass es sich nicht um standardisierte Fragen im Rahmen eines bekannten Scores handelt. Es sind eigens formulierte Fragestellungen.

Es wurden folgende Fragen mit den jeweils vorgegebenen Antwortmöglichkeiten gestellt:

a) Welche Erwartung(en) haben Sie an die Operation?

1 = Schmerzlinderung

2 = Schmerzlinderung und Mobilitätssteigerung

b) Inwiefern sind Ihre Erwartungen erfüllt worden?

1 = übertroffen

2 = erfüllt

3 = teilweise erfüllt

4 = nicht erfüllt

c) Würden Sie sich nochmals für die Implantation der Eclipse-Prothese entscheiden?

0 = nein

1 = ja

## 2.8 Statistische Testverfahren

Jegliche statistische Analysen wurden mit dem Programm SPSS 22 durchgeführt. In Abhängigkeit der vorliegenden Datenverteilung sind parametrische und nicht-parametrische Testungen angewendet worden. Der Vergleich zweier unabhängiger Stichproben wurde mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests bewertet. Der Vergleich zweier abhängiger Stichproben ist anhand des Wilcoxon-Paarvergleichstests überprüft worden. Der Vergleich von mehr als zwei unabhängigen Stichproben ist mittels des Kruskal-Wallis-Tests untersucht worden. Bei normalverteilten Daten sind T-Testungen durchgeführt worden. Korrelation zwischen zwei Stichproben sind mit der Spearman- oder Pearson-Korrelation untersucht worden. Ebenso ist der Chi-Quadrat-Test angewandt worden. Zudem sind lineare multivariate Regressionsanalysen mit zum Teil rückwärtsgerichteter Selektion durchgeführt worden. Abschließend wurde ein Vorhersagemodell im Rahmen einer binär logistischen Regressionsanalyse unter Verwendung einer „ROC-Kurve“ erstellt.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Schulterfunktionsscores

#### 3.1.1 Constant-Score

##### 3.1.1.1 Schmerz

###### *Gesamtkollektiv (49)*

Hier zeigt sich präoperativ ein Mittelwert von 1,5 (+/- 2,5) Punkten. Dieser verbesserte sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 9,3 (+/- 4,1) Punkte. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

###### *Primäre Omarthrose (22)*

Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich von im Mittel 1,1 (+/- 2,2) auf 9,8 (+/-3,6) Punkte. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

###### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Der präoperative mittlere Punktwert von Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose liegt bei 1,6 (+/- 2,4). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt der Mittelwert 8,9 (+/- 4,4) Punkte. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

###### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Patienten mit einer primären Omarthrosen verbesserten sich durchschnittlich um 8,6 Punktwerte. Dabei zeigten Patienten mit einer posttraumatisch bedingten Omarthrose einen durchschnittlichen Zuwachs von 7,3 Punktwerten. In Bezug auf die Veränderungen in beiden Patientengruppen zeigt sich kein statistisch signifikanter Unterschied.

#### 3.1.1.2 Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL)

###### *Gesamtkollektiv (49)*

Präoperativ zeigt sich ein Mittelwert von 6,1 (+/- 3,3) Punkten, welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung mit 14,1 (+/- 4,0) darstellt. Das Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

###### *Primäre Omarthrose (22)*

Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich von im Mittel von 6,0 (+/- 3,6) auf 14,1 (+/- 4,1) Punkte. Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Der präoperative Mittelwert beträgt 6,5 (+/- 3,3) Punkte. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurden durchschnittlich 14,7 (+/- 3,8) Punkte erreicht. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich durchschnittlich um 8,1 Punktwerte. Dabei zeigten Patienten mit einer posttraumatisch bedingten Omarthrose einen durchschnittlichen Zugewinn von 8,2 Punktwerten. Hier zeigt sich, hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen, kein statistisch signifikanter Unterschied.

### **3.1.1.3 Bewegungsausmaß (ROM = range of movement)**

#### *Gesamtkollektiv (49)*

Hier zeigt sich präoperativ ein Mittelwert von 14,0 (+/- 8,1) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 28,3 (+/- 7,8) Punkten. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Primäre Omarthrose (22)*

Bei Patienten mit primärer Omarthrose besteht präoperativ ein Mittelwert von 15,6 (+/- 9,6) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein Mittelwert von 30,0 (+/- 6,6) Punkten. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Der präoperative mittlere Punktwert beträgt 12,7 (+/- 6,8). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein Mittelwert von 27,7 (+/- 8,7) Punkten. Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich durchschnittlich um 14,4 Punktwerte. Dabei zeigten Patienten mit einer posttraumatisch bedingten Omarthrose einen durchschnittlichen Zuwachs von 15,0 Punktwerten. Auch hier zeigt sich, bezüglich der Veränderungen in beiden Patientengruppen, kein statistisch signifikanter Unterschied.

#### **3.1.1.4 Kraft**

##### *Gesamtkollektiv (49)*

Präoperativ zeigt sich ein Mittelwert von 1,6 (+/- 2,8) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 6,1 (+/- 4,1) Punkten. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

##### *Primäre Omarthrose (22)*

Bei Patienten mit einer primären Omarthrose besteht präoperativ ein Mittelwert von 1,6 (+/- 3,0) Punkten. Dieser verbesserte sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf einen Mittelwert von 6,5 (+/- 4,6) Punkten. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

##### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose zeigen präoperativ einen Mittelwert von 1,9 (+/- 2,9) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 6,2 (+/- 4,0) Punkten. Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

##### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich durchschnittlich um 4,9 Punktwerte. Dabei zeigten Patienten mit einer posttraumatisch bedingten Omarthrose einen durchschnittlichen Zugewinn von 4,3 Punktwerten. Auch hier zeigt sich, bezüglich der Veränderungen in beiden Patientengruppen, kein statistisch signifikanter Unterschied.

#### **3.1.1.5 Gesamtwerte**

##### *Gesamtkollektiv (49)*

Präoperativ zeigt sich ein nicht-alterskorrelierter Mittelwert von 23,3 (+/- 13,6) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung verbesserte sich dieser auf 57,9 (+/- 16,5) Punkte. Der alterskorrelierte präoperative Mittelwert beträgt 28,9% (+/- 16,6). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein alterskorrelierter Mittelwert von 71,9% (+/- 22,5). Sowohl die alterskorrelierten als auch die nicht-alterskorrelierten Ergebnisse sind statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 39).

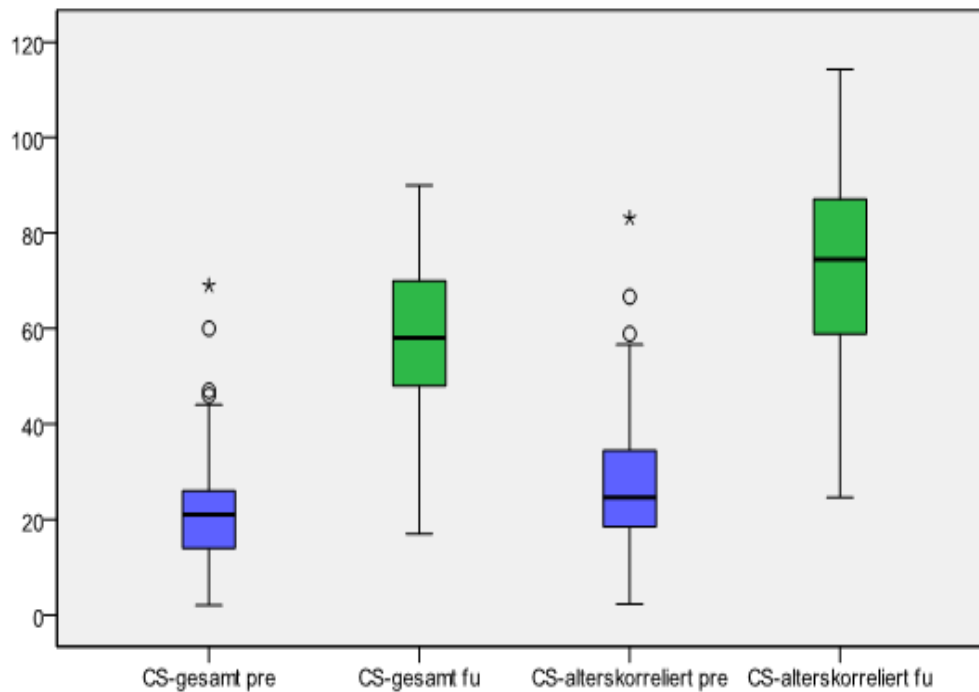


Abbildung 39: Darstellung der alterskorrelierten und nicht-alterskorrelierten Gesamtwerte des Constant-Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

#### *Primäre Omarthrose (22)*

Hier besteht präoperativ ein nicht-alterskorrelierter Mittelwert von 24,3 (+/- 15,5) und ein alterskorrelierter Mittelwert von 30,3% (+/- 19,4). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein nicht-alterskorrelierter Mittelwert von 60,4 (+/- 15,6) Punkten und ein alterskorrelierter Mittelwert von 74,7% (+/- 21,9). Auch diese Ergebnisse sind statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Hier zeigt sich präoperativ ein nicht-alterskorrelierter Mittelwert von 22,7 (+/- 12,2) Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 57,5 (+/- 17,4) Punkte. Der alterskorrelierte präoperative Mittelwert ist 28,6% (+/- 14,2), wobei sich dieser zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 73,5% (+/- 22,8) verbesserte. Beide Ergebnisse sind statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Die Vergleiche der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten und des nicht-alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede (siehe Abbildung 40).



Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbessern sich im nicht-alterskorrelierten Constant-Score durchschnittlich um 36,0 Punktwerte. Patienten mit einer posttraumatisch bedingten Omarthrose zeigen einen durchschnittlichen Zugewinn von 34,8 Punktwerten.

Beim alterskorrelierten Constant-Score zeigen Patienten mit einer primären Omarthrose eine Verbesserung von durchschnittlich 44,4 Prozentpunkten. Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose erreichen einen durchschnittlichen Zuwachs von 44,9 Prozentpunkten.

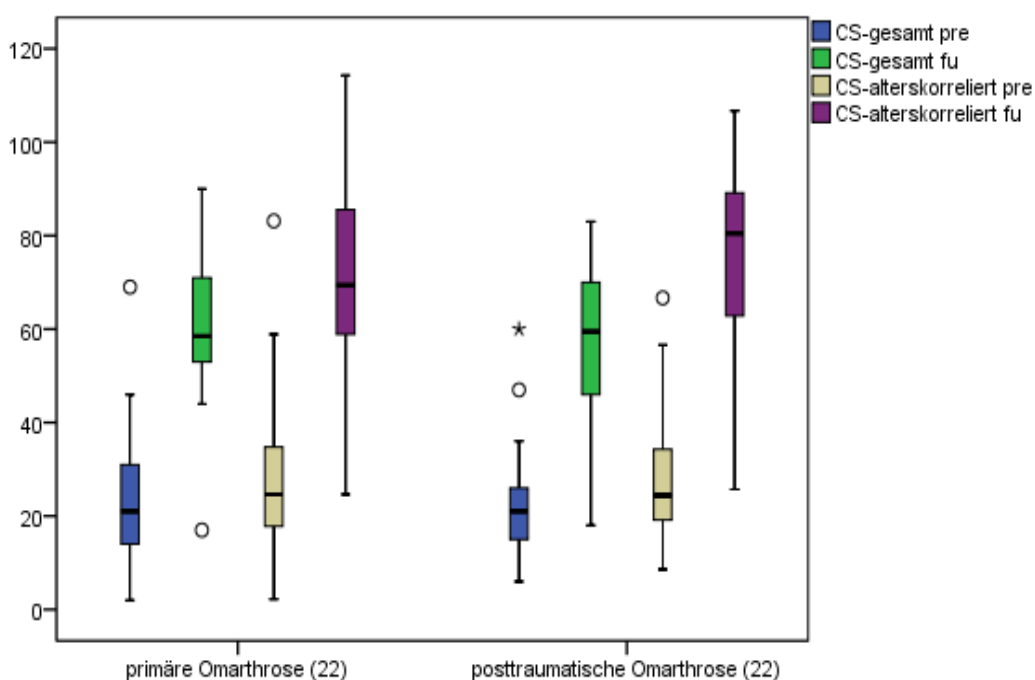


Abbildung 40: Darstellung der alterskorrelierten und nicht-alterskorrelierten Gesamtwerte des Constant-Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) von primären und posttraumatischen Omarthrosen

### 3.1.1.6 Mögliche Einflussfaktoren

#### 3.1.1.6.1 Patientenalter

In den linearen Regressions- und Korrelationsanalysen konnten keine signifikanten Zusammenhänge zwischen dem Patientenalter zum Zeitpunkt der Operation und dem zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erreichten alterskorrelierten Gesamtwert des Constant Scores festgestellt werden. Die Korrelation nach Pearson zeigt einen Wert von 0,188 für  $p=0,197$  (Abbildung 41).

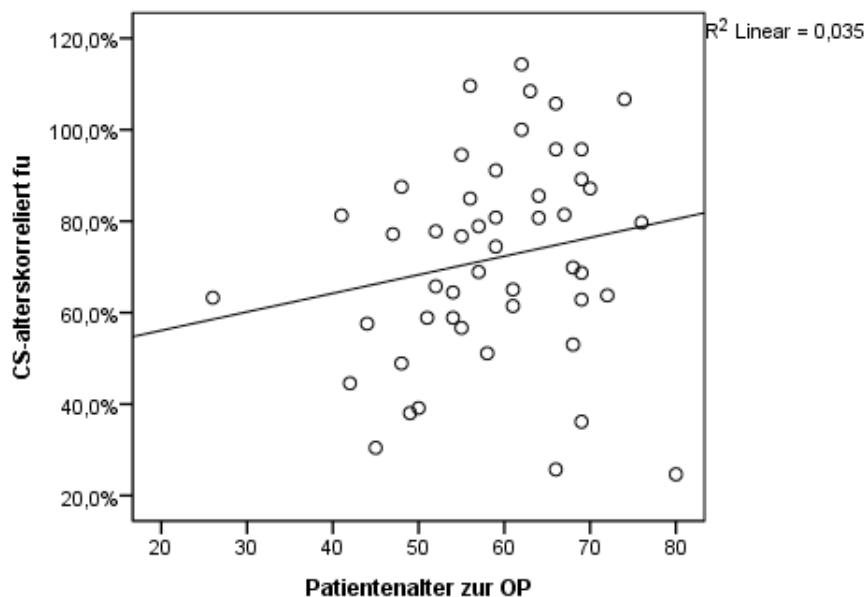


Abbildung 41: graphische Darstellung der Korrelationsanalyse nach Pearson (CS-alterskorreliert fu = alters- und geschlechtskorrelierter Constant Score zum Zeitpunkt des Follow Up)

### 3.1.1.6.2 Geschlecht

#### *Weibliche Patienten (19)*

Weibliche Patienten zeigen präoperativ einen alterskorrelierten Constant Score von 29,0% (+/- 12,4). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung verbesserte sich der Mittelwert auf 79,9% (+/- 24,0). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Männliche Patienten (30)*

Der präoperative alterskorrelierte Constant Score von männlichen Patienten beträgt 28,8% (+/- 19,0). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein alterskorrelierter Constant Score von 66,8% (+/- 20,3). Dies ist ebenfalls statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

In der Zusammenschau ist festzuhalten, dass beim alterskorrelierten Constant Score die weiblichen Patienten im Vergleich zu den männlichen Patienten bei ähnlichem präoperativem Mittelwert einen deutlich besseren Mittelwert zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung aufweisen. Dieses Ergebnis ist in den nicht-parametrischen-Testungen für das Niveau  $p < 0,05$  signifikant. Weibliche Patienten verbessern sich durchschnittlich um 50,85 Prozentwerte, wobei männliche Patienten lediglich einen durchschnittlichen Zugewinn von 38,07 Prozentwerten aufzeigen. Auch hier sind die jeweiligen Veränderungen im Gruppenvergleich statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 42).

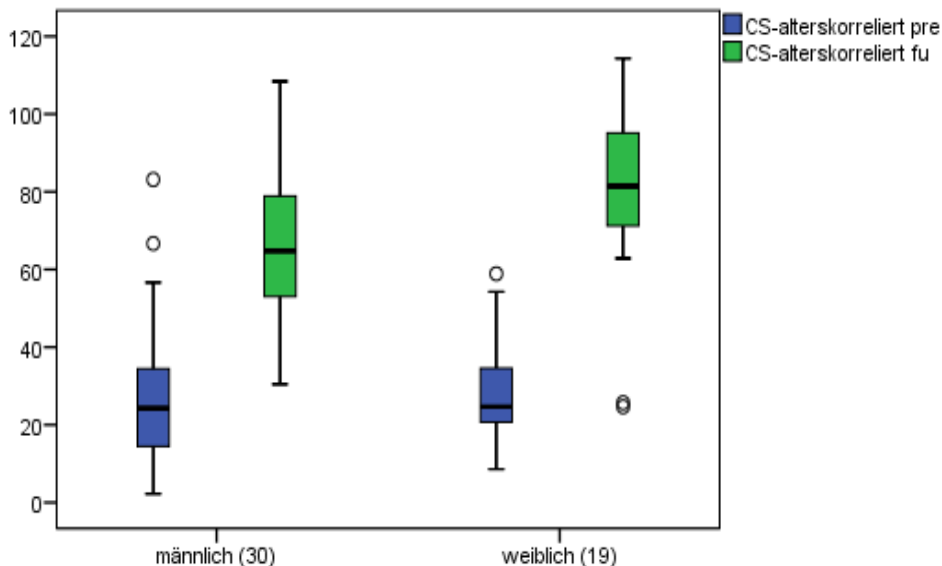


Abbildung 42: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Geschlechts

### 3.1.1.6.3 Endoprothesentyp

Zunächst werden die Ergebnisse des gesamten Patientenkollektivs dargestellt.

#### *Hemiendoprothese (34)*

Hier zeigen die Patienten einen präoperativen alterskorrelierten Constant Score von 28,4% (+/- 14,6). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung verbesserte sich der Mittelwert auf 69,9% (+/-23,0). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Totalendoprothese (15)*

Bei Patienten mit einer Totalendoprothese besteht präoperativ ein alterskorrelierter Constant Score von 30,0% (+/- 21,0). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein alterskorrelierter Constant Score von 76,4% (+/-21,3). Dieses Ergebnis ist ebenfalls statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Hier weisen die Patienten mit einer Totalendoprothese die durchschnittlich besseren Follow-Up-Resultate auf, bei jedoch fehlender statistischer Signifikanz ( $p < 0,05$ ). Patienten mit einer Hemiendoprothese erreichen einen durchschnittlichen Zugewinn von 41,5 Prozentwerten, Patienten mit einer Totalendoprothese von 46,4 Prozentwerten. Auch hier sind die Veränderungen in den Patientengruppen für das Niveau  $p < 0,05$  nicht signifikant (siehe Abbildung 43).

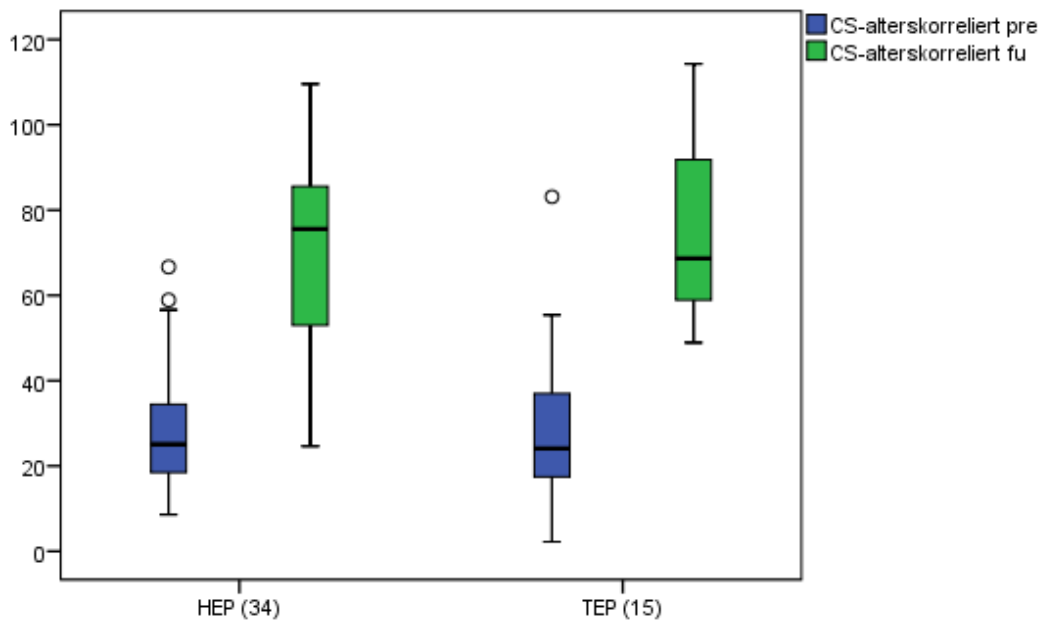


Abbildung 43: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Endoprothesentypus (Gesamtkollektiv)

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Patienten mit einer primären Omarthrose aufgeführt:

#### *Hemiendoprothese (10)*

Patienten mit einer Hemiendoprothese zeigen präoperativ einen durchschnittlichen alterskorrelierten Constant Score von 31,2% (+/- 15,1). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung stellt sich ein alterskorrelierter Constant Score von 71,3% (+/- 22,2) dar. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Totalendoprothese (12)*

Der mittlere präoperative alterskorrelierte Constant Score beträgt 29,6% (+/- 23,1). Im Follow Up erreichen diese Patienten einen alterskorrelierten Constant Score von 77,6% (+/- 22,2). Dieses Ergebnis ist ebenfalls statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Hier lässt sich erkennen, dass Patienten mit einer Totalendoprothese die durchschnittlich besseren Ergebnisse zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erzielen, bei jedoch fehlender statistischer Signifikanz. Patienten mit einer Hemiendoprothese verbessern sich durchschnittlich um 40,1 Prozentpunkte, Patienten mit einer Totalendoprothese um 48,0 Prozentpunkte. Auch hier sind die Veränderungen innerhalb der Patientengruppen nicht signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 44).

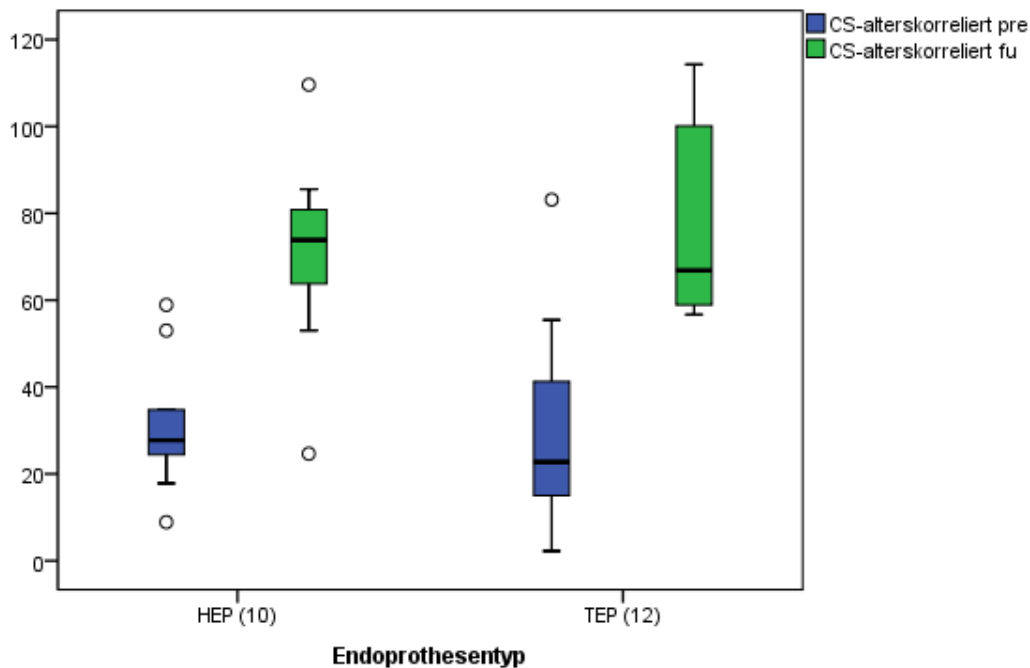


Abbildung 44: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Endoprothesentypus (Primäre Omarthrose)

Im Weiteren sind Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose näher betrachtet worden. Bei 20 Patienten wurde eine Hemiendoprothese implantiert, zwei Patienten erhielten eine Totalendoprothese. Daher erfolgt lediglich eine deskriptive Darstellung der Ergebnisse.

#### *Hemiendoprothese (20)*

Hier zeigt sich präoperativ ein mittlerer alterskorrelierter Constant Score von 29,0% (+/- 14,8). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt der durchschnittliche alterskorrelierte Constant Score 72,6% (+/- 23,7). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Totalendoprothese (2)*

Die beiden Patienten mit einer Totalendoprothese haben präoperativ einen durchschnittlichen alterskorrelierten Constant Score von 25,0% (+/- 4,7). Sie verbessern sich auf einen mittleren Wert von 83,2% (+/- 8,5).

#### **3.1.1.6.4 Glenoidklassifikation**

Zunächst werden die Ergebnisse des Gesamtkollektives präsentiert. Aufgrund unzureichender CT-Datensätze waren lediglich 46 Glenoide zu beurteilen und zu klassifizieren. Dabei zeigen 28 Patienten präoperativ ein Glenoid vom Typ A, 16 Patienten ein Glenoid vom Typ B und zwei Patienten weisen ein Typ C Glenoid auf.

##### *Glenoid Typ A (28)*

Hier besteht präoperativ ein durchschnittlicher alterskorrelierter Constant-Score von 28,9% (+/- 14,7). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein mittlerer Wert von 70,1% (+/- 22,2). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

##### *Glenoid Typ B (16)*

Präoperativ beträgt der mittlere alterskorrelierte Constant Score 31,0% (+/- 21,3). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wird ein durchschnittlicher alterskorrelierter Constant Score von 75,8% (+/- 24,0) erreicht. Das Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

##### *Glenoid Typ C (2)*

Präoperativ zeigt sich ein durchschnittlicher alterskorrelierter Constant Score von 20,0% (+/- 6,3). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein mittlerer alterskorrelierter Constant Score von 63,9% (+/- 7,1). Das Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

##### *Gruppenvergleich*

Die Vergleiche der drei Glenoidgruppen zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 45). Die Patienten mit einem Glenoid Typ A verbessern sich im alterskorrelierten Constant-Score durchschnittlich um 41,2 Prozentpunkte. Patienten mit einem Glenoid Typ B erreichen einen mittleren Zugewinn von 44,8 Prozentpunkten. Die beiden Patienten mit einem Glenoid Typ C erzielen einen durchschnittlichen Zuwachs von 43,9 Prozentpunkten.

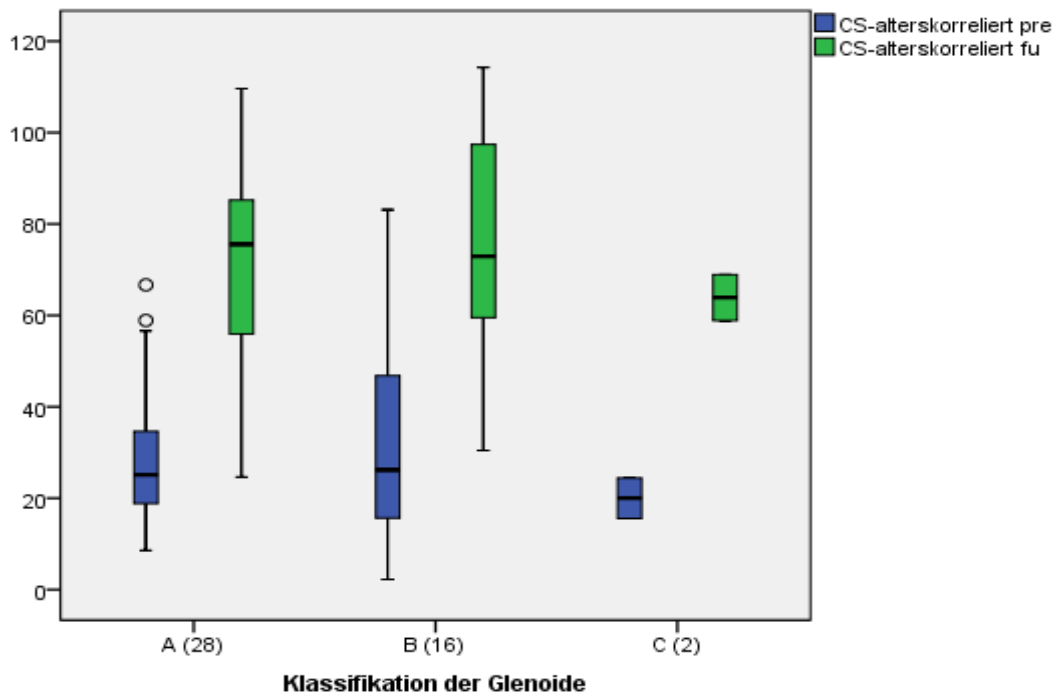


Abbildung 45: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Gesamtkollektiv)

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Patienten in Abhängigkeit von dem jeweiligen Prothesentyp (Hemi- bzw. Totalendoprothese) vorgestellt. Begonnen wird mit den Ergebnissen von Patienten, die mit einer Hemiendoprothese versorgt wurden:

#### *Hemiendoprothese (32)*

Hier haben 23 Patienten ein Glenoid vom Typ A1, vier Patienten zeigen ein Glenoid vom Typ A2, drei Patienten haben ein B1-Glenoid, ein Weiterer hat ein Glenoid vom Typ B2 und ein Patient zeigt ein Glenoid vom Typ C.

#### *Glenoid Typ A1 (23)*

Patienten mit einem Glenoid Typ A1 weisen einen durchschnittlichen präoperativen alterskorrelierten Constant Score von 27,2% (+/-2,6) auf. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein Mittelwert von 71,9% (+/-4,5). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Glenoid Typ A2 (4)*

Der mittlere präoperative alterskorrelierte Constant Score beträgt 41,9% (+/-10,7). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 62,2% (+/-14,8). Dieses Ergebnis ist ebenfalls statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### *Glenoid Typ B1 (3)*

Patienten mit einem Glenoid Typ B1 zeigen einen präoperativen alterskorrelierten Constant Score von 22,7% (+/-12,7), welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 82,9% (+/-12,7) verbesserte. Das ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

### *Glenoid Typ B2 (1)*

Der Patient zeigt präoperativ einen alterskorrelierten Constant Score von 31,5% (+/-0) und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen Wert von 30,4% (+/-0).

### *Glenoid Typ C (1)*

Bei dem Patienten besteht ein präoperativer alterskorrelierter Constant Score von 24,4% (+/-0), welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung mit 68,9% (+/-0) präsentiert.

### *Gruppenvergleich*

Die Vergleiche der Glenoidgruppen zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 46). Bei der Betrachtung der jeweiligen Patientengruppen zeigen vor allem Patienten mit einem Glenoid Typ B1 gute Ergebnisse. Diese erreichen beim alterskorrelierten Constant Score einen durchschnittlichen Zuwachs von 60,2 Prozentpunkten. Dem gegenüber stehen Patienten mit einem Glenoid Typ A2, welche lediglich einen mittleren Zugewinn von 20,3 Prozentpunkten verzeichnen.



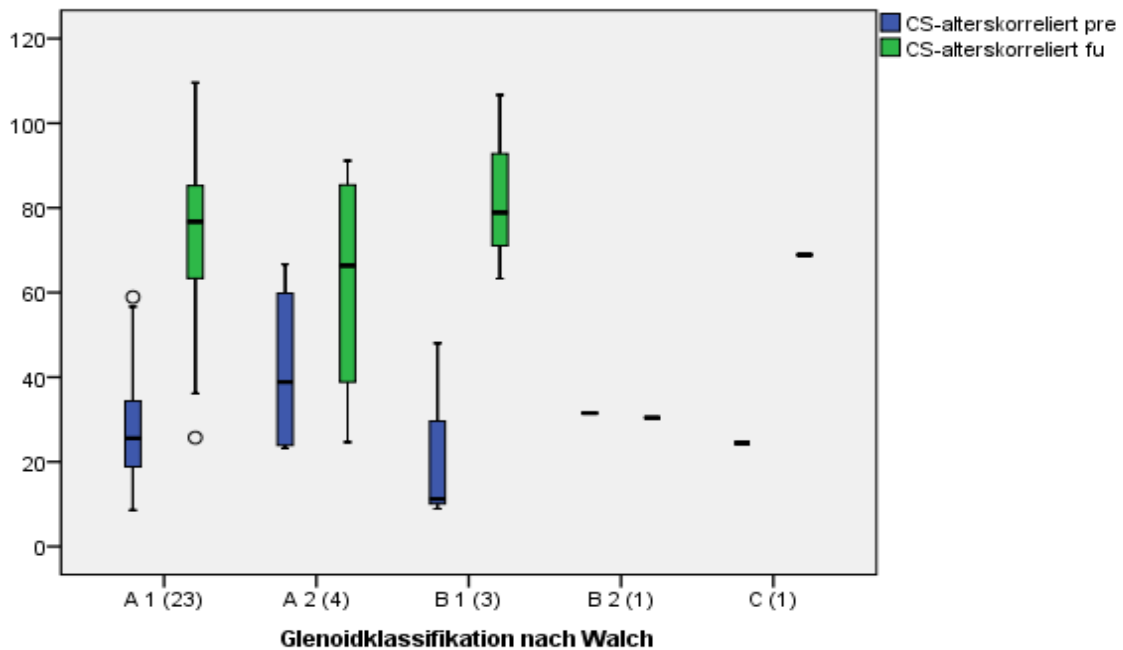


Abbildung 46: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Hemiendoprothesen)

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Patienten mit einer Totalendoprothese vorgestellt:

#### *Totalendoprothese (14)*

Hier hat ein Patient ein Glenoid vom Typ A2, jeweils 6 Patienten zeigen Glenoide vom Typ B1 und B2 und ein Patient weist ein Glenoid vom Typ C auf.

#### *Glenoid Typ A2 (1)*

Der Patient zeigt präoperativ einen alterskorrelierten Constant Score von 14,4% (+/-0). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Wert von 58,9% (+/-0).

#### *Glenoid Typ B1 (6)*

Präoperativ besteht ein durchschnittlicher alterskorrelierter Constant Score von 34,5% (+/-7,6). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 85,2% (+/-11,3). Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *Glenoid Typ B2 (6)*

Der präoperative alterskorrelierte Constant Score beträgt 30,5% (+/-11,2). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 70,5% (+/-5,6). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Glenoid Typ C (1)

Der Patient zeigt präoperativ einen alterskorrelierten Constant Score von 15,6% (+/-0), welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 58,9% (+/-0) verbesserte.

### Gruppenvergleich

Die Vergleiche der Glenoidgruppen zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede für  $p < 0,05$ . Patienten mit einem Glenoid Typ B1 verbessern sich durchschnittlich um 50,7 Prozentpunkte, Patienten mit einem Glenoid Typ B2 um 40,0 Prozentpunkte. Auch hier besteht kein statistisch signifikanter Unterschied (siehe Abbildung 47).

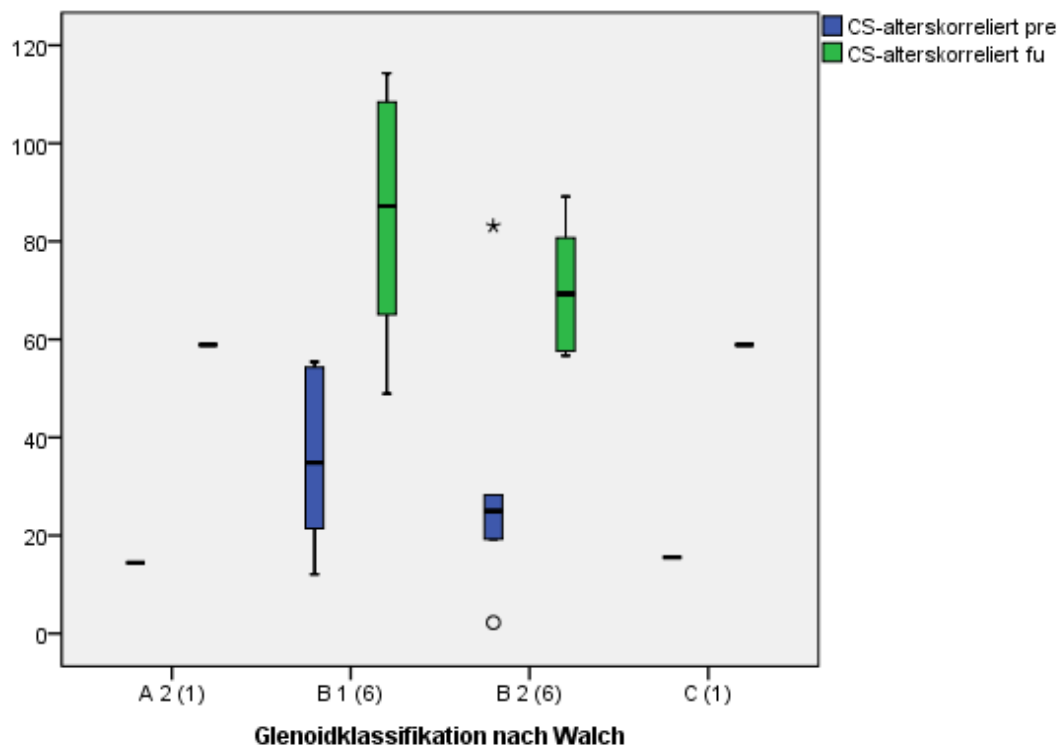


Abbildung 47: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Totalendoprothesen)

### **3.1.1.6.5 Frakturfolgezustände**

In diesem Zusammenhang sind alle 22 posttraumatischen Patienten bewertet worden. Dabei zeigen sich lediglich die Stadien 1 und 4. Das Stadium 1 ist in vier weitere Untergruppen aufgeteilt worden. So hatten zehn Patienten das Stadium 1A, fünf Patienten das Stadium 1B, vier Patienten das Stadium 1C und ein Patient das Stadium 1D aufzuweisen. Zudem zeigen zwei Patienten das Stadium 4. Zur Auswertung wurden die Stadien 1C,1D und 4 in einer Gruppe zusammengefasst.

#### *Stadium 1A (10)*

Hier zeigen die Patienten einen durchschnittlichen präoperativen alterskorrelierten Constant Score von 29,2% (+/- 11,6). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein mittlerer Wert von 80,1% (+/- 13,6). Das Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Stadium 1B (5)*

Präoperativ besteht ein mittlerer alterskorrelierter Constant Score von 30,5% (+/- 21,3). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wird ein Mittelwert von 65,7% (+/- 27,5) erreicht. Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *Stadien 1C, 1D und 4 (7)*

Der durchschnittliche präoperative alterskorrelierte Constant Score beträgt 26,5% (+/- 13,7). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wird ein Mittelwert von 69,7% (+/- 30,0) erzielt. Das ist ein statistisch signifikantes Ergebnis.

#### *Gruppenvergleich*

Die Vergleiche der Frakturfolgezustände zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 48). Bei der Betrachtung der einzelnen Gruppen zeigen vor allem Patienten mit einem Frakturfolgezustand 1A einen durchschnittlich höheren Zugewinn im alterskorrelierten Constant Score als die beiden anderen Patientengruppen. Sie weisen einen mittleren Zuwachs von 50,9 Prozentpunkten auf, die beiden anderen Gruppen von 35,2 bzw. 43,2 Prozentpunkten.

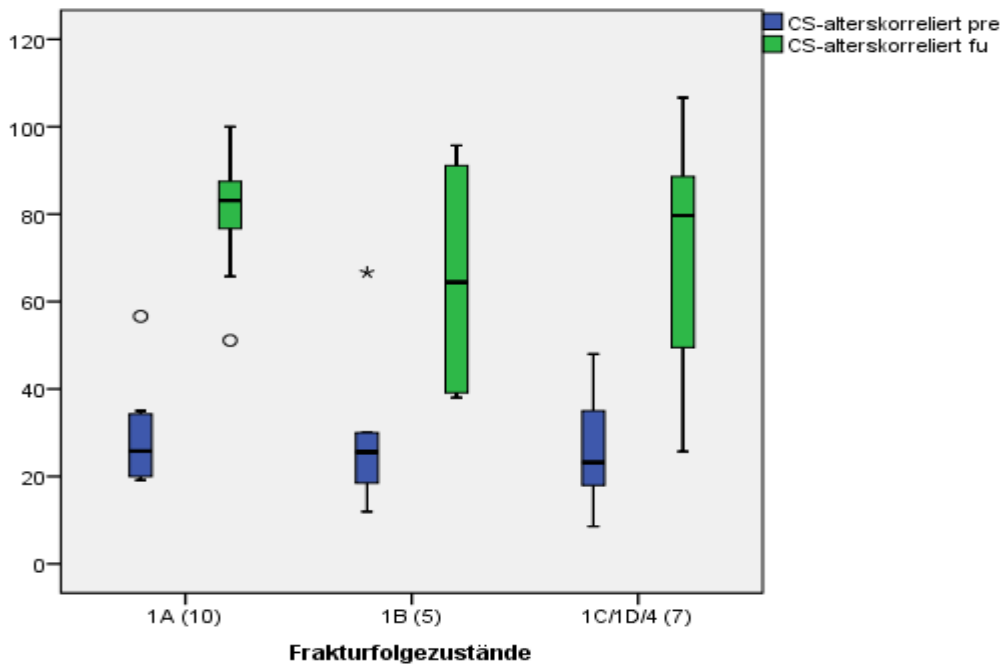


Abbildung 48: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Frakturfolgezustand

### 3.1.1.6.6 Schulterseite

#### *nicht-dominante Schulterseite (18)*

Präoperativ beträgt der alterskorrelierte Constant Score 28,3% (+/-12,1). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erreichen die Patienten einen alterskorrelierten Constant Score von 66,1% (+/-25,2). Das ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *dominante Schulterseite (31)*

Der präoperative alterskorrelierte Constant Score ist 29,2% (+/-18,9). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt der alterskorrelierte Constant Score 75,3% (+/-20,5). Das ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Die Vergleiche der Patientengruppen zeigen sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten des alterskorrelierten Constant-Scores keine statistisch signifikanten Unterschiede für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 49). Es lässt sich jedoch erkennen, dass Patienten mit der betroffenen dominanten Schulterseite die durchschnittlich besseren Ergebnisse zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung erzielen. So verbessern sich Patienten mit der nicht-dominanten Schulterseite durchschnittlich um 37,8 Prozentpunkte, Patienten mit der dominanten Schulterseite um 46,1 Prozentpunkte. Auch hier sind die Unterschiede der Mittelwertdifferenzen innerhalb der Patientengruppen nicht signifikant ( $p < 0,05$ ).

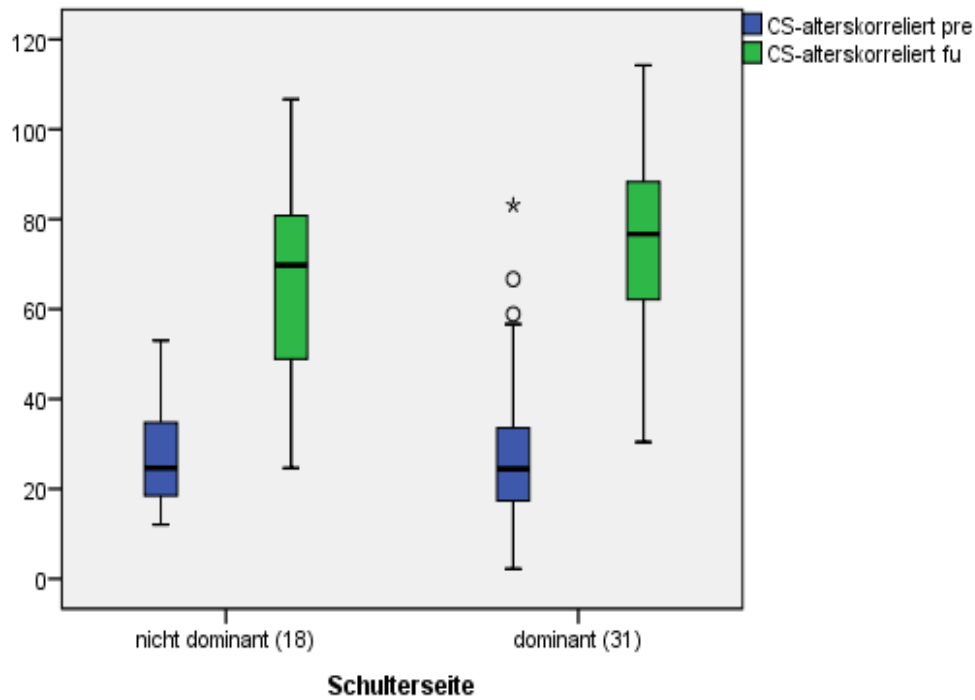


Abbildung 49: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu] in Abhängigkeit der Schulterseite (Gesamtkollektiv)

### 3.1.2 DASH-Score

#### Gesamtkollektiv (49)

Hier zeigt sich präoperativ ein Mittelwert von 55,83 (+/- 16,88). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung besteht ein Mittelwert von 23,01 (+/- 14,87). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 50).

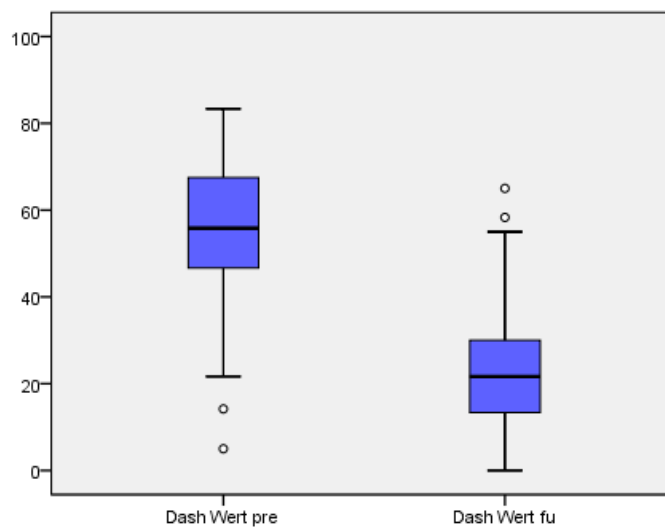


Abbildung 50: graphische Darstellung des DASH-Wertes (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### Primäre Omarthrose (22)

Präoperativ zeigt sich ein Mittelwert von 56,9 (+/- 17,0). Dieser verbesserte sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 21,7 (+/- 13,4). Dieses Ergebnis ist ebenfalls statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Posttraumatische Omarthrose (22)

Der präoperative Mittelwert beträgt 54,1 (+/- 17,0). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung stellt sich dieser mit 22,6 (+/- 15,0) dar. Das ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Gruppenvergleich

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose zeigen im Durchschnitt eine Abnahme des DASH-Scores um 35,2 Punktwerte, wobei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose ihren Mittelwert um durchschnittlich 31,5 Punktwerte senken konnten. Auch hier besteht hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen kein statistisch signifikanter Unterschied für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 51).

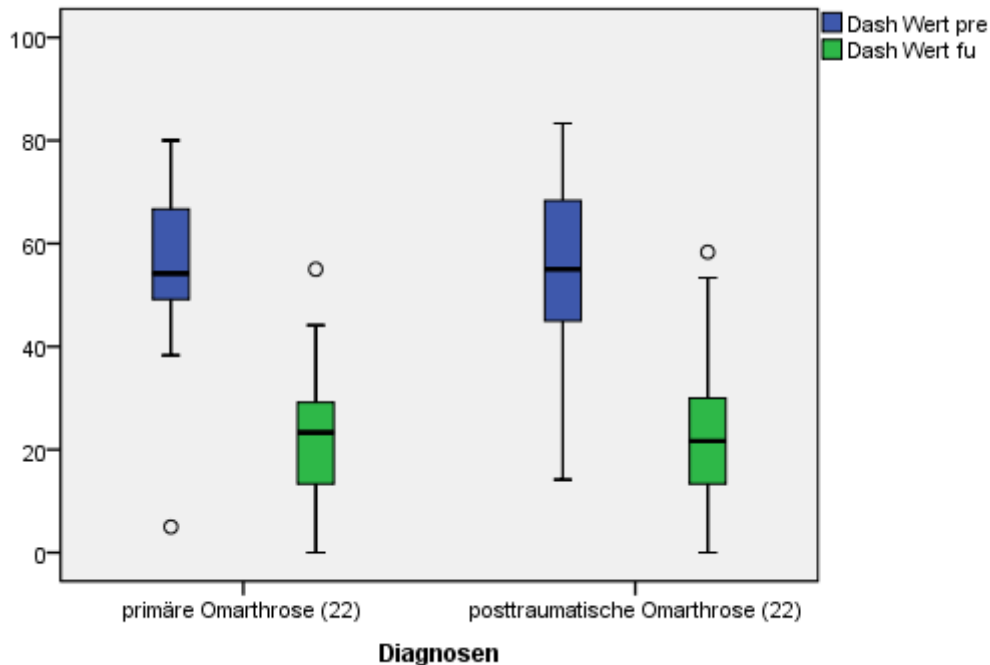


Abbildung 51: graphische Darstellung des DASH-Wertes Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) der beiden Hauptdiagnosegruppen

### 3.1.3 Simple Shoulder Test

#### *Gesamtkollektiv (49)*

Hier zeigt sich präoperativ ein Mittelwert von 3,3 (+/- 3,4) Punktwerten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 7,2 (+/- 3,2). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 52).

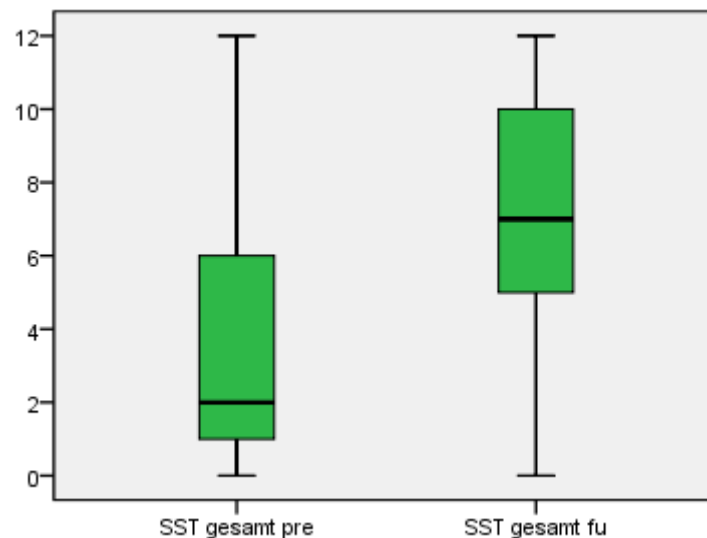


Abbildung 52: graphische Darstellung der Werte des Simple Shoulder Tests (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

#### *Primäre Omarthrose (22)*

Präoperativ zeigt sich ein Mittelwert von 2,6 (+/- 3,3). Dieser verbessert sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 7,1 (+/- 3,1). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Präoperativ besteht ein Mittelwert von 3,7 (+/- 3,2). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zeigt sich ein Mittelwert von 7,1 (+/- 3,4). Dies ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbessern sich durchschnittlich um 4,5 Punktwerte, wobei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose einen durchschnittlichen Zugewinn von 3,4 Punktwerten aufzeigen. Auch hier besteht hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen kein statistisch signifikanter Unterschied für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 53).

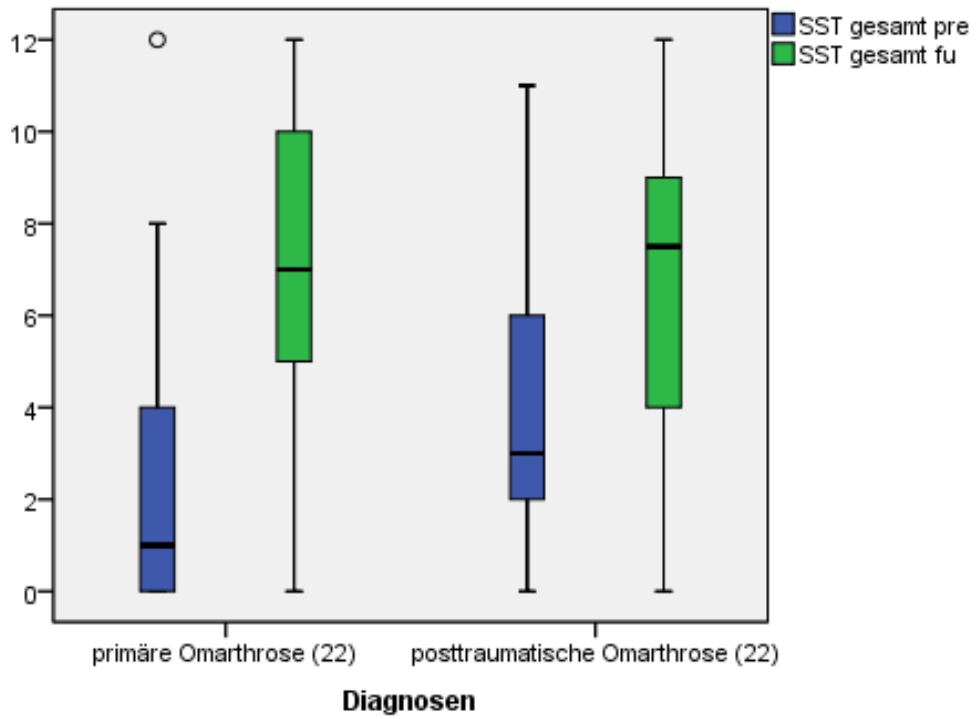


Abbildung 53: graphische Darstellung der Werte des Simple Shoulder Tests (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) der beiden Hauptdiagnosegruppen



## 3.2 Klinische Untersuchung

### 3.2.1 Aktive Abduktion

#### *Gesamtkollektiv (49)*

Präoperativ zeigt sich eine aktive Abduktion von durchschnittlich  $75^\circ$  ( $\pm 34^\circ$ ). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wird ein mittlerer Wert von  $111^\circ$  ( $\pm 31^\circ$ ) erreicht. Dies entspricht einer durchschnittlichen Verbesserung von etwa  $36^\circ$ . Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 54).

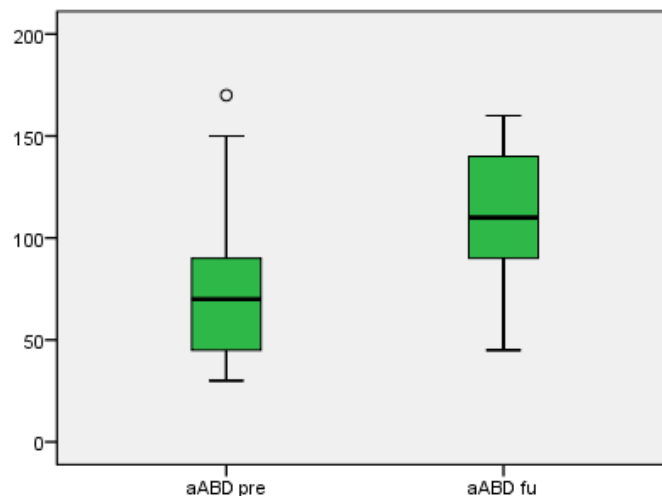


Abbildung 54: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

#### *Primäre Omarthrose (22)*

Präoperativ beträgt der Mittelwert  $82^\circ$  ( $\pm 38^\circ$ ). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung werden durchschnittlich  $116^\circ$  ( $\pm 301^\circ$ ) erreicht. Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Hier zeigt sich präoperativ ein mittlerer Wert von  $70^\circ$  ( $\pm 31^\circ$ ). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser  $104^\circ$  ( $\pm 31^\circ$ ). Das ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbessern sich durchschnittlich um 34 Grad, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose ebenfalls um 34 Grad (siehe Abbildung 55).

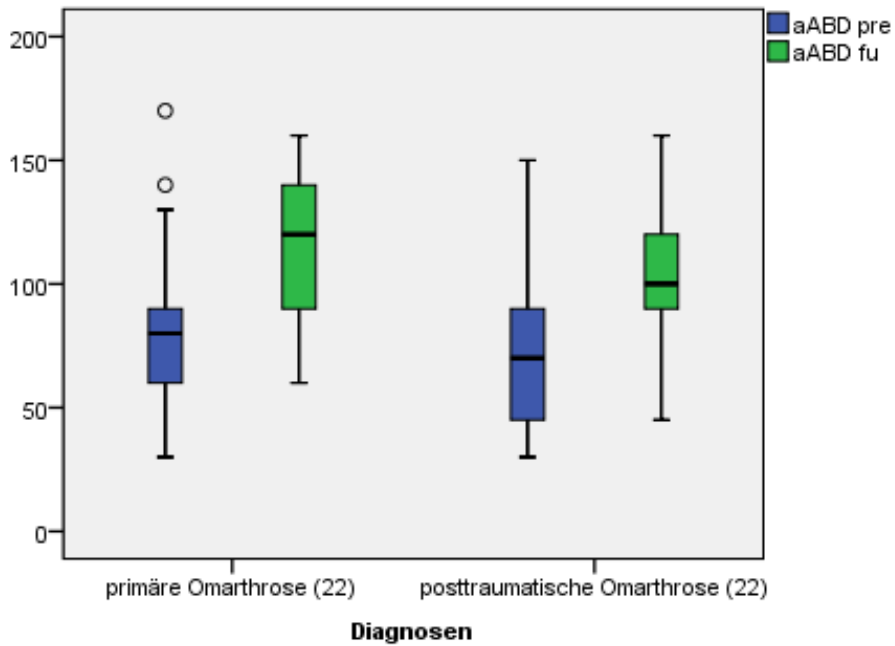


Abbildung 55: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### 3.2.2 Aktive Flexion

#### Gesamtkollektiv (49)

Präoperativ besteht ein Mittelwert von 94° (+/- 32°). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 126° (+/- 35). Somit wurde eine durchschnittliche Verbesserung von 32° erreicht. Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 56).

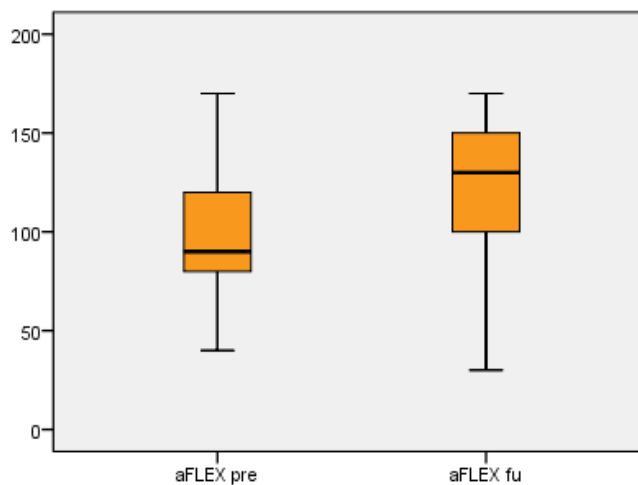


Abbildung 56: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### Primäre Omarthrose (22)

Präoperativ zeigt sich ein mittlerer Wert von 102° (+/- 36°). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung verbessert sich dieser auf 129° (+/- 36°). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Posttraumatische Omarthrose (22)

Präoperativ besteht ein Mittelwert von 89° (+/- 27°). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 120° (+/- 35°). Dies ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ).

### Gruppenvergleich

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Patienten mit einer primären Omarthrosen erreichen einen durchschnittlichen Zugewinn von 27 Grad, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose von 31 Grad. Auch hier besteht hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen kein statistisch signifikanter Unterschied für  $p < 0,05$  (siehe Abbildung 57).

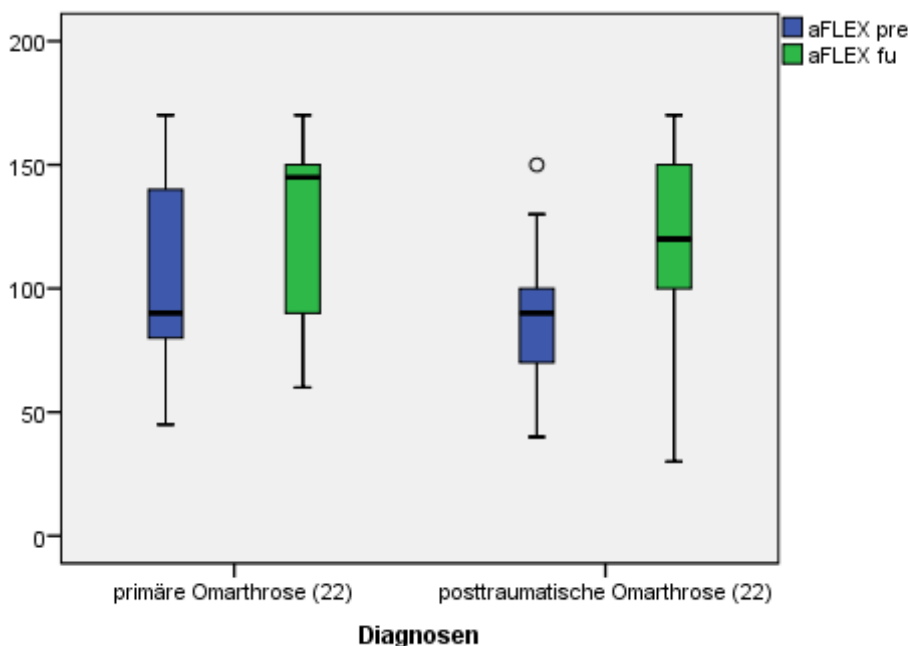


Abbildung 57: graphische Darstellung der Werte der aktiven Flexion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### 3.2.3 Aktive Aussenrotation ( bei 0° Abduktion)

#### *Gesamtkollektiv (49)*

Hier zeigt sich präoperativ ein mittlerer Wert von 21° (+/- 22°). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 39° (+/- 19°). Somit verbessert sich die aktive Aussenrotation um durchschnittlich 18°. Das ist ein statistisch signifikantes Ergebnis ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 58).

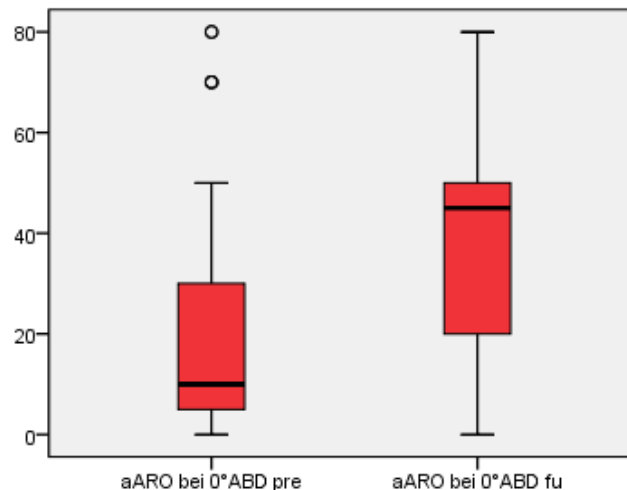


Abbildung 58: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

#### *Primäre Omarthrose (22)*

Hier besteht präoperativ ein Mittelwert von 25° (+/- 21°), welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 45° (+/- 16°) verbessert. Dies ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Posttraumatische Omarthrose (22)*

Präoperativ zeigt sich ein mittlerer Wert von 17° (+/- 24°). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 34° (+/- 21°). Dies ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

#### *Gruppenvergleich*

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbessern sich durchschnittlich um 20 Grad, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose um 17 Grad. Hier besteht hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen kein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 59).

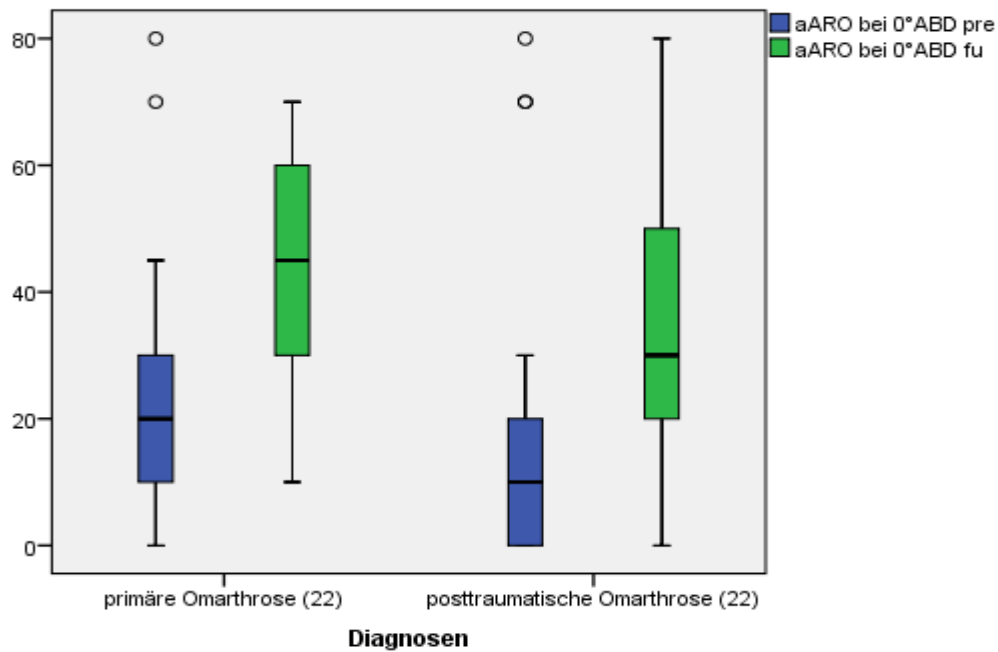


Abbildung 59: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### 3.2.4 Aktive Innenrotation

#### Gesamtkollektiv (49)

Präoperativ zeigt sich ein mittlerer Wert von 2,6 (+/- 1,2). Dieser verbessert sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 3,9 (+/- 0,9). Somit wird ein durchschnittlicher Zugewinn um circa 1,3 Punktwerte erreicht. Das ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 60).

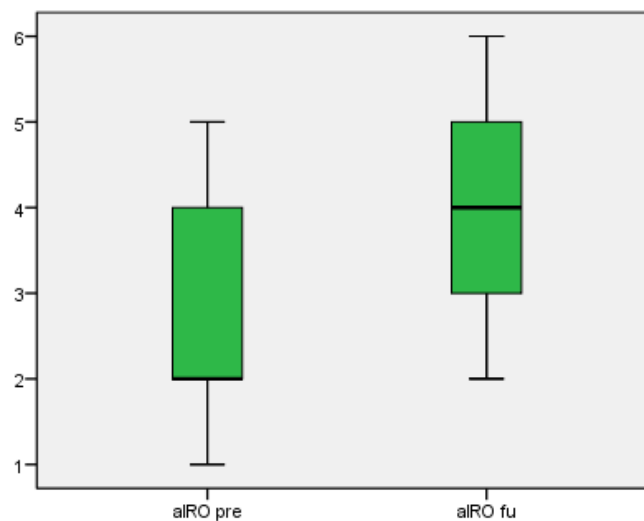


Abbildung 60: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### Primäre Omarthrose (22)

Hier besteht präoperativ ein Mittelwert von 2,8 (+/- 1,0). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 3,8 (+/- 0,9). Dies ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Posttraumatische Omarthrose (22)

Präoperativ besteht ein Mittelwert von 2,5 (+/- 1,4). Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beträgt dieser 4,0 (+/- 1,1). Dieses Ergebnis ist statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ).

### Gruppenvergleich

Der Vergleich der primären mit den posttraumatischen Omarthrosen zeigt sowohl bei den präoperativen, als auch bei den Follow-Up Mittelwerten keinen statistisch signifikanten Unterschied. Die Patienten mit einer primären Omarthrose verbessern sich durchschnittlich um 1,0 Punktwerte, wobei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose einen durchschnittlichen Zugewinn von 1,5 Punktwerten verzeichnen. Hinsichtlich der Veränderungen in beiden Patientengruppen besteht kein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) (siehe Abbildung 61).

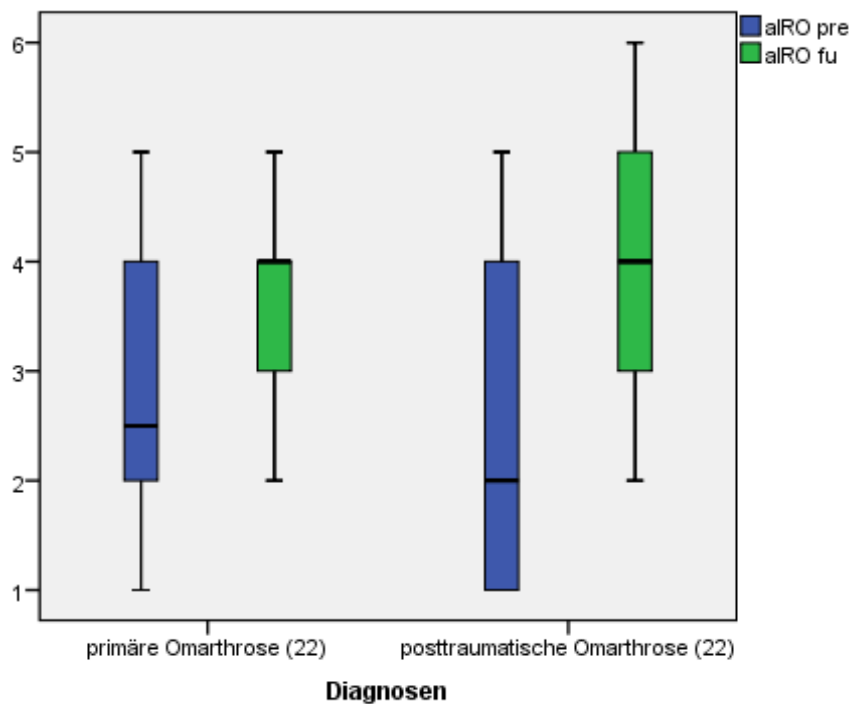


Abbildung 61: graphische Darstellung der Werte der aktiven Innenrotation bei 0° Abduktion in Abhängigkeit von der Diagnose (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])

### 3.3 Radiologische Auswertung

#### 3.3.1 Arthrosegrad nach Samilson und Prieto

Bei den primären Omarthrosen zeigen acht Patienten einen Arthrosegrad 2 und 14 Patienten einen Arthrosegrad 3 nach Samilson und Prieto [101] (siehe Abbildung 62).

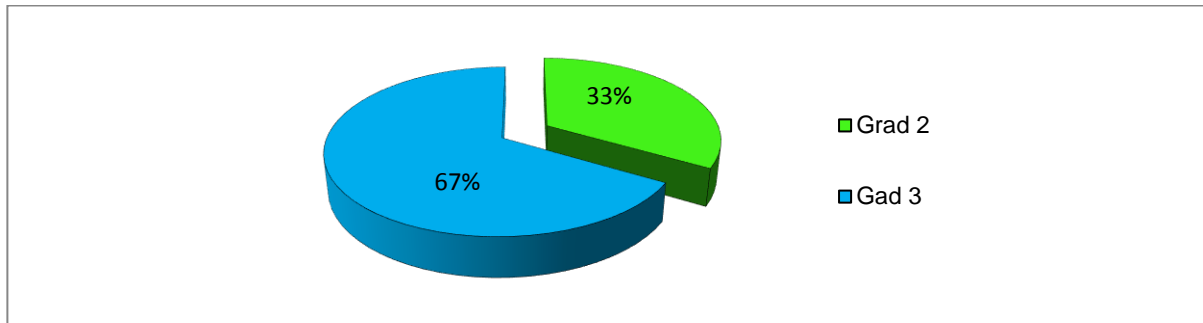


Abbildung 62: Darstellung der Verteilung der Arthrosegrade nach Samilson und Prieto [101]

#### 3.3.2 Glenohumeraler Rekonstruktionsgrad (ghR)

Das Patientenkollektiv der primären Omarthrose besteht in den folgenden Analysen aus 21 von ursprünglich 22 Patienten. Ein radiologischer Datensatz war in diesem Zusammenhang mangelhaft. Zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) wurden bei diesen Patienten die prä- und postoperativen Messparameter verglichen. Die Qualität der anatomischen Rekonstruktion wurde gemäß dem eigens definierten Score zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (siehe Kapitel 2.6.4.2) analysiert. Hierbei ist ein maximaler Punktwert von 25 Punkten möglich. Unter Berücksichtigung aller fünf Parameter fanden wir einen Mittelwert von 7,4 (+/- 3,2) Punkten (siehe Abbildung 63).

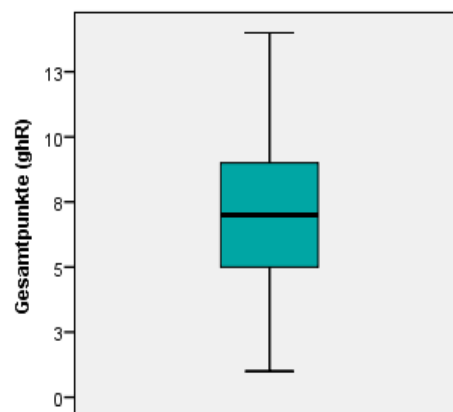


Abbildung 63: graphische Darstellung der Datenverteilung der erreichten Gesamtpunkte im eigens definierten Score zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR)

In der weiteren Auswertung haben wir Korrelations- und rückwärtsgerichtete lineare Regressionsanalysen durchgeführt. Sowohl der Gesamtpunktwert als auch die Punktwerte der einzelnen fünf Kenngrößen des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) sind unter Berücksichtigung der alters- und geschlechtskorrelierten Werte des Constant Scores zum Zeitpunkt des Follow-Ups untersucht worden.

### Gesamtpunktwert (ghR)

In der Korrelationsanalyse nach Spearman zeigt der Gesamtpunktwert (ghR) aller fünf Parameter eine starke und hochsignifikante Korrelation mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score. So zeigt sich ein Wert von +0,631 für das Signifikanzniveau  $p=0,002$  (siehe Abbildungen 64 und 65).

Korrelation nach Spearman		Gesamtpunkte (ghR)
CS-alterskorreliert fu	Korrelationskoeffizient	,631**
	Sig. (2-seitig)	,002
	N	21

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Abbildung 64: Darstellung des Korrelationswertes des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Gesamtpunktwert aller 5 radiologischen Parameter zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR)

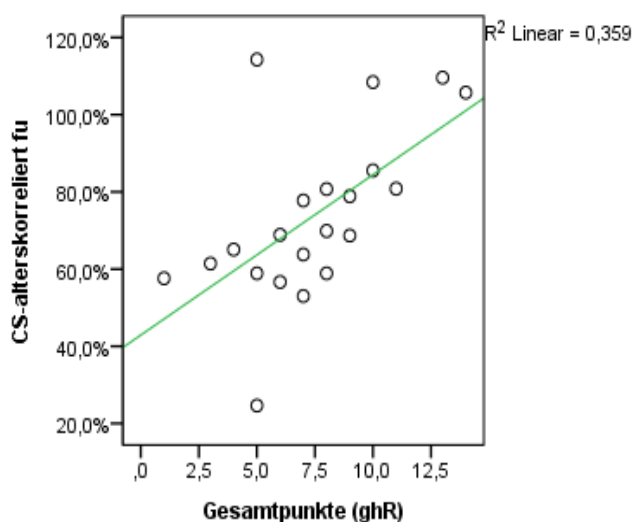


Abbildung 65: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Gesamtpunktwert aller 5 radiologischen Parameter zur Beurteilung der glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR)



### *Einzelparameter (ghR)*

Im Folgenden sind die fünf Parameter des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) einzeln betrachtet und hinsichtlich ihrer Korrelation mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score analysiert worden. Die fünf radiologischen Parameter (BC, FG, FH, DE und HSA) werden in der Abbildung 66 nochmals dargestellt und beschrieben.

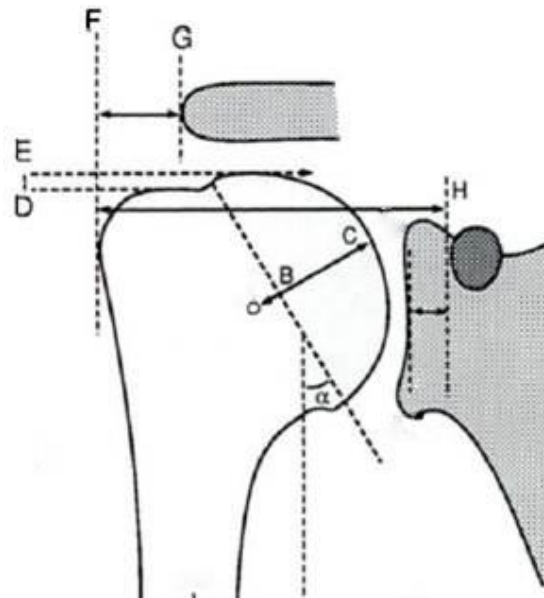


Abbildung 66: Messparameter der glenohumeralen Geometrie, modifiziert nach Iannotti [22]:

- BC = Höhe des Humeruskopfes bzw. Prothesenhöhe
- DE = Höhenunterschied von Humeruskopf/Prothesenkopf und Tuberkulum majus
- FG = Abstand zwischen Tuberkulum majus und lateralem Acromion
- FH = Laterales Offset, Abstand zwischen Tuberkulum majus und Coracoidbasis
- HSA (alpha) = Inklinationwinkel

*Messparameter BC (Höhe des Humeruskopfes bzw. Prothesenhöhe)*

Es zeigt sich eine positive und signifikante Korrelation mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score von +0,513 für  $p=0,017$  (siehe Abbildung 67).

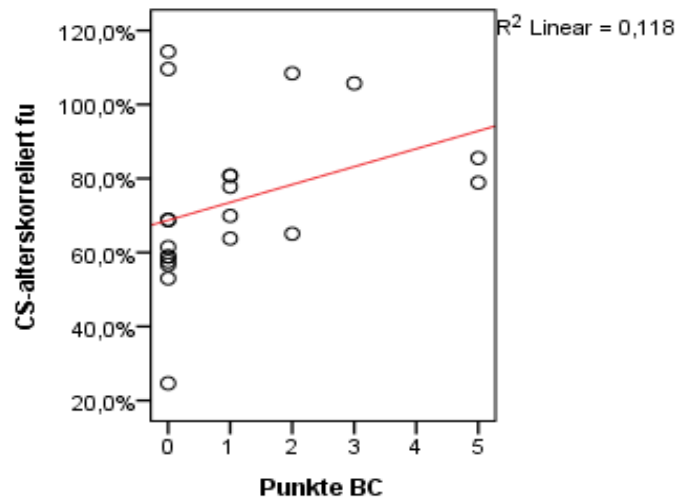


Abbildung 67: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters BC

*Messparameter DE (Höhenunterschied von Humeruskopf/Prothesenkopf und Tuberculum majus)*

Es zeigt sich eine negativ schwache und nichtsignifikante Korrelation mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score von -0,216 für  $p=0,347$  (siehe Abbildung 68).

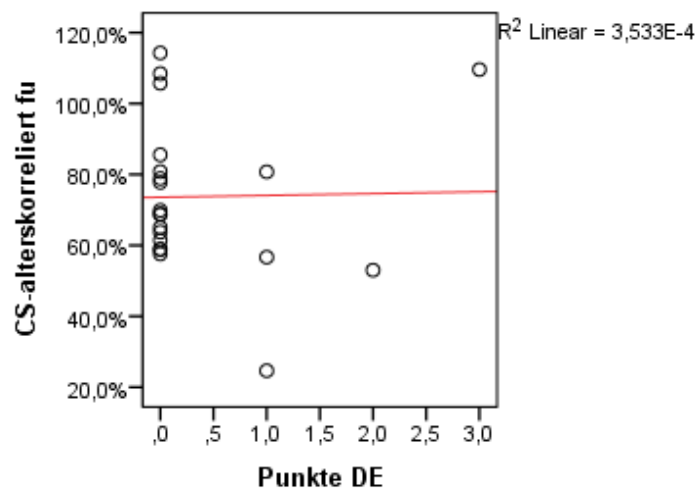


Abbildung 68: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters DE

Messparameter FG (Abstand zwischen Tuberculum majus und lateralem Acromion)

Es zeigt sich eine positive Korrelation mit dem alterskorrelierten Constant Score von +0,407 für  $p=0,067$  (siehe Abbildung 69).

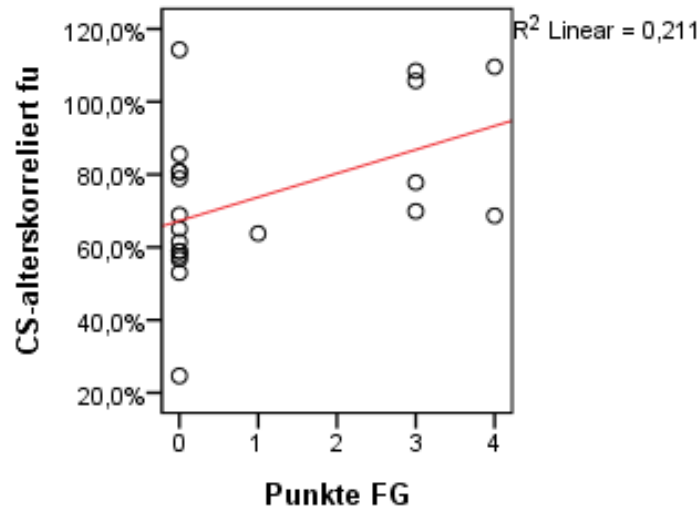


Abbildung 69: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters FG

Messparameter FH (laterales Offset, Abstand zwischen Tuberculum majus und Coracoidbasis)

Es zeigt sich eine stark positive und signifikante Korrelation mit dem alters- und geschlechtsskorrelierten Constant Score von +0,481 für  $p=0,027$  (siehe Abbildung 70).

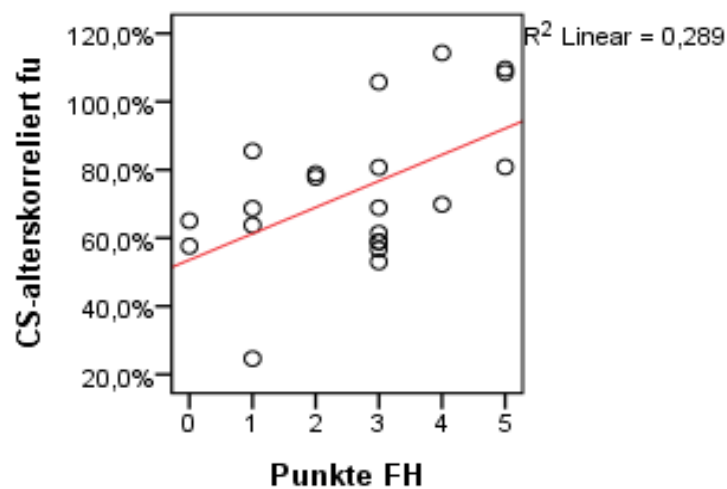


Abbildung 70: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters FH

*Messparameter HSA (Inklinationswinkel)*

Es zeigt sich eine sehr schwache und negative Korrelation mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score von +0,063 für  $p=0,785$  (siehe Abbildung 71).

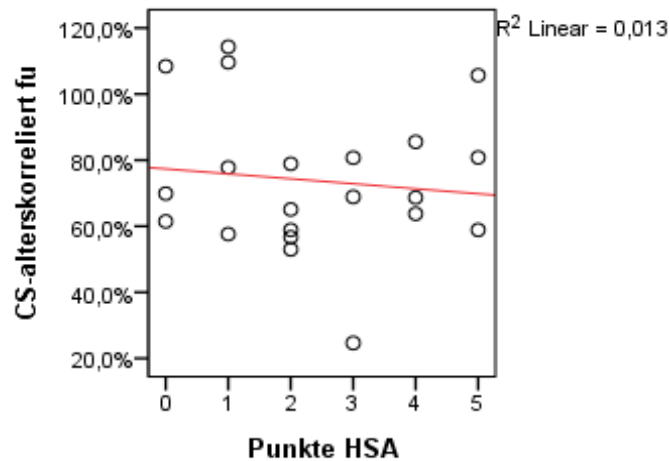


Abbildung 71: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters HSA

Die Abbildung 72 gibt einen Überblick über die einzelnen Korrelationswerte der fünf radiologischen Parameter des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score. Hierbei sind sehr unterschiedliche Ergebnisse zu erkennen.

		Punkte BC	Punkte DE	Punkte FG	Punkte FH	Punkte HSA
CS-alterskorreliert fu	Korrelationskoeffizient	,513*	-,216	,407	,481*	-,063
	Sig. (2-seitig)	,017	,347	,067	,027	,785
	N	21	21	21	21	21

\* . Korrelation ist bei Niveau 0,05 signifikant (zweiseitig).

Abbildung 72: tabellarische Darstellung der Korrelationsergebnisse der einzelnen Punktwerte der fünf Messparametern der glenohumeralen Rekonstruktion (ghR) mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score (CS-alterskorreliert fu)

Es zeigen vor allem die Messparameter BC, FG und FH starke und überwiegend signifikante Korrelationen mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score. Die Messparameter DE und HSA weisen keine Korrelationen auf. Diese Beobachtung bestätigt sich in der linearen multivariaten Regressionsanalyse. In der rückwärtsgerichteten Selektion waren die Messparameter BC, FG und FH für die abhängige Variable des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung stark dominant (siehe Abbildung 73).

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	t	Sig.
		B	Standardfehler	Beta		
1	(Konstante)	44,596	10,168		4,386	,001
	Punkte BC	6,031	2,464	,429	2,447	,027
	Punkte DE	-1,911	4,890	-,070	-,391	,701
	Punkte FG	4,631	2,447	,326	1,892	,078
	Punkte FH	7,793	2,561	,543	3,043	,008
	Punkte HSA	-,611	2,273	-,046	-,269	,792
2	(Konstante)	42,922	7,806		5,499	,000
	Punkte BC	5,936	2,367	,423	2,508	,023
	Punkte DE	-1,843	4,739	-,067	-,389	,703
	Punkte FG	4,706	2,360	,332	1,995	,063
	Punkte FH	7,876	2,468	,549	3,191	,006
3	(Konstante)	42,609	7,568		5,630	,000
	Punkte BC	6,177	2,226	,440	2,775	,013
	Punkte FG	4,604	2,286	,325	2,014	,060
	Punkte FH	7,669	2,349	,535	3,265	,005

a. Abhängige Variable: CS-alterskorreliert fu

Abbildung 73: tabellarische Darstellung der rückwärtsgerichteten linearen Regressionsanalyse unter Berücksichtigung der Punktwerte der Einzelparameter des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) und des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Scores als abhängige Variable

Unsere bisherigen uni- als auch multivariaten Analysen belegen, dass innerhalb unseres Patientenkollektives die Punktwerte der Einzelparameter BC, FG und FH die stärksten Korrelationen mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score aufweisen. Diese Parameter dürfen zusammenfassend als indirekte und direkte Kenngrößen des glenohumeralen Offsets (ghO) betrachtet werden. Somit kann der Gesamtpunktwert dieser drei Parameter das Ausmaß der qualitativen Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) repräsentativ und vergleichbar erfassen. Im Folgenden sind diese patientenindividuellen

Gesamtpunktwerte mit den Ergebnissen des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Scores korreliert worden (siehe Abbildung 74). Dabei zeigt sich eine extrem starke und zudem hochsignifikante Korrelation von +0,814 für  $p=0,000$ . Basierend auf diesen Ergebnissen, ist davon auszugehen, dass der Grad der qualitativen Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) einen wesentlichen Einflussfaktor für das klinische Outcome darstellt.

		Korrelation nach Spearman	
		Gesamtpunkte (ghO)	
CS-alterskorreliert fu	Korrelationskoeffizient		,814**
	Sig. (2-seitig)		,000
	N		21

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

Abbildung 74: tabellarische Darstellung des Korrelationsergebnisses des Gesamtpunktwertes der einzelnen Messparametern BC,FG und FH des glenohumeralen Offsets (ghO) mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score (CS-alterskorreliert fu)

### 3.3.3 Rotatorenmanschettenstatus

Wie bereits beschrieben haben wir präoperativ die Integrität der Rotatorenmanschette über den „global fatty degeneration index“ erfasst. Aufgrund unvollständiger radiologischer Datensätze waren lediglich 43 von insgesamt 49 Schultergelenken zu beurteilen. Die Korrelationsanalysen des Parameters „GFDI“ zeigen überwiegend signifikante Ergebnisse. Für den absoluten Constant Score beträgt der Korrelationskoeffizient -0,406 für  $p=0,007$ . Beim alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zeigt sich ein Wert von -0,387 für  $p=0,010$ . Der Dash Score korreliert mit +0,237 für  $p=0,127$ . Für den Simple Shoulder Test besteht eine Korrelation von -0,361 für  $p=0,017$  (siehe Abbildung 75).

		Korrelation nach Pearson			
		Constant Score (nicht alterskorreliert)	Constant Score (alterskorreliert)	Dash Score	Simple Shoulder Test
GFDI	Pearson-Korrelation	-,406**	-,387*	,237	-,361*
	Sig. (2-seitig)	,007	,010	,127	,017
	N	43	43	43	43

\*\* . Korrelation ist bei Niveau 0,01 signifikant (zweiseitig).

\* . Korrelation ist bei Niveau 0,05 signifikant (zweiseitig).

Abbildung 75: tabellarische Darstellung der Korrelationskoeffizienten des Messparameters „GFDI“ („global fatty degeneration index“) mit den jeweiligen Schulterfunktionsscores

In der weiteren Analyse zeigt sich unter alleiniger Berücksichtigung des Parameters „ROM“ (sprich Range of movement bzw. Bewegungsausmaß) des Constant Scores eine negative und signifikante Korrelation mit -0,348 für  $p=0,022$  (siehe Abbildung 76).

Korrelation nach Pearson		Constant Score (ROM)
GFDI	Korrelationskoeffizient	-,348*
	Sig. (2-seitig)	,022
	N	43

\*. Korrelation ist bei Niveau 0,05 signifikant (zweiseitig).

Abbildung 76: tabellarische Darstellung des Korrelationskoeffizienten des Messparameters „GFDI“ mit dem Parameter „ROM“ des Constant Scores

Die oben aufgeführten Ergebnisse weisen überwiegend signifikante Zusammenhänge mit den diversen Schulterfunktionsscores auf. So bestehen für den absoluten und relativen Gesamtwert des Constant Scores als auch für die Subkategorie „ROM“ statistisch signifikante Korrelationen. Dies gilt auch für die Ergebnisse des Simple Shoulder Tests. Daher darf angenommen werden, dass die präoperativ bestehende Qualität der Rotatorenmanschette als weiterer Einflussfaktor für das klinische Outcome zu betrachten ist.

### 3.3.4 Rotatorenmanschettenstatus und glenohumerales Offset (ghO)

In der Zusammenschau aller bisherigen radiologischen Auswertungen lassen sich sowohl bei der Qualität der Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) als auch bei der präoperativ bestehenden Integrität der Rotatorenmanschette starke und signifikante Korrelationen mit dem Constant Score aufzeigen. Wir glauben, dass diese beiden Merkmale die wesentlichen Einflussgrößen für das klinische Outcome bei Patienten mit einer primären Omarthrose darstellen.

Zur weiteren Einschätzung der beiden Einflussgrößen haben wir eine lineare multivariate Regressionsanalyse durchgeführt. Als Prädiktoren sind die Gesamtpunkte der drei Parameter BC, FG und FH als repräsentative Kenngröße des Rekonstruktionsgrades des glenohumeralen Offsets (ghO) sowie der „global fatty degeneration index“ als Maßeinheit für die Integrität der Rotatorenmanschette verwendet worden. Als abhängige Variable ist der Follow-Up-Wert des alters- und geschlechtsskorrelierten Constant Score definiert worden.

Unsere Regressionsanalyse ergibt ein Bestimmtheitsmaß von 0,659. Unter Annahme des linearen Modells können somit durch die beiden unabhängigen Variablen „ghO“ und „GFDI“ 65,9 Prozent der Variabilität aller Werte des relativen Constant Scores erklärt werden (siehe Abbildung 77).

Modellübersicht

Modell	R	R-Quadrat	Angepasstes R-Quadrat	Standardfehler der Schätzung
1	,812 <sup>a</sup>	,659	,616	14,1501%

a. Prädiktoren: (Konstante), GFDI, Gesamtpunkte (ghO)

Abbildung 77: tabellarische Darstellung der Modellübersicht der linearen multivariaten Regressionsanalyse mit den unabhängigen Parametern „GFDI“ und „ghO“

Unser Modell zeigt unterschiedliche Ergebnisse für die Regressionskoeffizienten der beiden Prädiktoren. Die Variable des Glenohumeralen Offsets (ghO) weist einen Regressionskoeffizienten von 5,161 auf. Dies bedeutet, dass pro Punktwert im Punktescore des Glenohumeralen Offsets (ghO) der relative Wert des Constant Scores um etwa 5,2 Prozentpunkte steigt. Der Regressionskoeffizient für die Variable „GFDI“ beträgt -9,309. Somit fällt der relative Wert des Constant Scores pro steigendem Punktwert im „GFDI“ um circa 9,3 Prozentpunkte. Bemessen an der Variabilität unserer beiden Prädiktoren können weitere adjustierte Regressionskoeffizienten berechnet werden. Diesbezüglich hat die Variable des Glenohumeralen Offsets „ghO“ einen Wert von 0,647. Der adjustierte Regressionskoeffizient für die Variable „GFDI“ beträgt -0,321. Das Verhältnis dieser beiden Werte zueinander zeigt, dass in unserem linearen Modell der Parameter des Glenohumeralen Offsets (ghO) einen etwa doppelt so hohen und entgegen gerichteten Einfluss auf das Ergebnis des relativen Constant Scores nimmt als der Parameter „GFDI“ (siehe Abbildung 78).

Koeffizienten<sup>a</sup>

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	t	Sig.
	B	Standardfehler	Beta		
1 (Konstante)	53,964	7,372		7,320	,000
Gesamtpunkte (ghO)	5,161	1,234	,647	4,184	,001
GFDI	-9,309	4,489	-,321	-2,074	,055

a. Abhängige Variable: CS-alterskorreliert fu

Abbildung 78: tabellarische Darstellung der Ergebnisse der linearen multivariaten Regressionsanalyse unter Verwendung der unabhängigen Variablen „ghO“ und „GFDI“ mit der abhängigen Variable des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt des Follow-Ups (=CS-alterskorreliert fu)



Basierend auf den bisherigen Auswertungen haben wir unter Durchführung einer binären logistischen Regressionsanalyse ein Vorhersagemodell für die abhängige Variable des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung entworfen. Für die Erstellung von binären Zielvariablen wurde ein Grenzwert definiert. In Anlehnung an die bereits bestehende Klassifikation zur Ergebnisinterpretation des relativen Constant Scores [91] wurde der Cutwert bei 70 Prozentpunkten gesetzt. In diesem Zusammenhang zeigen Patienten mit 70 oder mehr Prozentpunkten mindestens ein befriedigendes Ergebnis. Dementsprechend weisen Patienten mit einem schlechteren Wert als 70 Prozentpunkte ein unbefriedigendes bzw. schlechtes Ergebnis auf. Folglich besteht ein für die binär logistische Regressionsanalyse erforderlicher dichotomisierter Datensatz.

In unseren weiteren Berechnungen haben wir das glenohumerale Offset (ghO) und den „GFDI“ erneut als Prädiktoren verwendet. Unter Berücksichtigung beider unabhängiger Variablen zeigte sich eine für den Parameter „GFDI“ zu schwache prognostische Güte, sodass dieser für unser Vorhersagemodell nicht berücksichtigt wurde. Unsere binär logistische Regressionsanalyse basiert somit lediglich auf dem Gesamtpunktwert des glenohumeralen Offsets (ghO) als unabhängige und erklärbare Kenngröße.

Unser Vorhersagemodell weist eine Odds ratio von 2,308 auf (siehe Abbildung 79). Das bedeutet, dass pro Punkt im Punktescore des glenohumeralen Offsets (ghO) eine um 2,3 fach erhöhte Chance für das Erreichen eines befriedigenden klinischen Ergebnisses (sprich 70 oder mehr Prozentpunkte im relativen Constant Score) besteht.

Variablen in der Gleichung						
	B	Standardfehler	Wald	df	Sig.	Exp(B)
Schritt 1 <sup>a</sup> Gesamtpunkte (ghO)	,836	,347	5,823	1	,016	2,308
Konstante	-4,224	1,699	6,184	1	,013	,015

a. In Schritt 1 eingegebene Variable(n): ghO.

Abbildung 79: tabellarische Ergebnisdarstellung der binär logistischen Regressionsanalyse unter isolierter Verwendung des glenohumeralen Offsets (ghO) als unabhängige Variable

Zur Beurteilung der Modellgüte und der damit verbundenen Aussagekraft unseres binären Modells haben wir eine Receiver-Operating-Characteristic-Kurve (kurz „ROC“-Kurve) erstellt. Hier repräsentiert die sogenannte „area under the curve“ das Gütemaß unseres Vorhersagemodells, wodurch die diskriminative Qualität unseres binären Modells darstellbar wird. Unser Wert liegt bei 0,926 (siehe Abbildung 80), was einer sehr hohen Modellgüte entspricht.

Testergebnisvariable(n): Vorhergesagte Wahrscheinlichkeit

Bereich	Standardfehler <sup>a</sup>	Asymptotische Sig. <sup>b</sup>	Asymptotisches 95%-Konfidenzintervall	
			Untergrenze	Obergrenze
,926	,061	,001	,807	1,000

- a. Unter der nichtparametrischen Annahme
- b. Nullhypothese ist wahr mit einem Bereich von 0,5

Abbildung 80: tabellarische Darstellung der „area under the curve“ mit einem Flächenanteil von 0,926

Anhand der jeweiligen Punktwerte im Punktescore des glenohumeralen Offsets (ghO) lassen sich durch unsere binär logistische Regressionsanalyse patientenindividuelle Wahrscheinlichkeiten für das Erreichen eines befriedigenden klinischen Ergebnisses (sprich 70 oder mehr Prozentpunkte im relativen Constant Score) ableiten. Im Rahmen unseres binären Vorhersagemodelles war eine Dichotomisierung der vorhergesagten Wahrscheinlichkeiten erforderlich. Mithilfe der Koordinaten der ROC-Kurve haben wir einen Grenzwert von 22,3 Prozent festgelegt (siehe Abbildung 81).

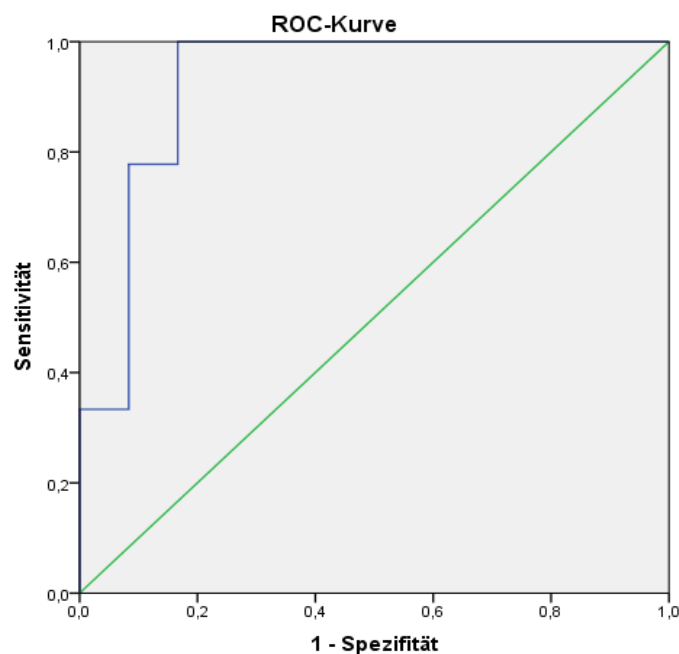


Abbildung 81: graphische Darstellung der Receiver-Operating-Characteristic-Kurve, basierend auf den Werten unserer binären logistischen Regressionsanalyse

Basierend auf dieser Entscheidungsregel konnten wir anhand einer Kreuztabelle unterschiedliche statistische Maßzahlen zur Beurteilung unserer Modellgüte berechnen (siehe Abbildung 82). So kann unser Vorhersagemodell eine Sensitivität von 100 Prozent und eine Spezifität von 83,3 Prozent vorzeigen. Zudem bestehen ein positiver prädiktiver Wert von 81,8 Prozent und ein negativ prädiktiver Wert von 100 Prozent.

Kreuztabelle

		Relativer Constant Score		Gesamtsumme
		<70%	>=70%	
Vorhergesagte Wahrscheinlichkeit	< 22,3%	10	0	10
	>= 22,3%	2	9	11
Gesamtsumme		12	9	21

Abbildung 82: Darstellung der Kreuztabelle mit den Parametern „vorhergesagte Wahrscheinlichkeit“ und „relativer Constant Score“

In der Gesamtbetrachtung unserer binär logistischen Regressionsanalyse zeigt sich eine sehr hohe Modellgüte, wodurch die Ergebnisinterpretation unseres Vorhersagemodells mit einer hohen Wertigkeit und Aussagekraft verbunden ist. Somit wird eine fundierte und differenzierte Diskussion aller Aspekte unserer Beobachtungen möglich.

### 3.3.5 Posttraumatische Humeruskopffehlstellung

In der radiologischen Beurteilung der posttraumatischen Humeruskopffehlstellungen waren 21 von 22 Patienten zu beurteilen. Ein radiologischer Datensatz war unvollständig. In den durchgeführten Korrelationsanalysen lassen sich überwiegend sehr schwache nicht-signifikante Korrelationen mit den Schulterfunktionsscores darstellen. Daher lassen sich in der Gesamtbetrachtung der Korrelationsergebnisse keine wesentlichen Zusammenhänge detektieren. Die von Tauber et al. [112] beschriebenen Beobachtungen können wir durch unsere Auswertungen nicht bestätigen. Diesbezüglich lassen sich sogar teils gegenteilige nicht-signifikante Korrelationstendenzen finden (siehe Abbildung 83).

Korrelationen nach Pearson					
		Constant Score (nicht alterskorreliert)	Constant Score (alterskorreliert)	Dash Score	Simple Shoulder Test
delta GTO	Pearson-Korrelation	,389	,266	-,482	,309
	Sig. (2-seitig)	,081	,244	,027	,174
	N	21	21	21	21
delta rGTO	Pearson-Korrelation	,231	,134	-,280	,198
	Sig. (2-seitig)	,314	,563	,219	,389
	N	21	21	21	21
delta PO	Pearson-Korrelation	-,039	-,125	-,330	,139
	Sig. (2-seitig)	,867	,590	,145	,548
	N	21	21	21	21
delta rPO	Pearson-Korrelation	-,063	-,132	-,281	,048
	Sig. (2-seitig)	,787	,567	,217	,835
	N	21	21	21	21

Abbildung 83: tabellarische Darstellung der Korrelationskoeffizienten der Messparameter der posttraumatischen Humeruskopffehlstellung mit den jeweiligen Schulterfunktionsscores

### 3.3.6 Lysezonen

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung sind in den Zonen A, B und C keine periprothetischen Lysesäume zu finden. Ebenso sind keine radiologischen Lockerungszeichen zu erkennen.

### 3.3.7 Kalkarerosionen

Insgesamt wurden bei neun Schultergelenken Kalkarerosionen unterschiedlichen Ausmaßes gefunden. In der anterior-posterioren Betrachtung beträgt die mediolaterale Ausschälung der Kalkarerosion im Mittel 8,7% des Prothesenkopfdurchmessers (siehe Abbildung 84).

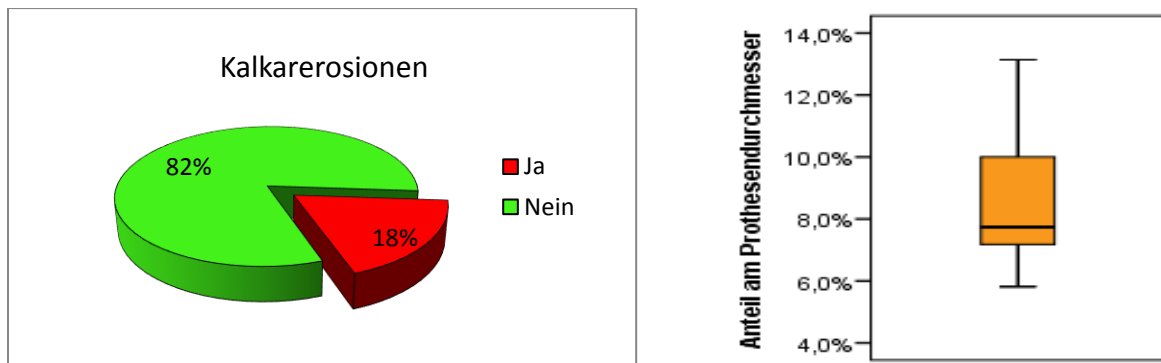


Abbildung 84: Darstellung der prozentualen Häufigkeit von Calcarerosionen (links), Darstellung des Größenausmaßes der 9 Calcarerosionen anteilig am Prothesenkopfdurchmesser (rechts)

In der weiteren Analyse sind die aufgetretenen Calcarerosionen in Abhängigkeit des jeweiligen Endoprothesentypus näher betrachtet worden. Hier lässt sich eine im Verhältnis ungleiche Verteilung beschreiben (siehe Abbildung xy). Bei den Hemiendoprothesen zeigen 14,7% (5 von 34) Kalkarerosionen, bei den Totalendoprothesen 26,7% (4 von 15). Der durchgeführte Chi-Quadrat-Test ergibt aufgrund der geringen Fallzahlen bei kleiner 2x2 Kreuztabelle (siehe Abbildung 85) keinen signifikanten Wert ( $p=0,319$ ).

Kreuztabelle

		Endoprothesentyp		Gesamtsumme
		Hemiendoprothese	Totalendoprothese	
Kalkarerosion	nein	29	11	40
	ja	5	4	9
Gesamtsumme		34	15	49

Abbildung 85: Darstellung der Kreuztabelle mit den Parametern „Calcarerosionen“ (ja/nein) und „Endoprothesentypus“ (Hemi- oder Totalendoprothese)

### 3.4 Komplikationen und Revisionseingriffe

#### 3.4.1 Komplikationen

Im Verlauf sind bei insgesamt elf Patienten verschiedenartige Komplikationen aufgetreten. Dies entspricht einem Anteil von 22,4 Prozent von allen implantierten Eclipse™-Prothesen. Patienten mit einer primären Omarthrose weisen eine Komplikationsrate von 22,7 Prozent auf, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose von 18,2 Prozent (siehe Abbildung 86).

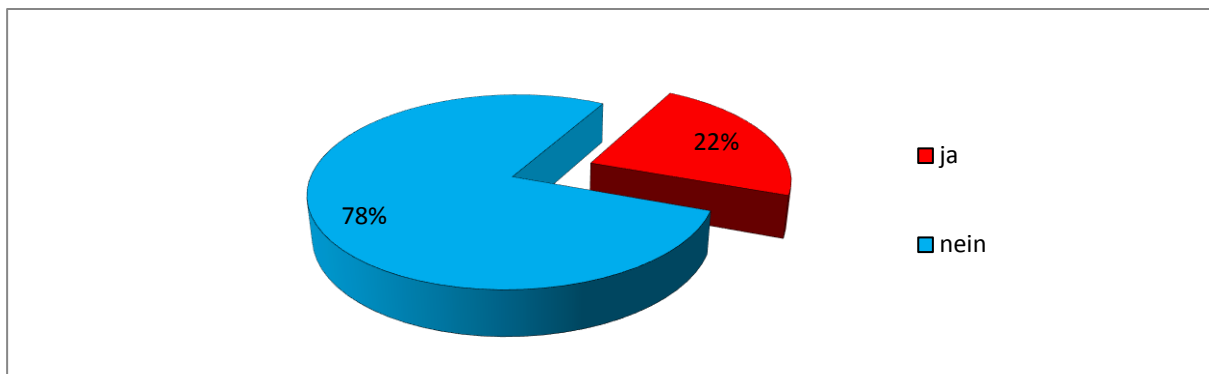


Abbildung 86: graphische Darstellung der Häufigkeiten von Komplikationen innerhalb des Gesamtkollektives

Die aufgetretenen Komplikationen können hinsichtlich ihrer Pathogenese in folgende Gruppen eingeteilt werden (siehe Abbildung 87):

##### 1) Glenoidkomplifikationen

Hier wurden fünf sekundäre Glenoiderosionen sowie eine Glenoidkomponentenlockerung infolge einer exzentrischen glenoidalen Fehlbelastung festgestellt.

##### 2) Schultersteife

Es entwickelten zwei Patienten eine Arthrofibrose mit zunehmender Einsteifung der Beweglichkeit.

##### 3) Rotatorenmanschettensuffizienz

Im Verlauf zeigte ein Patient eine vollständige Insuffizienz der gesamten Rotatorenmanschette. Ein Patient entwickelte eine isolierte Insuffizienz des Musculus subscapularis. Drei Patienten beklagten eine Sehnenruptur des Musculus subscapularis, wobei eine Ruptur im weiteren Verlauf aufgetreten ist.

#### 4) Infektion

Lediglich ein Patient zeigte zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung Anzeichen eines Low-Grade-Infektes. Weitere diagnostische und therapeutische Maßnahmen wurden seitens des Patienten abgelehnt.

Gruppe	Komplikation	Gesamtanzahl	Primäre Omarthrose	Posttraumatische Omarthrose
Glenoidkomplika-tion	sekundäre Glenoiderosion	5	2	3
	Glenoidkomponentenlockerung	1	0	0
Schultersteife	Arthrofibrose	2	1	1
Rotatorenmanschetteninsuffizienz	Globalinsuffizienz Rotatorenmanschette	1	1	0
	Insuffizienz M.subscapularis	1	0	1
	Sehnenruptur M.subscapularis	3	2	0
	Sehnenreruptur M.subscapularis	1	1	0
Infektion	V.a. Low Grade Infekt	1	0	1

Abbildung 87: Darstellung der Häufigkeiten der aufgetretenen Komplikationen in Abhängigkeit der Hauptdiagnosegruppen

Im Weiteren haben wir die jeweiligen Schulterfunktionsscores in Abhängigkeit vom Auftreten von Komplikationen analysiert. Die Ergebnisse zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung können den folgenden Tabellen entnommen werden (siehe Abbildung 88 und 89).

	absoluter Constant Score [Punkte]		relativer Constant Score [%]	
	A	B	A	B
Gesamtkollektiv	61,3	45,9	76,6	55,7
Primäre Omarthrose	63,5	49,6	78,5	61,9
Posttraumatische Omarthrose	62,2	36,3	79,8	44,9

Abbildung 88: Darstellung der Mittelwerte des absoluten und relativen Constant Scores in Abhängigkeit vom Auftreten von Komplikationen (A=ohne Komplikationen, B=mit Komplikationen)

	DASH Score [Punkte]		Simple Shoulder Test [Punkte]	
	A	B	A	B
Gesamtkollektiv	20,9	30,0	7,7	5,1
Primäre Omarthrose	19,6	64,6	7,8	5,0
Posttraumatische Omarthrose	20,5	32,3	7,9	3,5

Abbildung 89: Darstellung der Mittelwerte des DASH Scores und des Simple Shoulder Tests in Abhängigkeit vom Auftreten von Komplikationen (A=ohne Komplikationen, B=mit Komplikationen)

Im Folgenden sind unterschiedliche Fragestellungen bezüglich der aufgetretenen Komplikationen untersucht worden.

Bei den Glenoidkomplikationen wurde ein möglicher Zusammenhang mit der präoperativen Glenoidkonfiguration analysiert. Hier zeigen sich jeweils zwei Patienten mit einem Glenoid vom Typ A1 und A2. Ein Patient weist ein Glenoid vom Typ B2 auf. Unter alleiniger Berücksichtigung der Patienten mit einer Hemiendoprothese zeigen sich ungleich verteilte Häufigkeiten von sekundären Glenoiderosionen (siehe Abbildung 90). Im durchgeführten Chi-Quadrat-Test zeigt sich diesbezüglich eine zweiseitige Signifikanz mit  $p=0,032$  (siehe Abbildung 91). Somit ist davon auszugehen, dass sekundäre Glenoiderosionen in Abhängigkeit von deren präoperativen Glenoidkonfiguration in unterschiedlicher Häufigkeit auftreten. Dies entspricht den bisherigen klinischen Erfahrungen in der Schulterendoprothetik.

	Glenoidklassifikation nach Walch					Gesamtsumme	
	A 1	A 2	B 1	B 2	C		
sekundäre Glenoiderosion	nein	21	2	3	0	1	27
	ja	2	2	0	1	0	5
Gesamtsumme		23	4	3	1	1	32

Abbildung 90: Darstellung der Häufigkeiten von sekundären Glenoiderosionen in Abhängigkeit vom präoperativen Glenoidtyp in einer Kreuztabelle



Chi-Quadrat-Tests

	Wert	df	Asymp. Sig. (zweiseitig)
Pearson-Chi-Quadrat	10,564 <sup>a</sup>	4	,032
Likelihood-Quotient	8,602	4	,072
Anzahl der gültigen Fälle	32		

a. 9 Zellen (90,0%) haben die erwartete Anzahl von weniger als 5. Die erwartete Mindestanzahl ist ,16.

Abbildung 91: Darstellung der Ergebnisse des oben beschriebenen Chi-Quadrat-Tests

Zuletzt sind mögliche Einflussfaktoren für das postoperative Auftreten einer Insuffizienz der Rotatorenmanschette untersucht worden. In diesem Zusammenhang zeichnete sich der Parameter FH als stärkste Kenngröße des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) ab (siehe Abbildung 92). Dieser beschreibt den Abstand zwischen dem Tuberculum majus und der Coracoidbasis, wodurch das laterale Offset des Schultergelenkes bestimmt wird. In unserer Auswertung haben wir die prä- und postoperativen Werte des Parameters FH verglichen, wodurch ein mögliches Overstuffing in der endoprothetischen Gelenkrekonstruktion erkannt werden konnte. Hierbei haben wir den relativen Wert „Relation FH“ bestimmt. Er definiert sich über den Quotienten aus dem postoperativen und dem präoperativen Parameter FH. Dieser korreliert mit dem Auftreten einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz mit  $+0,383$  für  $p=0,087$  (siehe Abbildung 92). Des Weiteren zeigen alle Patienten mit einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz einen Wert über 1 für den Parameter „Relation FH“. Ergänzend ist zu erwähnen, dass ein Patient mit einer Ruptur des Musculus Subscapularis aus der Wertung genommen wurde. Die Ruptur war Folge einer unbedachten Aussenrotationsbewegung am ersten postoperativen Tag.

Korrelation nach Spearman

		Relation FH
Weichteilmantelinsuffizienz	Korrelationskoeffizient	,383
	Sig. (2-seitig)	,087
	N	21

Abbildung 92: Darstellung des Korrelationskoeffizienten nach Spearman in Bezug auf das Auftreten einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz und der qualitativen Rekonstruktion des Offsets (=„Relation FH“)

In der weiteren Analyse wurden die Rotatorenmanschetteninsuffizienzen in Abhängigkeit der Diagnosegruppen betrachtet. Hier konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Insuffizienzen der Rotatorenmanschette waren bei drei primären Omarthrosen, einer posttraumatischen Omarthrose und einer avaskulären Omarthrose festzustellen.

### 3.4.2 Revisionseingriffe

Aus den oben aufgeführten Komplikationen resultierten 12 Revisionseingriffe. Es sind 8 Patienten einmalig operativ revidiert worden. Bei 2 Patienten wurden jeweils zwei Revisionseingriffe im Verlauf notwendig. Es ist zu erwähnen, dass auch Revisionseingriffe durch andere orthopädische Kliniken aufgeführt sind. Diese sind in unseren Auswertungen ebenfalls berücksichtigt worden. Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über die durchgeführten Revisionsoperationen (siehe Abbildung 93).

Revisionseingriff	Gesamtanzahl	Primäre Omarthrose	Posttraumatische Omarthrose
Arthroskopie mit Arthrolyse	2	1	1
Refixation Musculus subscapularis	4	3	0
Transfer Musculus pectoralis major	1	0	1
Wechsel von HEP auf TEP (Pfannenimplantation)	1	0	1
Wechsel von Pfanne, Prothesenkopf und Grundplatte	1	0	0
Wechsel auf eine Global AP (TEP)	1	1	0
Wechsel auf Delta-TEP	2	1	1

Abbildung 93: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen operativen Revisionseingriffe in Abhängigkeit der Hauptdiagnosegruppen

### 3.5 Subjektive Befragung

#### 3.5.1 Erwartungen

Hier sind alle Patienten hinsichtlich ihrer Erwartungen an die operative Versorgung mit einem künstlichen Schultergelenk befragt worden. Hierbei wünschten sich 22 Patienten lediglich eine Schmerzlinderung bei noch bestehender Zufriedenheit über die eigene präoperative Schultermobilität. 27 Patienten erwarteten sich zudem eine Steigerung des Bewegungsausmaßes (siehe Abbildung 94).

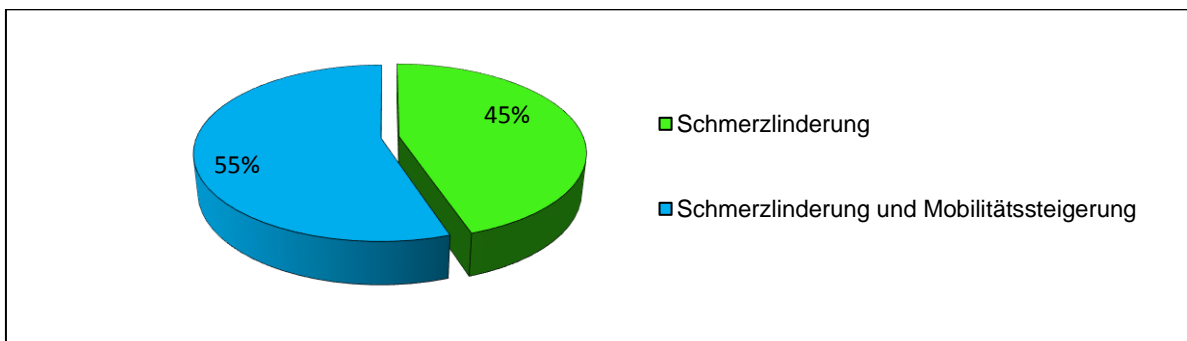


Abbildung 94: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (Erwartungshaltung)

#### 3.5.2 Bewertungen

Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bewerteten die Patienten das erreichte klinische Ergebnis in Bezug auf die präoperativ formulierten Erwartungen. Hier wurden die eigenen Erwartungen sechs mal übertroffen, 28 mal erfüllt, elf mal lediglich teilweise erfüllt und vier Patienten waren über das klinische Resultat enttäuscht. Auf Nachfrage würden sich 43 Patienten (entspricht 88 Prozent) retrospektiv nochmals für die Implantation einer Eclipse™-Prothese entscheiden. Lediglich 6 Patienten verneinen dies (siehe Abbildungen 95 und 96).

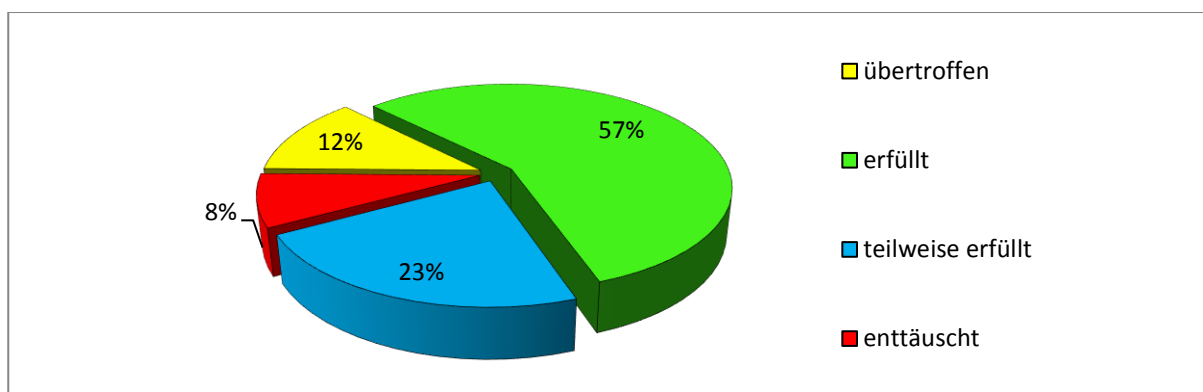


Abbildung 95: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (subjektive Bewertung des Operationsergebnisses in Bezug auf die eigenen Erwartungen)

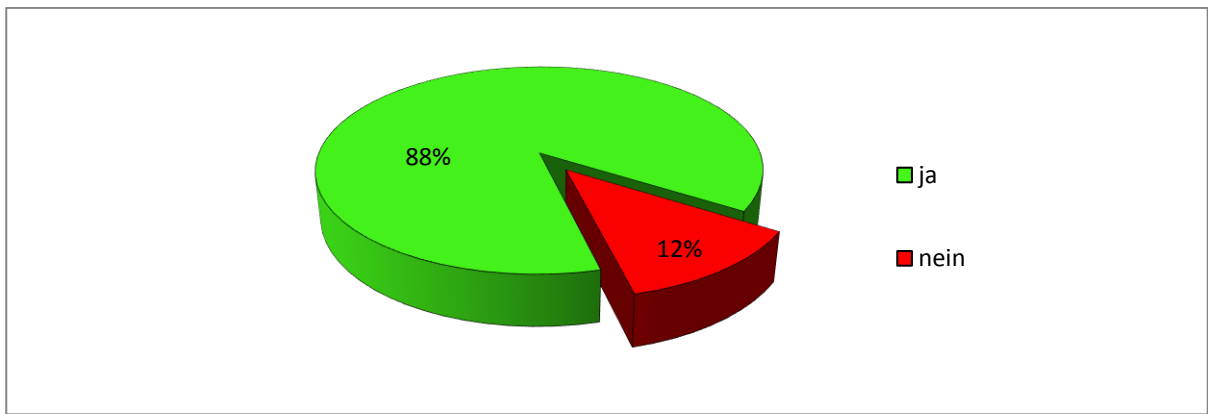


Abbildung 96: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (Bereitschaft zur Wiederholung der Operation, basierend auf den Erfahrungen des eigenen Operationsergebnisses)

## 4 Diskussion

### 4.1 Studiendesign und -kollektiv

Es handelt sich um eine retrospektive monozentrische klinische Beobachtungsstudie. Es konnten 48 von 72 Patienten eingeschlossen und nachuntersucht werden. Einem Patienten wurde an beiden Schulterseiten eine Eclipse™-Prothese implantiert, wodurch insgesamt 49 Schultergelenke klinisch und radiologisch beurteilt werden konnten. Unsere Fallzahlen entsprechen somit den Umfangswerten von monozentrischen Studien. Die beiden Hauptdiagnosegruppen (primäre und posttraumatische Omarthrose) beinhalten jeweils 22 Probanden, sodass sich eine homogene und vergleichbare Patientenverteilung ergab.

Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 24 Monate. Die ersten Implantationen der Eclipse™-Prothese fanden im Jahr 2005 statt. Daher existieren noch keine klinischen Studien mit Langzeitergebnissen. Ebenso bestehen erst wenige Arbeiten, welche kurz- und mittelfristige Ergebnisse liefern. Die bisher größte multizentrische Studie mit 233 Patienten und einem durchschnittlichen Follow-up von 23 Monaten wurde von Brunner et al. [114] im Jahr 2012 publiziert. Die erste klinische Studie mit Kurzzeitergebnissen und einer Fallzahl von 115 Patienten wurde von Schoch et al. [115] im Jahr 2011 veröffentlicht. Eine weitere klinische Studie mit 41 Patienten wurde von Kellinghaus et al. [116] im Jahr 2013 vorgestellt. Die aktuellste Studie mit den ersten mittelfristigen Ergebnissen lieferten Habermeyer et al. [113] im Jahr 2015. Diese beinhaltet 79 Patienten mit einem durchschnittlichen Nachuntersuchungszeitraum von 72 Monaten. Abgesehen von der Studienarbeit von Brunner et al. [114] basieren alle eben genannten klinische Arbeiten auf monozentrischen Patientendaten.

Mit einem Durchschnittsalter von 59 Jahren weist das Patientengut der vorliegenden Arbeit eine charakteristische Altersstruktur für vergleichbare klinische Studien im Bereich der Schulterendoprothetik auf. So berichten Habermeyer et al. [113] von einem durchschnittlichen Patientenalter von 58 Jahren und Brunner et al. [114] von 61 Jahren.

Unsere Studie beinhaltet 19 weibliche und 29 männliche Patienten. Somit zeigt sich eine eher ungleichmäßige Geschlechterverteilung. Diese resultiert aus einem relativ hohen Anteil von männlichen Patienten in der Gruppe der primären Omarthrosen. Hier sind 15 männliche und sieben weibliche Probanden aufzuführen. In der Gruppe der posttraumatischen Omarthrosen sind es zehn weibliche und zwölf männliche Patienten. In den oben aufgeführten Studien [113,114,115] lassen sich meist ausgeglichene Geschlechterverteilungen erkennen. Zur Reduktion geschlechtsspezifischer Unterschiede wurde der alters- und geschlechtsspezifische Constant Score verwendet, sodass auch hier vergleichbare Daten erzielt werden konnten.

Initial wurden 15 Patienten mit einer Totalendoprothese und 34 Patienten mit einer Hemiprothese versorgt. Diese ungleiche Verteilung lässt sich durch die meist ausbleibende Glenoidversorgung bei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose erklären. Lediglich zwei Patienten mit einem Frakturfolgezustand Typ 1 haben eine zusätzliche Pfannenversorgung erhalten.

Insgesamt ist das Studiendesign und –kollektiv unserer Arbeit typisch für eine klinische retrospektive Studie im Bereich der anatomischen Schulterendoprothetik. Dennoch gilt es bei einzelnen Fragestellungen vor allem auf die Zusammensetzung des Patientenkollektives zu achten, um eine differenzierte Einschätzung und Vergleich der Studienergebnisse mit der Literatur vornehmen zu können.

## **4.2 Klinische Ergebnisse**

### **4.2.1 Gesamtkollektiv**

In der Auswertung des Constant Scores zeigte sich präoperativ ein absoluter Gesamtwert von 23,3 Punkten, welcher sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf 57,9 Punkte erhöhte. Der geschlechts- und alterskorrelierte Gesamtwert verbesserte sich von 28,9% auf 71,9%. In der Studie von Brunner et al. [114] wird ein Zuwachs von 51,6% auf 78,9% beschrieben. Habermeyer et al. [113] berichten von einem präoperativen nicht-korrelierten Gesamtwert von 45,8 Punkten und einem postoperativen Gesamtwert von 65,0 Punkten. Der geschlechts- und alterskorrelierte Gesamtwert verbesserte sich von 38,1% auf 75,3%. Schoch et al. [115] nennen einen postoperativen Gesamtwert von 65,4 Punkten. Klinischen Studien über zementfreie Oberflächenersatzprothesen weisen ähnliche Ergebnisse auf [117,118]. In aktuellen Publikationen über herkömmliche schaftgeführte Prothesenmodelle lassen sich sowohl schlechtere als auch bessere Ergebnisse im Constant Score finden [119,120]. Huguet et al. [121] berichten über die ebenfalls metaphysär verankerte TESS®-Prothese mit einem durchschnittlichen postoperativen Gesamtwert von 75 Punkten. In der Zusammenschau der eben aufgeführten Studien lässt sich erkennen, dass die Ergebnisse unseres Gesamtkollektives vergleichsweise geringfügig abfallen. Dies kann durch unsere hohe Anzahl an Komplikationen gut erklärt werden. Wir weisen eine Komplikationsrate von 22,4 Prozent auf. Dem gegenüber stehen mitunter Komplikationsraten von 9,8 Prozent bei Brunner et al. [114] und von 12,8 Prozent bei Habermeyer et al. [113]. Unsere im Mittel fast doppelt so hohe Komplikationsrate begründet sich durch einen im Vergleich deutlich höheren Anteil an Glenoidkomplikationen in Form von sekundären Pfannenerosionen. Die Häufigkeitsverteilungen der anderen Komplikationsarten ähneln unseren Daten. Die Vergleichsanalysen der vier Subkategorien des Constant Scores liefern weitere Erkenntnisse in der Bewertung unserer Studienergebnisse.

In der Kategorie „Schmerz“ wurde ein im Mittel postoperativer Wert von 9,3 Punkten erzielt. In der Arbeit von Habermeyer et al. [113] wird ein durchschnittlicher postoperativer Punktwert von 12,9 beschrieben, Brunner et al. [114] berichten von einem durchschnittlichen Punktwert von 11,7. Ähnliche Ergebnisse lassen sich bei Schoch et al. [115] finden. In der Studie von Kellinghaus et al. [116] gaben 61% aller Patienten postoperativ keinerlei Schmerzen an, 24% der Patienten beklagten lediglich wenig Schmerzen.

In der Auswertung der „Aktivitäten des täglichen Lebens“ wurde ein durchschnittlicher postoperativer Gesamtwert von 14,1 Punkten erreicht. Brunner et al. [113] nennen einen nahezu identischen Wert von 14,0 Punkten. Schoch et al. [115] hingegen weisen mit 9,1 Punkten einen deutlich schlechteren Mittelwert auf. In der Arbeit von Kellinghaus et al. [116] gaben 42% keinerlei Einschränkungen im Freizeitverhalten an, 33% lediglich leichte Einschränkungen. Normale Arbeit wurde im Constant Score von 61% der Patienten als durchführbar angegeben, 24% berichteten über leichte Einschränkungen. Die ersten mittelfristigen Ergebnisse liefert Habermeyer et al. [113]. Hier zeigt sich ein durchschnittlicher Punktwert aller Patienten von 15,5.

Ein weiterer wichtiger Parameter der Schulterfunktion ist das „Range of motion“ beziehungsweise das Bewegungsausmaß. In dieser Kategorie verbesserten sich unsere Patienten durchschnittlich von 14,0 auf 28,3 Punkte. Habermeyer et al. [113] nennen mit durchschnittlich 28,9 Punkten ein sehr ähnliches Ergebnis. Schoch et al. [115] beschreiben einen mittleren Wert von 31,1 Punkten. Brunner et al. [114] weisen mit einem Mittelwert von 24,7 Punkten ein schlechteres Ergebnis auf.

In der Kategorie „Kraft“ verbesserten sich unsere Patienten durchschnittlich von 1,6 auf 6,1 Punktwerte. Brunner et al. [114] weisen einen mittleren Wert von 8 Punkten auf. In der Studie von Habermeyer et al. [113] wird ein durchschnittlicher Wert von 9 Punkten erreicht. Schoch et al. [115] nennen mit 11,6 Punkten den besten Mittelwert.

Zusammenfassend lassen sich im Vergleich mit den bereits veröffentlichten Studien über die Eclipse™-Prothese [113-116] unterschiedliche Ergebnisse erheben. In den Kategorien „Aktivitäten des täglichen Lebens“ und „Range of motion“ können wir gleichwertige Resultate vorweisen. Die Ergebnisse der klinischen Untersuchung bekräftigen diese Beobachtung. Hier erreichten unsere Patienten eine durchschnittliche Verbesserung der aktiven Abduktion von 75° auf 111°, der aktiven Flexion von 94° auf 126°, der aktiven Aussenrotation von 21° auf 39° und der aktiven Innenrotation von 2,9 auf 3,6 Punktwerten. In der Studie von Brunner et al [114] lassen sich sehr ähnliche und vergleichbare Werte finden. Dies gilt nicht für die beiden anderen Kategorien des Constant Scores. Im Bereich „Schmerz“ fallen unsere Ergebnisse geringfügig ab. Dies kann durch unsere vergleichsweise erhöhte Anzahl an sekundären Pfannenerosionen gut erklärt werden. Es ist bekannt, dass diese Glenoid-

komplizieren starke Schmerzen verursachen kann. So vergaben 80 Prozent dieser Patienten zwischen 0 und 5 Punkten. In der Subkategorie „Kraft“ stellt sich ein noch größeres Defizit dar. Der Constant Score nennt für die Durchführung der Kraftmessung sehr strenge Kriterien. Für valide Daten werden eine konstante Abduktion von 90° über fünf Sekunden eingefordert. Möglicherweise haben wir die Kriterien der Kraftmessung am genauesten umgesetzt. Bei jeglicher Abweichung von den genannten Kriterien sind unsere Patienten mit 0 Punkten bewertet worden.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der beiden noch ausstehenden Schulterfunktions-scores betrachtet. In der aktuellen Literatur finden der Simple Shoulder Test und der DASH Score nur eine geringe Anwendung. Unter Beachtung der Zusammensetzung der Patientenkollektive waren vergleichbare Publikationen nicht zu finden. Daher werden die Ergebnisse unseres Gesamtkollektives lediglich deskriptiv aufgeführt. Im Simple Shoulder Test verbesserten sich die Patienten durchschnittlich von 3,3 auf 7,3 Punkte. Im DASH Score zeigte sich ein präoperativer mittlerer Wert von 55,8 Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde ein durchschnittlicher Wert von 23,0 Punkten erreicht.

Sowohl die oben aufgeführten Studien als auch weitere klinische Studien über Schulterprothesen weisen in Bezug auf die Ätiopathogenese stark heterogene Patientenkollektive auf, wodurch direkte Vergleiche als sehr schwierig und kritisch zu sehen sind. Im Folgenden werden die beiden Hauptdiagnosegruppen unserer Untersuchungen isoliert voneinander betrachtet. Um eine bessere Einschätzung und Vergleichbarkeit der Studiendaten zu erreichen, werden klinische Arbeiten mit separaten Analysen vergleichbarer Diagnosegruppen berücksichtigt.

#### **4.2.2 Primäre Omarthrose**

Patienten mit primärer Omarthrose zeigen in unserem Kollektiv präoperativ einen absoluten Constant Score von 24,3 Punkten. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung betrug dieser 60,4 Punkte. Der alters- und geschlechtskorrelierte Gesamtwert steigerte sich von 30,3 auf 74,7 Prozentpunkte. Kellinghaus et al. [116] berichten von einem postoperativen absoluten Gesamtwert von 69 Punkten. Mit 67 Punkten kann die Arbeit von Habermeyer et al. [113] ein sehr ähnliches Ergebnis präsentieren. Der relative Constant Score wird mit 80 Prozentpunkten angegeben. Brunner et al. [114] beschreiben einen alters- und geschlechtskorrelierten Gesamtwert von 84 Prozentpunkten. Schoch et al. [115] nennen einen absoluten Gesamtwert von 66 Punkten zum Zeitpunkt des Follow-Ups. Die aufgeführten Studien über die Eclipse™-Prothese zeigen somit überwiegend gute Ergebnisse im Constant Score. Dies gilt noch deutlicher für den alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score. Unsere



Studiendaten hingegen können diese guten bis sehr guten Ergebnisse in der Gesamtbewertung nicht vollends bestätigen. Wie bereits in der Diskussion des Gesamtkollektives beschrieben, lassen sich auch bei den Patienten mit einer primären Omarthrose unterschiedliche Vergleichsergebnisse in den Einzelkategorien des Constant Scores finden.

In der Subkategorie „Schmerz“ beschreiben Brunner et al. [114] einen mittleren Zugewinn von 7,0 auf 12,0 Punkte, Habermeyer et al. [113] von 7,9 auf 12,8 Punkte. Schoch et al. [115] nennen mit 13 Punkten den besten Mittelwert zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Unsere Patienten verbesserten sich durchschnittlich von 1,1 auf 9,8 Punkte.

Bei den „Aktivitäten des täglichen Lebens“ erzielten zum Zeitpunkt des Follow-Ups Brunner et al. [114] mit 15,0 Punkten und Habermeyer et al. [113] mit 15,7 Punkte sehr ähnliche Ergebnisse. In der Studie von Schoch et al. [115] verbesserten sich die Patienten von 4,4 auf 9,5 Punkte. Wir erreichten eine durchschnittliche Steigerung von 6,0 auf 14,1 Punkte.

In der Kategorie „Range of motion“ nennen Habermeyer et al. [113] einen Follow-Up Wert von 29,6 Punkten, Brunner et al. [114] von 27,0 Punkten. Schoch et al. [115] präsentieren den besten Mittelwert mit 31,5 Punkten. Wir erreichten einen mittleren Zugewinn von 15,6 auf 30,0 Punkte.

Bei den Kraftmessungen können stark unterschiedliche Ergebnisse beobachtet werden. Habermeyer et al. [113] beschreiben einen durchschnittlichen Wert von 9,5 Punkten, Brunner et al. [114] von 8,0 Punkten. Den besten Mittelwert nennen erneut Schoch et al. [115] mit 12,0 Punkten. Unsere Patienten erzielten lediglich einen Mittelwert von 6,5 Punkten.

Der Vergleich mit den bereits veröffentlichten Studien über die Eclipse™-Prothese lässt in Abhängigkeit der Subkategorien des Constant Scores unterschiedliche Ergebnisse erkennen [113-116]. Die Tendenzen gleichen denen des Gesamtkollektives. So bestehen in den Einzelkategorien „Aktivitäten des täglichen Lebens“ und „Range of movement“ gleichwertige Ergebnisse. In den Einzelkategorien „Schmerz“ und „Kraft“ liegen die Ergebnisse unseres Kollektives niedriger als bei Brunner et al. [114] und Habermeyer et al. [113]. Folglich sind unsere Gesamtwerte im Constant Score auch geringfügig schlechter. In Bezug auf unser Gesamtkollektiv entfallen zwei Drittel aller postoperativen Rotatorenmanschetteninsuffizienzen auf Patienten mit einer primären Omarthrose. Diese Tatsache kann das vergleichsweise schlechtere Ergebnis in der Subkategorie „Kraft“ des Constant Scores mitunter erklären.

Zur Diskussion sollen weitere klinische Studienergebnisse über schaftgeführte anatomische Prothesenmodelle berücksichtigt werden. Im Jahr 2014 veröffentlichten Raiss et al. [122] eine große klinische Langzeit-Studie mit 395 Patienten. Sie berichteten über die

schaftgeführte Aequalis®-Prothese (Fa. Tornier) als Vertreter der 3.Generation anatomischer Prothesen. Der absolute Gesamtwert des Constant Scores betrug bei einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von etwa acht Jahren 61,7 Punkte. Young et al. [123] beschreiben in einer weiteren Multicenterstudie über die Aequalis®-Prothese (Fa. Tornier) mit 704 Patienten und einem mittleren Follow-Up von etwa fünf Jahren einen absoluten Constant Score von 65 Punkten. Weitere Daten liefern Haines et al. [124] im Jahr 2006. In ihrer Studie sind 113 Patienten nach Implantation einer Global®-Prothese (Fa. DePuy) der 2.Generation mit einem mittleren Nachuntersuchungszeitraum von fünf Jahren bewertet worden. Sie erzielten einen absoluten Gesamtwert von 49 Punkten. Im Jahr 2008 publizierten Raiss et al. [125] eine Studie über 21 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 55 Jahren. Alle wurden mit einer schaftgeführten Prothese der 3.Generation behandelt. Das mittlere Follow-Up betrug 7 Jahre. Es wurden ein absoluter Gesamtwert von 64,5 Punkten und ein alters- und geschlechtskorrelierter Gesamtwert von 83 Prozentpunkten erreicht. Eine weitere Multicenterstudie wurde von Wright et al. [126] im Jahr 2015 publiziert. Sie berichten über 201 Patienten, welche mit einer Equinoxe®-Prothese (Fa. Exactech) der 4.Generation versorgt wurden. Das mittlere Follow-Up betrug 36 Monate. Als Vergleichsinstrumente dienten sowohl der Constant Score als auch der Simple Shoulder Test. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung wurde ein alters- und geschlechtskorrelierter Gesamtwert von 79 Prozentpunkten erreicht. Im Simple Shoulder Test steigerten sich die Patienten durchschnittlich von 3,3 auf 10 Punkte. Unsere Patienten erreichten einen Mittelwert von 7,1 Punkten. Eine weitere Multicenterstudie über schaftgeführte Prothesen wurde von Norris et al [127] im Jahr 2002 publiziert. Sie untersuchten das klinische Outcome nach zwei bis sieben Jahren von 160 Patienten mit einer primären Omarthrose. Hier verbesserten sich die Patienten im Simple Shoulder Test von 2,9 auf durchschnittlich 9,2 Punkte. Razmjou et al. [128] untersuchten die Ergebnisse von zwei schaftgeführten (Neer®-II-Prothese, Bigliani-Flatow®-Prothese) und einer metaphysär verankerten Prothese (TESS®-Prothese) bei 74 Patienten. Nach durchschnittlich zwei Jahren zeigten sich im Constant Score sehr ähnliche Ergebnisse. Eine aktuelle Vergleichsstudie von Maier et al. [129] kann ebenfalls keine signifikanten Unterschiede aufzeigen. Unter Verwendung des DASH-Scores publizierten Berth et al. [130] im Jahr 2013 eine weitere Vergleichsstudie von schaftgeführten (Affinis®-Prothese, Fa. Mathys) mit metaphysär verankerten Prothesen (TESS®-Prothese, Fa. Biomed). Es wurden 41 Patienten pro Kohorte eingeschlossen. Das Follow-Up betrug 32 Monate. Beide Patientengruppen zeigen sehr ähnliche Ergebnisse. Patienten mit einer schaftgeführten Prothese erzielten einen mittleren DASH Wert von 47,3 Punkten, Patienten mit einer schaftlosen Prothese 47,4 Punkte. Im Vergleich zu diesen Ergebnissen können wir einen deutlichen besseren Mittelwert im DASH Score vorweisen. Unsere Patienten verbesserten sich im DASH Score durchschnittlich von 56,9 auf 21,7 Punkte.

Im Vergleich mit den Studienergebnissen schaftgeführter anatomischer Prothesen sind unsere Ergebnisse als ähnlich zu werten. Manche Studien weisen zwar schlechtere Resultate auf, jedoch bestehen überwiegend bessere Ergebnisse in den genannten Schulterfunktionsscores. Mit 22,7 Prozent zeigt unser Patientenkollektiv die höchste Komplikationsrate. Die oben genannten schaftgeführten Studien beschreiben Komplikationsraten zwischen 11 und 15 Prozent [122,124,126]. Dabei zeigen sich sehr unterschiedliche Häufigkeitsverteilungen der einzelnen Komplikationen. In klinischen Studien erfolgt oftmals eine deskriptive und nicht systematisierte Darstellung der aufgetretenen Komplikationen. Wir glauben, dass in vielen Studien die Anzahl nicht revisionsbedürftiger Komplikationen nicht ausreichend erfasst wird. Entsprechend fallen die absoluten Komplikationsraten nicht repräsentativ und geringer aus. Diese Beobachtungen könnten die unterschiedlichen Ergebnisse erklären. Unsere Patienten mit komplikationslosem Verlauf erreichen zum Zeitpunkt des Follow-Ups einen mittleren absoluten Constant Score von 63,5 Punkten und einen relativen Constant Score von 78,5 Prozent. Unsere Ergebnisse und die der oben aufgeführten Vergleichsstudien [128,129,130] lassen die metaphysär verankerte Prothese im Vergleich zu herkömmlichen schaftgeführten Prothesenmodellen bei Patienten mit einer primären Omarthrose als Alternative möglich erscheinen. Dies gilt ebenso für die Eclipse™-Prothese als einen Vertreter dieser relativ neuen Prothesengeneration. Die Ergebnisse unserer klinischen Untersuchung können diese These bestätigen. Patienten mit einer primären Omarthrose zeigten einen durchschnittlichen Zugewinn in der aktiven Abduktion von 82° auf 116°, in der aktiven Flexion von 102° auf 129°, in der aktiven Aussenrotation von 25° auf 45° und in der aktiven Innenrotation von 2,8 auf 3,8 Punktwerte. Unsere Ergebnisse ähneln denen von schaftgeführten anatomischen Prothesen in der aktuellen Fachliteratur [3,126,127].

#### **4.2.3 Posttraumatische Omarthrose**

In unserer Studie verbesserten sich die Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose im absoluten Constant Score von 22,7 auf durchschnittlich 57,5 Punkte. Der mittlere alters- und geschlechtskorrelierte Constant Score beträgt 28,6 bzw. 73,5 Prozent. Brunner et al. [114] nennen einen präoperativen alters- und geschlechtskorrelierten Gesamtwert von 48 Prozent. Zum Zeitpunkt des Follow-Ups wird dieser mit 72,0 Prozent angegeben. Habermeyer et al. [113] berichten von präoperativen mittleren Gesamtwerten von 41,9 Punkten bzw. von 37,4 Prozent. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung werden ein absoluter Gesamtwert von 62,8 Punkten und ein alters- und geschlechtskorrelierter Constant Score von 73 Prozent aufgeführt. Schoch et al. [115] beschreiben eine Steigerung des absoluten Constant Scores von 34,6 auf 54,0 Punkte. In der Zusammenschau aller Studien über die Eclipse™-Prothese zeigen sich zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung sehr ähnliche Werte

im absoluten und relativen Constant Score. Auffällig sind unsere deutlich schlechteren Ausgangswerte. Somit beinhaltet unsere Studie ein vermutlich schwierigeres Patientenkollektiv. In der Analyse der vier Subkategorien des Constant Scores zeigen sich sehr ähnliche und vergleichbare Ergebnisse weswegen auf eine detaillierte Darstellung der Einzelwerte verzichtet wird.

In weiteren klinischen Studien über schaftgeführte anatomische Prothesen bei posttraumatischen Indikationen lassen sich ebenfalls vergleichbare Ergebnisse finden. In der Arbeit von Tauber et al. [112] werden von 38 Patienten mit einer posttraumatischen Humeruskopfnekrose und einem mittlerem Follow-Up von 8 Jahren ein durchschnittlicher absoluter Constant Score von 57 Punkten erreicht. Im Jahr 2012 veröffentlichten Moineau et al. [104] Studienergebnisse über 55 Patienten mit einem Typ-1-Frakturfolgezustand. Der durchschnittliche Nachuntersuchungszeitraum betrug 52 Monate. Es wurde in allen Fällen die Aequalis®-Prothese (Fa. Tornier) der 3.Generation verwendet. Dabei wurde ein mittlerer absoluter Constant Score von 69 Punkten erreicht. Zudem sind die einzelnen Ergebnisse der unterschiedlichen Typ-1-Frakturfolgezustände analysiert worden. Hier konnten zwei Kriterien identifiziert werden, welche einen signifikanten Einfluss auf das klinische Ergebnis hatten. Patienten ohne eine Deformität des proximalen Humerus (Typ 1A und 1B) zeigten deutlich bessere Resultate als Patienten mit einer Deformität (Typ 1C und 1D). Unter den Patienten mit einer Deformität waren die Ergebnisse mit einer Valgus-Fehlstellung (Typ 1C) denen mit einer Varusfehlstellung (Typ 1D) klar überlegen. Moineau et al. [104] formulierten zwei Hypothesen, welche diese Beobachtungen möglicherweise erklären könnten. Aufgrund der bestehenden erhöhten Gefahr von iatrogenen Frakturen stellt die Implantation einer anatomischen Prothese bei bestehender Varusdeformität eine sehr anspruchsvolle und komplikationsträchtige Herausforderung dar. Zudem soll die Medialisierung des Humeruskopfes, resultierend aus der Varusfehlstellung, zu einer zunehmenden Weichteilverkürzung führen. Folglich besteht eine erhöhte Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Schulterkontrakturen mit entsprechend verminderter Gelenkfunktion [104]. Auch wir haben die Ergebnisse hinsichtlich der unterschiedlichen Frakturfolgezustände im Constant Score analysiert. Wir konnten vergleichsweise ähnliche Beobachtungen machen. Patienten mit einem Typ 1A erreichten durchschnittlich einen relativen Constant Score von 80,1 Prozentpunkten. Demgegenüber stehen Patienten mit einem Typ 1B mit einem mittleren Wert von 65,7 Prozentpunkten und Patienten mit den Typen 1C, 1D und Typ 4 mit einem relativen Constant Score von 69,7 Prozentpunkten. Aufgrund der geringen Fallzahlen in den Subgruppen 1B und 1C/1D/Typ4 ist ein statistischer Vergleich nicht sinnvoll, zumal es in der Subkategorie 1B bei multifaktoriell schwierigem Ausgangszustand noch zwei postoperative Komplikationen zu verzeichnen waren. Es waren eine sekundäre Glenoiderosion und ein Low-Grade-Infekt zu beobachten. Daher können wir nur mit Einschränkung die von Moineau et al. [104] beschriebenen Zusammenhänge bestätigen.

Im DASH-Score und im Simple Shoulder Tests existieren keine vergleichbaren Daten über die Eclipse™-Prothese. Ebenso konnten keine klinischen Studien über schaftgeführte Prothesenmodelle bei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose gefunden werden. Unsere Patienten erreichten eine Reduktion des DASH Wertes von 54,1 auf 22,6 Punkte. Im Simple Shoulder Test wurde ein mittlerer Zuwachs von 3,7 auf 7,1 Punkte erzielt.

In der klinischen Untersuchung zeigen unsere Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose eine durchschnittliche Steigerung der aktiven Abduktion von 70° auf 104°, der aktiven Flexion von 89° auf 120°, der aktiven Aussenrotation von 17° auf 34° und der aktiven Innenrotation von 2,5 auf 4,0 Punktwerte. Unsere Ergebnisse sind mit den Daten aus weiteren klinischen Studien über schaftgeführte anatomische Prothesen bei posttraumatischer Indikation vergleichbar [104,131,132,133].

Die posttraumatische Arthrose resultiert aus einer komplexen Pathogenese. Infolge posttraumatischer Fehilverheilungen können Schmerzen und Funktionseinschränkungen des betroffenen Schultergelenkes bestehen [134,135,136]. Ebenso können erhebliche Inkongruenzen der artikulierenden Gelenkpartner auftreten [136,137,138]. Knochen- deformitäten und -substanzdefekte oder Fehilverheilungen der Tuberkula oder des chirurgischen Halses stellen den Behandler vor technische Herausforderungen. Kontrakte Weichteilstrukturen, Rotatorenmanschettenschäden, einliegende Implantate und Folgen von Voroperationen wie beispielsweise Läsionen vom N.axillaris oder Infektionen führen zu erschwerten Behandlungsbedingungen [139]. Die metaphysär verankerten Prothesen waren initial zur Behandlung von posttraumatischen Omarthrosen entwickelt worden [114]. Die von der Schaftachse unabhängige Kalottenpositionierung soll im Rahmen der posttraumatisch gestörten glenohumeralen Geometrie eine bessere anatomische Rekonstruktion ermöglichen [19]. In Anbetracht der oben beschriebenen Komplexität von Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose, sind die bisherigen Ergebnisse der Eclipse™-Prothese als positiv zu werten.

#### **4.2.4 Vergleich der beiden Hauptdiagnosegruppen**

Die Analysen der Schulterfunktionsscores (Constant Score, Simple Shoulder Test und DASH-Score) erbrachten im Vergleich der beiden Hauptdiagnosegruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich im absoluten Constant Score um 36,0 Punkte, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose um 34,8 Punkte. Im alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score weisen die Patienten mit einer primären Omarthrose einen Zugewinn von 44,4 Prozentpunkten im Vergleich zur posttraumatischen Omarthrose mit 44,9 Prozentpunkten auf. Die Analysen des DASH-Scores und des Simple Shoulder Test zeigen im direkten Vergleich ähnliche

Ergebnisse. Patienten mit einer primären Omarthrose zeigen eine durchschnittliche Abnahme des DASH-Scores um 32,8 Punktwerte, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose um 31,4 Punktwerte. Im Simple Shoulder Test steigerten sich die Patienten mit einer primären Omarthrose um durchschnittlich 4,5 Punkte, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose um 3,5 Punkte. Zusammenfassend lassen sich in allen drei Schulterfunktionsscores geringfügig bessere Mittelwertdifferenzen für die Patienten mit einer primären Omarthrose feststellen. Dies gilt auch für die absoluten Werte der einzelnen Schulterfunktionsscores. Brunner et al. [114] und Habermeyer et al. [113] zeigen in Abhängigkeit der Indikationsstellungen ähnliche Ergebnisse. Hier erzielen die Patienten mit einer primären Omarthrose die durchschnittlich besten Resultate im absoluten und relativen Constant Score. Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose weisen lediglich geringfügig schlechtere Werte auf. Patienten mit einer rheumatoiden Arthritis zeigen die schlechtesten Ergebnisse. Diese Ergebnisse zeigen sich auch in vergleichbaren Studien mit anatomischen Schaftprothesen [140,141,142,143].

Auch hinsichtlich der Ergebnisse der einzelnen Bewegungsprüfungen bestehen keine statistisch signifikanten Unterschiede. In der aktiven Abduktion zeigen beide Diagnosegruppen mit circa 34 Grad sehr ähnliche Mittelwertdifferenzen, wobei die Patienten mit einer primären Omarthrose den durchschnittlich besseren Absolutwert mit 116 Grad im Vergleich zu 104 Grad erreichen. In der aktiven Flexion erzielen die Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose den mit 31 Grad durchschnittlich größeren Zuwachs. Patienten mit einer primären Omarthrose verbesserten sich durchschnittlich um 27 Grad. Sie weisen mit 129 Grad den besseren mittleren Absolutwert im Vergleich zu 120 Grad auf. In der aktiven Aussenrotation können die Patienten mit einer primären Omarthrose eine mit 20 Grad geringfügig bessere Mittelwertdifferenz aufzeigen. Mit 46 Grad erreichen sie ebenfalls den durchschnittlich besseren Absolutwert. Die Ergebnisse unserer einzelnen Bewegungsprüfungen lassen sich in der Tendenz bei Schoch et al. [115] wiederfinden. Teils abweichende Resultate zeigen die Arbeiten von Brunner et al. [114] und Habermeyer et al. [113]. Hier weisen die Patienten mit einer primären Omarthrose mit 48 bzw. 66 Grad deutlich bessere Mittelwertdifferenzen für die aktive Abduktion auf.

In der Analyse der aufgetretenen Komplikationen zeigten sich unterschiedliche Häufigkeiten. Wie bereits beschrieben, weisen unsere Patienten mit einer primären Omarthrose eine Komplikationsrate von 22,7 Prozent auf. Demgegenüber steht ein Wert von 18,2 Prozent bei den Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose. Des Weiteren war das gehäufte Auftreten von postoperativen Insuffizienzen der Rotatorenmanschette in der Gruppe der primären Omarthrose auffällig. Im Gruppenvergleich ist diese Komplikation insgesamt fünfmal aufgetreten. Vier davon waren bei den Patienten mit einer primären Omarthrose zu

finden. Die übrigen Komplikationen (sekundäre Glenoiderosionen, Arthrofibrose) zeigen eine eher gleichmäßige Häufigkeitsverteilung.

#### **4.2.5 Weitere Einflussfaktoren**

Potentielle Einflussfaktoren auf das klinische Ergebnis, gemessen mit dem Constant Score, wurden wie folgt detaillierter analysiert.

In unserem Kollektiv konnte im Gegensatz zu Dines et al. [137] zwischen dem Patientenalter und dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Scores keine Korrelation festgestellt werden. Dines findet hier im fortgeschrittenen Patientenalter bei posttraumatischen Omarthrosen einen negativen prädiktiven Parameter.

Das Patientengeschlecht hatte in unserem Patientenkollektiv einen signifikanten Einfluss auf das klinische Ergebnis im Constant Score. So erreichten weibliche Patienten einen relativen Gesamtwert von 79,9 Prozentpunkten, die männlichen Patienten lediglich von 66,5 Prozentpunkten. Unser Ergebnis kann mitunter durch die unterschiedliche Altersverteilung innerhalb der beiden Patientenkohorten erklärt werden. Hier zeigen männliche Patienten ein Durchschnittsalter von 56 Jahren, die Frauen von 62 Jahren. Entsprechend der variierenden Altersstruktur werden bei gleicher Funktionalität unterschiedliche Werte im alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score erzielt. Über das Geschlecht als möglichen Einflussfaktor für das klinische Outcome lassen sich in der gängigen Literatur unterschiedliche Angaben finden [131].

Ferner haben wir die Ergebnisse des Constant Scores unter Berücksichtigung des Endoprothesentypus analysiert. Sowohl in unserem Gesamtkollektiv als auch in beiden Hauptdiagnosegruppen haben wir die Resultate von Hemi- mit Totalendoprothesen miteinander verglichen. In allen Patientenkohorten weisen die Totalendoprothesen die durchschnittlich besseren Werte zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung auf. Statistisch signifikante Unterschiede waren nicht zu registrieren.

In unserem Gesamtkollektiv erzielten Patienten mit einem Glenoidersatz einen relativen Constant Score von 76,4 Prozent, Patienten mit einer Hemiendoprothese einen mittleren Wert von 69,9 Prozent. In der Gruppe der primären Omarthrose erreichten zehn Patienten mit einer Hemiendoprothese einen Mittelwert von 71,3 Prozent, zwölf Patienten mit einer Totalendoprothese von 77,6 Prozent. Bei der posttraumatischen Omarthrose weisen zwei Patienten mit einem Pfannenersatz einen relativen Constant Score von 83,2 Prozent auf, 20 Patienten mit einer Hemiendoprothese von 72,6 Prozent.

Unsere Ergebnisse entsprechen der in vielen Publikationen beschriebene Tendenz der besseren klinischen Resultate von Totalendoprothesen. In vielen Arbeiten werden als Gründe hierfür schlechtere funktionelle Ergebnisse, höhere Komplikationsraten und geringere Standzeiten für Hemiendoprothesen genannt [144,145,146,147,148,149,150,151]. Radnay et al. [152] führten eine Metaanalyse mit insgesamt 1952 Patienten durch. Hier zeigten sich höhere Revisionsraten im Sinne eines sekundären Glenoidersatzes als Revisionsoperationen aufgrund von Glenoidkomplikationen bei totalendoprothetischer Versorgung. Van den Bekerom et al. [153] konnten in einer weiteren Multicenterstudie mit 1958 Patienten ähnliche Zusammenhänge aufzeigen. Sie sahen bei Patienten mit einer Totalendoprothese geringere Revisionsraten, jedoch auch einen Trend zu mehr Gesamtkomplikationen. Dem entgegen konnten Edward et al. [154] in einer weiteren Multicenterstudie mit 1542 Patienten in Bezug auf den Endoprothesentypus keine relevanten Unterschiede hinsichtlich der Komplikations- und Revisionsraten feststellen. Ferner werden nach einer Wechseloperation vergleichsweise schlechtere klinische Ergebnisse gegenüber einer primären Glenoidversorgung beschrieben [155,156].

Zudem haben wir die klinischen Ergebnisse in Abhängigkeit der präoperativen Glenoidmorphologie gemäß der Klassifikation nach Walch und Badet [77] untersucht. Aufgrund der heterogen verteilten Fallzahlen war ein sinnvoller statistischer Vergleich nicht möglich.

In unserem Gesamtkollektiv erzielten die Patienten mit einem Glenoid Typ B das beste Resultat im relativen Constant Score. Sie zeigen einen mittleren Wert von 75,8 Prozent. Patienten mit einem Glenoid Typ A weisen lediglich 70,1 Prozent vor. Patienten mit einem Glenoid Typ C zeigen das schlechteste Ergebnis. Sie erreichen nur 63,9 Prozent. Im Kontext der oben beschriebenen Tendenz der besseren klinischen Ergebnisse von Total- gegenüber Hemiendoprothesen, sind die Ergebnisse unseres Gesamtkollektives gut erklärbar. Zwölf der 16 Patienten mit einem Glenoid Typ B zählen zur Gruppe der Totalendoprothesen. Aufgrund der stark pathologischen und dysplastischen Gelenkanatomie des Typ C, ist das schlechte Resultat dieser Patientengruppe klinisch gut nachvollziehbar. In der weiteren Analyse unserer Studienergebnisse zeigen sich für alle drei Glenoidgruppen ähnliche und vergleichbare Mittelwertdifferenzen zwischen 41 und 44 Prozent. Diesbezüglich konnten wir keine relevanten und signifikanten Unterschiede beobachten.

Die klinischen Ergebnisse von Patienten mit einer Hemiendoprothese zeigen in Abhängigkeit von der ursprünglichen Glenoidform, methodisch differentialtherapeutisch bedingt, eine erwartungsgemäß ungleiche Verteilung der Fallzahlen. Die Indikation für einen endoprothetischen Glenoidersatz ist stark vom Typ der Glenoidmorphologie abhängig. Patienten mit einem Typ A1 werden in der Regel als Hemiprothese ausgeführt. Der Glenoidtyp A2 wird häufig ohne künstlichen Pfannenersatz behandelt. Die Glenoidtypen B1 und B2 werden in



der Regel totalendoprothetisch versorgt. Daher sollen in der Subgruppe der Hemiprothesen nur die Ergebnisse der Patienten mit einem Glenoid Typ A diskutiert werden. Die Patienten mit einem Glenoid Typ A1 weisen im relativen Constant Score einen Mittelwert von 71,9 Prozent auf, die Patienten mit einem Glenoid Typ A2 lediglich von 62,2 Prozent. Das deutlich schlechtere Resultat der Patienten mit einem Glenoid Typ A2 lässt sich durch das gehäufte Auftreten sekundärer Glenoiderosionen erklären. 50 Prozent dieser Patienten mussten im Nachuntersuchungszeitraum wegen sekundärer Glenoiderosion auf eine Totalendoprothese gewechselt werden.

Unsere Ergebnisse stehen im Einklang mit der aktuellen Diskussionslage über die Notwendigkeit der endoprothetischen Glenoidversorgung des Typs A2. Auf dem Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie im Jahr 2015 sind in verschiedenen Fachvorträgen [157,158,159] die Indikationen für einen Glenoidersatz besprochen worden. Bezüglich des Glenoidtyps A2 wurden keine klaren Empfehlungen ausgesprochen. Die Art der endoprothetischen Versorgung erfordere bei diesem Typ stets ein patientenindividuelles Vorgehen. So stellen eine vollständige Insuffizienz der Rotatorenmanschette und eine schlechte Knochenqualität Kontraindikationen für einen Glenoidersatz dar. Dagegen stellt eine wiederherstellbare Ruptur der Supraspinatussehne keine Kontraindikation für den Glenoidersatz dar [160]. Relative Kontraindikationen stellen das junge Alter des Patienten (<50 Jahre), eine zu erwartende hohe mechanische Belastung des Kunstgelenks sowie mangelnde Erfahrung des Operateurs [161] dar. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die qualitative Beschaffenheit des hyalinen Glenoidknorpels. Bei einer höhergradigen Chondromalazie ist der Glenoidersatz zu favorisieren. Generell sollte im Zweifel eher ein künstlicher Pfannenersatz erfolgen. Dies gilt in manchen Studien [104,162] vor allem für posttraumatische Glenoidpathologien, da sich hier im Langzeitvergleich bessere funktionelle Ergebnisse erzielen lassen. Ebenso wird im Falle von bereits fortgeschrittenen Pfannenerosionen die Glenoidversorgung empfohlen [160]. Klare Indikatoren für den Glenoidersatz sind das Vorliegen einer Glenoidpathologie Typ B, eine posteriore Dezentrierung des Humeruskopfes und ein asymmetrischer Glenoidabrieb. Diese Kriterien liegen bei der primären Omarthrose meist alleine oder in Kombination vor [161].

Bei der Auswertung unseres Kollektivs mit totalendoprothetischer Versorgung hinsichtlich der zugrundeliegenden Glenoidmorphologie zeigen sich zwar unterschiedliche jedoch nicht signifikante Ergebnisse. Aufgrund der ungleichen Patientenverteilung sowie geringen Fallzahl lassen sich nur begrenzte Aussagen treffen. Auffällig waren die Ergebnisse der Patienten mit einem Glenoid des Typs B. Hier erreichten sechs Patienten mit einem Glenoid Typ B1 einen mittleren relativen Constant Score von 85,2 Prozentpunkten, sechs Patienten mit einem Glenoid Typ B2 einen Wert von 70,5 Prozentpunkten. Somit darf festgehalten werden, dass Patienten mit einer bikonkaven posterioren Pfannendeformität in unserer Studie die vergleichsweise schlechteren Ergebnisse erzielten.

In der weiteren Analyse sind die klinischen Ergebnisse hinsichtlich der betroffenen Schulterseite untersucht worden. Hier erreichten Patienten mit der dominanten Schulterseite einen durchschnittlichen relativen Constant Score von 75,3 Prozentpunkten, Patienten mit der nicht-dominanten Schulterseite von 66,1 Prozentpunkten. Dieser Unterschied ist jedoch nicht signifikant.

Ergänzend zu den bereits beschriebenen Einflussfaktoren, sollen in Anlehnung an die gängige Fachliteratur, weitere prognostische Faktoren für das klinische Outcome genannt werden. Es ist unbestritten, dass der allgemeine Gesundheitsstatus und etwaige Komorbiditäten einen wesentlichen Einfluss auf das klinische Ergebnis haben [163]. Das Gleiche gilt für die Erfahrung und Qualifikation des Operateurs. Zudem soll die Dauer der bereits präoperativ bestehenden Beschwerden einen weiteren Faktor darstellen [138,164]. Die Integrität der Rotatorenmanschette nimmt ebenfalls einen starken Einfluss auf die Funktionalität bei anatomischen Schulterprothesen [165,166]. In einer großen Multicenterstudie konnten Iannotti et al. [160] weitere prädiktive Faktoren für Patienten mit einer primären Omarthrose aufzeigen. So waren eine präoperative subluxierte Stellung des Humeruskopfes und eine bereits präoperativ bestehende deutliche Bewegungseinschränkung mit entsprechend schlechten klinischen Ergebnissen im Langzeitverlauf verbunden. Hinsichtlich der postoperativen Nachbehandlung lassen sich sehr unterschiedliche Angaben finden. Einerseits wird der Patientencompliance eine entscheidende Rolle zugesprochen [163,167], andererseits wird dem widersprochen [168]. Über die Dauer der Rehabilitation lassen sich hingegen einstimmige Meinungen finden. Sie darf als positiver prädiktiver Wert für das klinische Outcome betrachtet werden [164,165]. Bosch et al. [164] fügen ergänzend hinzu, dass die Motivation und die kognitiven Fähigkeiten einen weitaus größeren Einfluss auf die Effektivität der rehabilitativen Maßnahmen haben als das Patientenalter.

Bei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose werden weitere mögliche Faktoren diskutiert. So beobachteten Norris et al. [138] bei Patienten mit initial konservativer Frakturbehandlung die besseren Resultate als bei Patienten mit vorrausgegangener operativer Frakturversorgung. Diesbezüglich konnten Mansat et al. [132] keine statistisch signifikanten Unterschiede erkennen. Mitunter wird auch die Anzahl der Voroperationen als weitere Einflussgröße für das klinische Outcome genannt [138]. Ebenso konnte in einer Vielzahl von verschiedenen Studien der initiale Frakturtyp als prognostischer Faktor detektiert werden [169,170,171]. In diesem Zusammenhang gilt die Heilung der Tuberkula in anatomischer Stellung als wesentliche Kenngröße [131]. Zudem korreliert eine infolge der Fehlstellung notwendige Korrekturosteotomie der Tuberkula mit einem schlechteren klinischen Ergebnis bei endoprothetischen Behandlungen von Frakturfolgezuständen [137,165,172].

### 4.3 Komplikationen

Die in der Literatur beschriebenen Raten an Komplikationen sind extrem variabel [173], es lassen sich Werte von 0 bis 62 Prozent finden [174]. Die variierenden Angaben beruhen auf unterschiedlichen Studiendesigns, heterogenen Patientenkollektiven und Nachuntersuchungszeiträumen. Zudem fehlt eine wissenschaftlich standardisierte Methode zur Klassifikation der Arten und Schwere von Komplikationen im Bereich der Schulterendoprothetik [175]. Oftmals erfolgt diesbezüglich eine lediglich deskriptive und nicht systematisierte Ergebnisdarstellung [174,175,176]. Somit ist die Vergleichbarkeit verschiedener Studien in Bezug auf die Komplikationen als limitiert anzusehen. Dies gilt ebenso für die Interpretation möglicher Unterschiede. Daher möchten wir unsere Ergebnisse zunächst in Anlehnung an die bereits vorliegenden und vergleichbaren Studiendaten über die Eclipse™-Prothese diskutieren.

Wir konnten bei elf Patienten verschiedenartige und revisionspflichtige Komplikationen feststellen. Dies entspricht einer Gesamthäufigkeit von etwa 22 Prozent. Verglichen mit den bisher veröffentlichten Studienergebnissen über die Eclipse™-Prothese besteht bei unserem Patientenkollektiv ein deutlich höherer Anteil an Komplikationen. So weisen Brunner et al. [114] einen Anteil von etwa 10 Prozent auf. Habermeyer et al. [113] berichten 13 Prozent. In der Arbeit von Schoch et al. [115] liegt die Komplikationsrate bei nur 5 Prozent auf. Sowohl unsere Studie als auch alle eben genannten Studien weisen jedoch keine Prothesentyp spezifischen Komplikationen auf. Die Komplikationen werden bei allen anatomischen Schulterprothesen in ungleicher Häufigkeit in Abhängigkeit von patientenspezifischen Faktoren berichtet.

Unsere Komplikationen lassen sich größtenteils auf zwei verschiedene Pathogenesen zurückführen. Einerseits bestanden Glenoidkomplikationen, andererseits waren es Insuffizienzen der Rotatorenmanschette. Glenoidkomplikationen zeigten sich bei sechs Patienten, wovon fünf Patienten eine sekundäre Glenoiderosion beklagten. Insuffizienzen der Rotatoren-manschette zeigten sich bei ebenfalls fünf Patienten. Eine Schultersteife wurde bei zwei Patienten diagnostiziert. Bei einem anderen Patienten waren die Symptome eines Low-grade-Infektes zu erkennen. Im Vergleich zu anderen Studien [113,114] weist unser Patientenkollektiv einen besonders hohen Anteil an Glenoidkomplikationen auf. Die Häufigkeiten der anderen Komplikationen liegen im Bereich anderer Studien. So beschreiben Habermeyer et al. [113] das Auftreten einer Insuffizienz der Rotatorenmanschette mit einer Häufigkeit von 8 Prozent, Brunner et al. [114] berichten von 13 Prozent. In unserer Studie war dies bei 10 Prozent der Patienten zu beobachten. Der Anteil von Spätinfektionen wird in der Literatur mit 1,3 Prozent angegeben [113]. In unserem Kollektiv beobachteten wir zwei Prozent.

Zusammenfassend darf festgehalten werden, dass der in unserer Studie erhöhte Anteil an Komplikationen durch die hohe Rate an sekundären Glenoiderosionen zu erklären ist. Die sekundär progredienten Glenoiderosionen traten in Bezug auf die präoperativ bestandene Pfannenkonfiguration in unterschiedlicher Häufigkeit auf. So konnten drei von fünf sekundären Glenoiderosionen bei bereits initial vorbestehenden Pfannenverbrauch bzw. Protrusion des Humeruskopfes (entspricht Glenoid Typ A2 oder B2) beobachtet werden. Infolgedessen musste im weiteren Behandlungsverlauf bei drei Patienten auf eine Totalendoprothese gewechselt werden. In diesen Fällen muss die ursprüngliche Therapieentscheidung zur Hemiendoprothese kritisch hinterfragt werden. Somit kann der relativ hohe Anteil an Glenoidkomplika­tionen durch die, in der retrospektiven Betrachtung, nicht korrekten Indikationen zur hemiendoprothetischen Versorgung begründet werden. In der aktuellen Literatur wird die Problematik der sekundären Glenoiderosionen in nur wenigen Publikationen beschrieben. Diese Form der Komplikation wird in ihrer Quantität nicht gezielt als Komplikation erfasst. Im Gegensatz zu Gonzalez et al. [173], die in einer großen Multicenterstudie eine Häufigkeit von 20 Prozent Glenoiderosionen berichten, werden in vielen anderen anatomischen Hemiprothesenstudien keine Angaben über sekundäre Glenoiderosionen gemacht. Ebenso existieren keine allgemein anerkannten Richtlinien zur Klassifikation und Bewertung von sekundären Pfannenerosionen [173]. Manche Autoren empfehlen die Vermessung des glenohumeralen Spaltes mit radiologisch standardisierten Instrumenten. So konnten Parsons et al. [177] eine durchschnittliche Gelenkspaltverschmälerung von 0,9mm pro Jahr bei jungen und aktiven Patienten nach hemiendoprothetischer Versorgung feststellen. In dieser Konstellation sei das Auftreten von sekundären Glenoiderosionen unvermeidbar, sodass bei 25 Prozent der Patienten nach vier oder fünf Jahren eine Pfannenversorgung erfolgen musste.

Unter Berücksichtigung der radiologischen Auswertung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) zeigt die detaillierte Analyse der Rotatorenmanschetteninsuffizienzen wichtige Ergebnisse. Bei Patienten mit primärer Omarthrose war ein Zusammenhang zwischen der Rekonstruktion des lateralen glenohumeralen Offsets (ghO) und dem Auftreten von Insuffizienzen der Rotatorenmanschette zu erkennen. So zeigten alle Patienten mit einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz ein postoperativ erhöhtes glenohumerales Offset (ghO). Das als „Overstuffing“ bezeichnete Phänomen erzeugt unter anderem eine Limitierung des Bewegungsausmaßes sowie eine chronische Überlastung der Rotatorenmanschette mit sekundärer Insuffizienz. Zudem können vermehrt exzentrische oder progrediente Glenoiderosionen mit entsprechend verminderter Funktionalität des Schultergelenkes auftreten [178,179,180]. Ebenso wie in der Literatur zeigen unsere Ergebnisse, dass ein postoperativ erhöhtes glenohumerales Offset (ghO) einen wesentlichen Risikofaktor für sekundäre Insuffizienzen der Rotatorenmanschette darstellt. In der Literatur werden eine

bereits präoperativ bestehende fettige Degeneration des Musculus infraspinatus als auch eine nach kranial offene Pfanneninklination als weitere Risikofaktoren genannt [136]. Die Häufigkeit von postoperativen Rotatorenmanschetteninsuffizienzen wird bei schaftgeführten anatomischen Prothesen mit durchschnittlich 3 bis 14 Prozent angegeben [173,181].

Weitere typische Komplikationen im Bereich der schaftgeführten Endoprothetik sind Implantatlockerungen und periprothetische Frakturen. So zeigen periprothetische Frakturen mit 25 Prozent einen hohen Anteil an allen denkbaren Komplikationen [5]. In einer großen Multicenterstudie mit über 4000 Patienten von Gonzalez et al. [173] wurden postoperative periprothetische humerale Frakturen nach endoprothetischer Versorgung mit einer Häufigkeit von 0,9 Prozent beobachtet. Als Früh- und Spätkomplikation beträgt das Risiko einer periprothetischen Fraktur bei Schaftprothesen bis zu 5% [87,62]. In den Studien über die Eclipse™-Prothese berichten lediglich Habermeyer et al. [113] von einem Patienten mit einer humeralen periprothetischen Fraktur infolge eines adäquaten Traumas, was einem Anteil von 1,2 Prozent entspricht. Aufgrund der fehlenden Schaftkomponente bietet die metaphysär verankerte Prothese möglicherweise technische Vorteile in der operativen Frakturversorgung. Basierend auf dem Prothesendesign der Eclipse™-Prothese wäre ein vergleichsweise geringerer Anteil an postoperativen periprothetischen Frakturen vorstellbar. In unserem Kollektiv konnten weder periprothetische Frakturen noch humerale Komponentenlockerungen beobachtet werden. Lockerungen von Glenoidkomponenten stellen ein zentrales Problem bei der anatomischen Schultertotalendoprothese dar, wobei sie etwa ein Viertel aller Komplikationen ausmachen. Gonzalez et al. [173] berichten von einer glenoidalen Lockerungsrate von etwa 14 Prozent. In unserem Kollektiv wurde bei einem Patienten eine Glenoidkomponentenlockerung festgestellt.

Aufgrund der aufgetreten Komplikationen mussten zehn von 49 Schultergelenken revidiert werden. Dies entspricht einer Rate von 20,4 Prozent. Hiervon waren 80 Prozent entweder auf eine Glenoidkomplikation oder auf eine progrediente Insuffizienz der Rotatorenmanschette zurückzuführen. Verglichen mit den bisher veröffentlichten Studienergebnissen über die Eclipse™-Prothese zeigt sich in unserem Kollektiv eine deutlich höhere Revisionsrate. Brunner et al. [114] berichten von 4,7 Prozent, Habermeyer et al. [113] nennen einen Anteil von neun Prozent. Unsere erhöhte Revisionsrate kann durch den hohen Anteil von Insuffizienzen der Rotatorenmanschette erklärt werden. 50 Prozent aller revidierten Schultergelenke basierten auf Problemen der Rotatorenmanschette und waren folglich mit einem unabhängigen Risikofaktor für eine Revisionsoperation assoziiert [182]. Lediglich drei von zehn Schultergelenken mussten aufgrund einer Glenoidkomplikation revidiert werden.

#### 4.4 Radiologische Ergebnisse

In der radiologischen Auswertung unserer Daten sind mehrere wichtige Gesichtspunkte der anatomischen Schulterendoprothetik analysiert worden. Einerseits wurde der Grad der Rekonstruktion der glenohumeralen Geometrie (ghR) und die präoperativ bestandene Integrität der Rotatorenmanschette (GFDI) in Zusammenhang mit dem klinischen Outcome untersucht. Andererseits wurde in einem Vorhersagemodell der Einfluss des glenohumeralen Offsets (ghO) auf das klinische Ergebnis zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung überprüft. Ebenso wurde der Einfluß der posttraumatischen Fehlstellung des Humeruskopfes auf das klinische Ergebnis betrachtet. Des Weiteren wurde nach radiologischen Zeichen gesucht, welche auf eine Prothesenlockerung oder Stressshielding (z.B. Calcarerosionen) hinweisen.

Das Design der neuen Prothesengenerationen soll eine exakte Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie des Schultergelenkes ermöglichen. Die Wiederherstellung der patientenindividuellen glenohumeralen Geometrie wird als wesentliche Voraussetzung für das Erreichen einer guten Gelenkfunktion angesehen. In Anlehnung an Iannotti et al. [22] wählten wir fünf verschiedene Kenngrößen der Gelenkgeometrie. Basierend auf diesen Parametern entwickelten wir ein nicht lineares Punktesystem zur quantitativen Erfassung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR). Der Vergleich der prä- und postoperativen Werte der jeweiligen Kenngröße ermöglichte anhand der prozentualen Abweichung eine Punktevergabe über eine von uns definierte Punkteskala. Somit konnten wir patientenindividuelle und vergleichbare Gesamtwerte für den Grad der glenohumeralen Rekonstruktion (ghR) berechnen. Ebenso war eine Beurteilung und Einschätzung der einzelnen radiologischen Parameter möglich.

Wie bereits mehrfach beschrieben, wird die Qualität der Rekonstruktion der ursprünglichen Gelenkanatomie als ein wesentlicher Einflussfaktor für das klinische Outcome angesehen. Diesbezüglich konnten wir mit unterschiedlichen Analysen etwaige Zusammenhänge in unserem Patientenkollektiv detektieren. So zeigte sich eine starke (+0,631) und hochsignifikante Korrelation ( $p=0,002$ ) der Gesamtpunktzahl des von uns definierten Scores des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung. Zur Wiederherstellung der glenohumeralen Bewegungsmuster ist eine exakte Rekonstruktion der ursprünglichen Anatomie essentiell [20,105].

In unseren weiteren Auswertungen haben wir unsere fünf radiologischen Parameter einzeln betrachtet. Hinsichtlich ihrer Korrelation mit dem Follow-Up Wert des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Scores ergaben sich unterschiedliche Ergebnisse.

Der Parameter BC (Höhe des Humeruskopfes bzw. die Prothesenhöhe nach Iannotti et al. [99]) zeigt einen Korrelationskoeffizient von +0,513 mit  $p=0,017$ . Dieses statistisch signifikante Ergebnis ist klinisch nachvollziehbar. Eine im Verhältnis zur originalen Morphologie des Humeruskopfes bestehende Größenabweichung hat negative Auswirkungen auf die Biomechanik des Schultergelenkes. Hieraus resultiert eine gestörte Weichteilspannung, welche die kraftschlüssige Führung des Gelenkes kompromittiert. Der Parameter BC kann in diesem Zusammenhang auch als eine indirekte Kenngröße des glenohumeralen Offsets (ghO) betrachtet werden.

Der Parameter DE bezeichnet den Höhenabstand zwischen dem Tuberculum majus und dem Prothesenkopf. Hier zeigte sich eine nicht signifikante und schwach negative Korrelation mit -0,216 für  $p=0,347$ . In unseren Auswertungen stellt diese Kenngröße keinen relevanten Faktor für die Qualität der Rekonstruktion der Gelenkgeometrie dar.

Der Parameter HSA spiegelt den Inklinationswinkel des Humeruskopfes bzw. des Prothesenkopfes wider. Hier wurde eine sehr schwache und nicht signifikante Korrelation von -0,063 für  $p=0,785$  beobachtet. Unter Annahme der Kugeltheorie von Iannotti et al. [99] führen geringe Abweichungen vom ursprünglichen Inklinationswinkel zu keiner Lageveränderung des Rotationszentrums. Folglich bestehen diesbezüglich keine negativen Auswirkungen auf die Funktionalität des Schultergelenkes. In Anbetracht dieser Überlegungen sind die Ergebnisse unseres Kollektives gut zu erklären. In unserer Studie nimmt der exakte Rekonstruktionsgrad des Inklinationswinkels keinen messbaren Einfluß auf das klinische Outcome.

Der Parameter FG beschreibt den Abstand vom Tuberculum majus zum lateralen Acromionrand. Dieser korreliert mit dem relativen Constant Score mit +0,407 für  $p=0,067$ . Der Parameter FH misst den Abstand vom Tuberculum majus zum lateralen Rand des Korakoids. Hier zeigt sich ein Korrelationskoeffizient von +0,481 für  $p=0,027$ . Im Kontext der bisherigen biomechanischen Überlegungen, sind unsere Ergebnisse gut zu erklären. Abweichungen vom originalen Offset können zu unterschiedlichen Gelenkproblemen führen. Ein erhöhtes Offset erzeugt eine vermehrte Spannung des Weichteilmantels, wodurch Sehnenschäden an der Rotatorenmanschette begünstigt werden. Ebenso führt das „Overstuffing“ zu einem verminderten Bewegungsumfang [57,116]. Die erhöhte Weichteilspannung kann Glenoiderosionen begünstigen. Ein vermindertes Offset bedeutet eine zu geringe Weichteilspannung, sodass Gelenkinstabilitäten mit exzentrischen Glenoidbelastungen auftreten. Zudem besteht die Möglichkeit einer vermehrten Translation des Prothesenkopfes. Aus diesem Grund wäre auch ein inneres Impingement denkbar [59]. Grundsätzlich führt jegliche Veränderung des glenohumeralen Offsets zu einer Lageänderung des Rotationszentrums. Durch die daraus resultierenden veränderten muskulären Hebelkräfte entstehen unphysiologische Drehmomente der, am Oberarmkopf ansetzenden, Einheiten der Rotatorenmanschette [61].

Unsere Ergebnisse und Korrelationswerte der radiologischen Einzelparameter sind unter Berücksichtigung der biomechanischen Überlegungen adäquat erklärbar. In der multivariaten rückwärtsgerichteten Selektion unserer linearen Regressionsanalyse zeigten sich die Parameter FG, FH und BC gegenüber den anderen Kenngrößen als dominant. Diese drei Parameter sind indirekte (BC) oder direkte (FG, FH) Kenngrößen des glenohumeralen Offsets. Folglich sind die Punktwerte dieser drei Parameter zusammengefasst worden, wodurch die Qualität der Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) vergleichbar beurteilt werden konnte. In unserer Korrelationsanalyse mit dem Follow-Up-Wert des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zeigte sich ein sehr starker und hochsignifikanter Koeffizient von +0,814 für  $p=0,000$ . Basierend auf diesem Ergebnis nehmen wir an, dass die Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) das entscheidende Kriterium bei der Wiederherstellung der ursprünglichen Gelenkgeometrie darstellt. Zudem scheint es, als sei das glenohumerale Offset (ghO) ein starker und wichtiger Einflussfaktor für das klinische Outcome bei Patienten mit einer primären Omarthrose. Kellinghaus et al. [116] konnten ähnliche Zusammenhänge beobachten. In ihrem Studienkollektiv mit 41 Patienten waren postoperative Abweichungen des glenohumeralen Offsets von über fünf Millimeter mit einem schlechteren Constant Score verbunden. Aktuell existieren keine weiteren Studien, die sich mit dem Rekonstruktionsgrad des glenohumeralen Offsets (ghO) und dessen Einfluss auf die Funktionalität des Schultergelenkes befassen.

Des Weiteren haben wir die präoperative Qualität der Rotatorenmanschette berücksichtigt. Das funktionelle Ergebnis der anatomischen Schulterprothese ist im hohen Maße abhängig von der Qualität der Rotatorenmanschette [104,108]. Degenerativ Veränderungen können präoperativ über bildgebende Verfahren wie Computertomographie oder MRT aufgedeckt und differenziert werden. Hierbei kann der Grad der muskulären Degeneration über den „global fatty degeneration index“ (GFDI) bewertet werden. Der GFDI gilt als ein gutes und etabliertes Werkzeug zur Beurteilung der Integrität der Rotatorenmanschette im klinischen Alltag. Goutallier et al. [108] konnten in ihrer Arbeit teilweise Korrelationen zwischen dem Ausmaß der muskulären Degeneration und der klinischen Funktionalität beschreiben. So können aus einer höhergradigen fettigen Muskeldegeneration entsprechende Einschränkungen der Kraft und Beweglichkeit des Schultergelenkes resultieren. Wir analysierten in unserem Kollektiv mögliche Zusammenhänge zwischen der präoperativ bestandenen Integrität der Rotatorenmanschette und dem klinischen Outcome nach Implantation der Eclipse™-Prothese. Bei den Korrelationsanalysen des GFDI mit den entsprechenden Schulterfunktionsscores zeigten sich folgende Ergebnisse. So waren Korrelationskoeffizienten für den absoluten Constant Score von -0,406 für  $p=0,007$  und für den relativen Constant Score von -0,387 für  $p=0,010$  festzustellen. Der Simple Shoulder Test korrelierte mit -0,361 für  $p=0,017$ . Somit können wir die Beobachtungen von Goutallier et al



[108] bestätigen. In unserem Kollektiv korrelierte der präoperative GFDI auch mit dem postoperativen Bewegungsausmaß. Es zeigte sich ein Korrelationskoeffizient für die Subkategorie „ROM“ des Constant Scores mit  $-0,348$  für  $p=0,022$ . Unsere Ergebnisse bestätigen die, in der Literatur für anatomische Schaftprothesen berichtete, wesentliche Abhängigkeit des funktionellen klinischen Outcomes vom präoperativen Zustand der Rotatorenmanschette.

Aufgrund unserer Ergebnisse einzelner Einflussgrößen auf das klinische Outcome, führten wir zusätzlich eine lineare multivariate Regressionsanalyse durch. Hierbei wurde der Rekonstruktionsgrad des glenohumeralen Offsets (ghO) und der präoperative Status der Rotatorenmanschette berücksichtigt. Wir untersuchten die Einflussstärke der beiden Prädiktoren auf den alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score als Parameter für das klinische Outcome. Wir erreichten ein Bestimmtheitsmaß von  $0,659$ . In unserem Patientenkollektiv zeigte sich für das glenohumerale Offset (ghO) ein etwa doppelt so hoher Einfluss auf das klinische Ergebnis als für die Qualität der Rotatorenmanschette (GFDI). Dieses Ergebnis ist aus unserem retrospektiven Studiendesign und der Patientenselektion für die gewählte Prothesenart erklärbar. Die bei der OP-Indikation für die anatomische Eclipse™-Prothese formulierten Mindestanforderungen an die Qualität der Rotatorenmanschette bedingen eine präoperative Selektion des Patientengutes. Folglich besteht in unserem Patientenkollektiv mit 75 Prozent kleiner oder gleich 1 eine entsprechend geringe Bandbreite hinsichtlich der präoperativen Werte des „global fatty degeneration index“. Wir glauben, dass diese geringe Variation die Berechnungen unserer Prädiktoren beeinflusst hat.

Basierend auf den Ergebnissen der multivariaten Regressionsanalyse haben wir zunächst ein Vorhersagemodell, im Rahmen einer binär logistischen Regressionsanalyse, mit beiden Prädiktoren für das klinische Outcome entwickelt. Das klinische Outcome wurde als abhängige Variable über den Wert des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung definiert. Hier zeigte sich eine zu schwache prognostische Güte für die Kenngröße des GFDIs, sodass dieser Parameter für die weiteren Berechnungen nicht berücksichtigt wurde. Folglich haben wir in unserem Vorhersagemodell lediglich den Grad der Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) als prädiktiven Parameter für das klinische Outcome verwendet. Die binär logistische Regressionsanalyse erfordert eine Dichotomisierung dieses Parameters. Wir legten einen Grenzwert von 70 Prozentpunkten fest. Ein gutes klinisches Ergebnis war mit 70 oder mehr Prozentpunkten verbunden, ein schlechtes Ergebnis mit entsprechend weniger Prozentpunkten. Unter Annahme unseres Modells, war das Berechnen von patientenindividuellen Wahrscheinlichkeiten für das Erreichen eines positiven klinischen Ergebnisses möglich. Unter Berücksichtigung der Merkmale der „ROC-Kurve“ konnten wir einen weiteren Trennwert für

die patientenindividuellen Wahrscheinlichkeiten festlegen. Dieser wurde bei 22,3 Prozentpunkten gesetzt. Über diesen Grenzwert waren die Gütekriterien unseres Vorhersagemodells abzuleiten. Dabei zeigen sich eine Sensitivität von 100 Prozent und eine Spezifität von 83,3 Prozent. Zudem bestehen ein positiver prädiktiver Wert von 81,8 Prozent und ein negativ prädiktiver Wert von 100 Prozent. Unsere Modellgüte stellt sich mit einem Wert von 0,926 als sehr hoch dar. Unter Annahme unserer binär logistischen Regressionsanalyse können wir diverse wichtige Aussagen treffen. Basierend auf unserem Punktesystem zur Beurteilung des glenohumeralen Offsets (ghO) ist das zukünftige binäre klinische Outcome unter Beachtung der Gütekriterien sehr gut einzuschätzen. Dies bedeutet, dass anhand von postoperativen Röntgenaufnahmen eine fundierte Prognose über die Qualität des klinisch erreichbaren Ergebnisses möglich ist. Ebenso wären unter Berücksichtigung des negativ prädiktiven Wertes von 100 Prozent Indikationsstellungen für sofortige Revisionen denkbar. Wir denken, dass das glenohumerale Offset (ghO) das entscheidende Kriterium bei der Wiederherstellung der originalen Gelenkmorphologie darstellt. Ebenso sehen wir die exakte Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) als wesentlichen prognostischen Faktor für das klinische Outcome bei Patienten mit einer primären Omarthrose an. Im Rahmen unseres Studienkollektivs weist die Integrität der Rotatorenmanschette eine wohl vergleichsweise geringe prognostische Güte auf. Unser Vorhersagemodell kann unsere Hypothesen mit einem sehr hohen Gütemaß unterstreichen. Dennoch ist es erforderlich, die Qualität und Validität unseres Punktesystems zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghO) in weiteren klinischen Studien zu untersuchen. Zugleich kann die damit verbundene prognostische Aussagekraft überprüft werden.

Bei Patienten mit posttraumatischer Omarthrose untersuchten wir den Einfluss der posttraumatischen Deformierung in Form der bestehenden knöchernen Fehlstellung der humeralen Tuberkula auf das klinische Outcome. Wir verwendeten die von Tauber et. al [112] beschriebenen Kenngrößen „greater tuberosity offset“ (GTO) und „posterior offset“ (PO). Tauber et al. [112] konnten signifikante Korrelationen der beiden Messparameter mit dem klinischen Ergebnis nach Prothesenversorgung beobachten. Unsere Auswertungen können diese Beobachtungen nicht bestätigen. In unserem Patientenkollektiv zeigten sich keine klinisch nachvollziehbaren Korrelationen mit all unseren Schulterfunktionsscores (Constant Score, DASH Score, Simple Shoulder Test).

In unseren weiteren Auswertungen suchten wir nach negativ radiologischen Phänomenen in Form von periprothetischen Lysesäumen. Unser durchschnittlicher Nachuntersuchungszeitraum betrug 24 Monate. Wir konnten in unserem gesamten Patientenkollektiv keine periprothetischen Lysesäume erkennen. Brunner et al. [114] fanden bei 92,2 Prozent aller Patienten eine regelrechte Einheilung. Neun Patienten (3,9%) zeigten einen inkompletten Saum unter zwei Millimeter, fünf (2,4%) einen inkompletten Saum größer gleich zwei Millimeter, zwei (0,9%) einen kompletten Saum größer gleich zwei Millimeter und ein Patient (0,4%) eine Prothesenlockerung. Zudem waren teils Transparenzen der Knochenstruktur zwischen Schraube und kranialen Humeruskopf auffällig, welche als Entlastungsosteoporose gewertet wurden [114]. Bei der Eclipse™-Prothese wird ein Kalottenträger auf die Kortikalis der Resektionsfläche eingebracht. Der Kraftfluss wird dabei in die Kortikalis und nicht in die metaphysäre Spongiosa eingeleitet [183], wodurch Verminderungen der Knochendichte in Form einer Entlastungsosteoporose auftreten können. Die von Brunner et al. [114] beschriebenen Transparenzminderungen zeigten keine Progredienz und waren stets an einer charakteristischen Stelle zu finden, sodass eine abriebbedingte Osteolyse ausgeschlossen wurde. Habermeyer et al. [113] können weitere radiologische Ergebnisse präsentieren. Mit einem durchschnittlichen Follow-Up von 72 Monaten können sie die ersten mittelfristigen Daten über die metaphysär verankerte Eclipse™-Prothese vorweisen. Hierbei sind bei 41,3 Prozent aller Patienten eine altersunabhängige Abnahme der spongiösen Knochendichte registriert worden. Vier (5,1%) Patienten zeigten einen periprothetischen Lysesaum ohne Prothesenlockerung. Die radiologischen Ergebnisse hatten keinen Einfluss auf das klinische Ergebnis.

Aus dem Prothesendesign resultiert ein entsprechendes Anforderungsprofil an die Knochenqualität des proximalen Humerus. Unter Beachtung der von Ambacher et al. [70] formulierten Ausschlusskriterien muss die Indikation zur metaphysär verankerten Prothese kritisch geprüft werden. Barvencik et al. [75] konnten in ihrer Studie Zonen mit unterschiedlicher Knochendichte am proximalen Humerus detektieren. Bei der Fixierung des Prothesenkopfes durch die Hohlschraube werden hauptsächlich Zonen mit schwacher Knochendichte adressiert. Basierend auf dieser Kenntnis muss sich das Konzept der metaphysären Verankerung hinsichtlich der knöchernen Einheilung erst noch beweisen. Die ersten kurz- bis mittelfristigen Ergebnisse sind in diesem Zusammenhang als vielversprechend zu werten. Für eine abschließende Beurteilung müssen die noch ausstehenden Langzeitergebnisse abgewartet werden.

Ferner suchten wir auch nach Kalkarerosionen. Hierbei konnten bei neun Patienten Kalkarerosionen unterschiedlichen Ausmaßes gefunden werden. Durchschnittlich betrug die mediolaterale Ausschälung 8,7 Prozent des Prothesenkopfdurchmessers. Patienten mit einer Totalendoprothese weisen einen fast doppelt so hohen Anteil an Kalkarerosionen auf als Patienten ohne Glenoidversorgung. Es ist gut vorstellbar, dass ein künstlicher Glenoidersatz mit seinen entsprechenden Materialeigenschaften einen größeren Widerstand für die Kalkarregion des proximalen Humerus darstellt als das originale Glenoid. Aufgrund der geringen Fallzahlen konnte im durchgeführten Chi-Quadrat-Test kein signifikantes Ergebnis erzielt werden

#### **4.5 Subjektive Befragung**

Es wurden die Erwartungen der Patienten an die operative Versorgung mit einem künstlichen Schultergelenk erfragt. Hier wünschten sich 22 Patienten lediglich eine Verbesserung der Schmerzsituation, 27 Patienten erwarteten zusätzlich eine Steigerung des Bewegungsausmaßes. Des Weiteren bewerteten die Patienten das persönlich erreichte klinische Ergebnis in Bezug auf die eigens formulierten präoperativen Erwartungen. Dabei konnten überwiegend positive Ergebnisse erzielt werden. So sehen 69 Prozent der Patienten ihre Erwartungen als erfüllt oder gar übertroffen an. 31 Prozent der Patienten beschreiben ihre Erwartungen als nur teilweise erfüllt oder waren enttäuscht über das eigene klinische Ergebnis. Knapp 90 Prozent des gesamten Patientenkollektives würde sich erneut für die Implantation einer Eclipse™-Prothese entscheiden.

Die Antworten der Patienten decken sich mit den objektiv erhobenen klinischen Daten. Unsere hohe Anzahl an Komplikationen spiegelt sich in den 31 Prozent der Patienten wider, deren Erwartungen nicht ausreichend erfüllt werden konnten.

## 5 Zusammenfassung

In unsere klinische Beobachtungsstudie konnten wir insgesamt 49 Eclipse™-Prothesen einschließen und retrospektiv beurteilen. Die Nachuntersuchungszeiträume betragen zwischen 12 und 45 Monaten (24+/-11). Das Patientenalter lag zum Zeitpunkt der Operation zwischen 26 und 80 Jahren (59 +/- 10). An der Studie nahmen 19 weibliche und 29 männliche Patienten teil. Es wurden 22 Eclipse™-Prothesen aufgrund einer primären Omarthrose implantiert. Wegen einer posttraumatischen Omarthrose wurden ebenfalls 22 Eclipse™-Prothesen implantiert. Drei Eclipse™-Prothesen wurden aufgrund einer avaskulären Humeruskopfnekrose und zwei Eclipse™-Prothesen aufgrund einer postinfektiösen Omarthrose implantiert. Zu Beginn dieser klinischen Studie haben wir verschiedene Fragestellungen formuliert, deren Antworten wir im Folgenden zusammenfassen werden.

Der Vergleich unserer beiden Hauptdiagnosegruppen erbrachte bezüglich aller erhobenen klinischen Daten keine statistisch signifikanten Unterschiede. In der Auswertung des Constant Scores und des DASH Scores zeigen die Patienten mit einer primären Omarthrose die geringfügig besseren Ergebnisse. Sie erreichen einen absoluten Constant Score von 60,4 Punkten und einen alters- und geschlechtskorrelierten Wert von 74,7 Prozent. Dem gegenüber stehen Werte von 57,5 Punkten bzw. 72,0 Prozent bei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose. Im DASH Score zeigen die Patienten mit einer primären Omarthrosen einen Follow-Up Wert von 21,7 Punkten, Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose von 22,6 Punkten. Im Simple Shoulder Test weisen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung beide Patientengruppen einen mittleren Wert von 7,1 Punkten auf. In den aktiven Bewegungsprüfungen für Flexion, Abduktion und Aussenrotation zeigen die Patienten mit einer primären Omarthrose die geringfügig besseren Ergebnisse. Unsere Studiendaten entsprechen den Erfahrungen mit anatomischen schaftgeführten Prothesen [140,141,142,143,144]. In Anbetracht anderer klinischer Studien über die Eclipse™-Prothese [113-116] zeigen unsere Patienten mit einer primären Omarthrose schlechtere Resultate. Dies kann durch die hohe Komplikationsrate von 22,7 Prozent erklärt werden. Zudem registrierten wir bei den Patienten mit einer primären Omarthrose ein stark gehäuftes Auftreten von postoperativen Insuffizienzen der Rotatorenmaschette. Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose zeigten eine Komplikationsrate von 18,2 Prozent.

Ferner haben wir die Ergebnisse von Hemi- mit Totalendoprothesen im Constant Score verglichen. Sowohl in unserem Gesamtkollektiv, als auch in beiden Hauptdiagnosegruppen waren die Resultate von Totalendoprothesen denen von Hemiendoprothesen im Mittel überlegen. Statistisch signifikante Unterschiede waren nicht zu erheben. Totalendoprothesen erzielten zum Zeitpunkt des Follow-Up einen relativen Constant Score von 76,4 Prozent,

Patienten mit einer Hemiendoprothese einen mittleren Wert von 69,9 Prozent. Unsere Ergebnisse ergänzen die in vielen Publikationen beschriebene Tendenz der besseren klinischen Resultate von Totalendoprothesen. In vielen Studienarbeiten werden eine schlechtere Funktionalität, höhere Komplikationsraten und geringere Standzeiten für Hemiendoprothesen genannt [144,145,146,147,148,149,150,151].

Des Weiteren haben wir nach möglichen Einflussfaktoren für das klinische Outcome in Form des Constant-Score gesucht. Sowohl das Patientenalter zum Zeitpunkt der Operation als auch die betroffene Schulterseite zählten zu Variablen ohne relevanten Einfluss auf das klinische Ergebnis. Zudem haben wir die Ergebnisse in Abhängigkeit von der jeweiligen Glenoidklassifikation untersucht. Aufgrund der stark heterogen verteilten Fallzahlen waren keine statistisch signifikanten Unterschiede zu erheben. In unserer Studie waren die weiblichen Patienten mit 79,9 Punkten den männlichen Patienten mit 66,5 Punkten im alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score statistisch signifikant überlegen.

In unseren radiologischen Auswertungen zeigte unser eigens definierter Punktescore zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) eine starke und signifikante Korrelation mit dem klinischen Outcome in Form des Constant Scores. In der Einzelanalyse der fünf Parameter waren vor allem die Parameter FG, FH und BC dominant. Diese drei Parameter stellen indirekte und direkte Kenngrößen des glenohumeralen Offsets (ghO) dar und wurden folglich zusammengefasst. Hier zeigte sich eine extrem starke und hochsignifikante Korrelation mit dem Constant Score. Basierend auf diesem Ergebnis nehmen wir an, dass die Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) das entscheidende Kriterium bei der Wiederherstellung der ursprünglichen Gelenkgeometrie darstellt. Zudem scheint es, als sei das glenohumerale Offset (ghO) ein starker und wichtiger Einflussfaktor für das klinische Outcome bei Patienten mit einer primären Omarthrose.

Ferner haben wir die präoperative Qualität der Rotatorenmanschette über dem „global fatty degeneration index“ erfasst. Wir konnten signifikante und entgegen gerichtete Korrelationen mit dem Constant Score und dem Simple Shoulder Test zum Zeitpunkt des Follow-Up feststellen. Ebenso waren signifikante Korrelationen zwischen dem präoperativen GFDI und dem postoperativen Bewegungsausmaß in Form der Subkategorie „ROM“ des Constant Scores zu erkennen. Folglich können wir die Beobachtungen von Goutallier et al [108] bestätigen. In Anlehnung an unsere Ergebnisse glauben wir, dass die präoperativ bestehende Integrität der Rotatorenmanschette als eine wesentliche Einflussgröße für das klinische Outcome zu betrachten ist.

Im Rahmen einer binär logistischen Regressionsanalyse haben wir ein Vorhersagemodell erstellt. Hierbei haben wir den Rekonstruktionsgrad des glenohumeralen Offsets (ghO) als prädiktiven Parameter für das klinische Outcome verwendet. Das klinische Outcome wurde als abhängige Variable über den Wert des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung definiert. Unser Modell kann sehr hohe Gütekriterien aufweisen. Es zeigen sich eine Sensitivität von 100 Prozent und eine Spezifität von 83,3 Prozent. Zudem erreichen wir einen positiven prädiktiven Wert von 81,8 Prozent und einen negativ prädiktiven Wert von 100 Prozent. Unsere Modellgüte ist mit 0,926 sehr hoch. Folglich kann das binäre Outcome über den Grad der Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) sehr gut eingeschätzt werden. Anhand von postoperativen Röntgenaufnahmen war im Rahmen unseres Vorhersagemodells eine prognostische Aussage über die damit verbundene klinische Schulterfunktion möglich. Unter Berücksichtigung des negativ prädiktiven Wertes von 100 Prozent wären in diesem Zusammenhang ebenso Indikationsstellungen für sofortige Revisionen denkbar. Wir denken, dass das glenohumerale Offset (ghO) der entscheidende Parameter bei der Wiederherstellung der originalen Gelenkmorphologie darstellt. Ebenso sehen wir die exakte Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) als wesentlichen prognostischen Faktor für das klinische Outcome bei Patienten mit einer primären Omarthrose an. Als Parameter für die präoperative bestehende Integrität der Rotatorenmanschette weist der „global fatty degeneration Index“ eine in unseren Berechnungen geringe prognostische Güte auf. Dies kann durch das Phänomen des präselektionierten Patientenkollektives erklärt werden.

Bei Patienten mit einer posttraumatischen Omarthrose untersuchten wir den Einfluss einer bestehenden knöchernen Fehlstellung der humeralen Tuberkula auf das klinische Outcome nach endoprothetischer Gelenkversorgung. Hier konnten wir im Gegensatz zu Tauber et al. [112] keine relevanten Zusammenhänge erkennen.

Periprothetische Lysesäume im Sinne von Lockerungszeichen waren in unserer Studie mit relativ kurzem Nachbeobachtungszeitraum nicht zu erkennen. Da bei der Fixierung des Prothesenkopfes durch die Hohlschraube hauptsächlich Zonen mit schwacher Knochendichte adressiert werden [75], muss sich das Konzept der metaphysären Verankerung hinsichtlich der knöchernen Einheilung im Langzeitverlauf noch beweisen. Die ersten kurz- bis mittelfristigen Ergebnisse sind in diesem Zusammenhang als vielversprechend zu werten.

Bei 18 Prozent unserer Patienten waren Kalkarerosionen unterschiedlichen Ausmaßes zu finden. Patienten mit einer Glenoidversorgung zeigten einen fast doppelt so hohen Anteil als Patienten mit einer Hemiendoprothese. Einen Einfluß auf das klinische Ergebnis konnten wir

durch dieses radiologische Phänomen nicht finden. Ob diese Erosionen progredient sind und eventuell klinische Relevanz erlangen, sollte in einer mittelfristigen Folgeanalyse an unserem Patientenkollektiv in der Zukunft nochmals überprüft werden.

Wir konnten bei insgesamt elf Patienten (22%) verschiedenartige Komplikationen feststellen. Diese lassen sich größtenteils in zwei Kategorien einteilen. Einerseits bestanden Glenoidkomplikationen, andererseits waren es Insuffizienzen der Rotatorenmanschette. Prothesenspezifische Komplikationen waren nicht zu erkennen. Der in unserer Studie vergleichsweise hohe Anteil an Komplikationen kann durch die große Anzahl von sekundären Pfannenerosionen erklärt werden. Die sekundären Glenoiderosionen traten in Abhängigkeit von der präoperativ bestandenen Pfannenkonfiguration in unterschiedlicher Häufigkeit auf. Unter den primären Omarthrosen konnten wir bei allen Patienten mit Insuffizienzen der Rotatorenmanschette ein postoperativ individuell erhöhtes glenohumerales Offset nachweisen. Aufgrund der im Verlauf aufgetreten Komplikationen mussten zehn von 49 Schultergelenken revidiert werden. Dies entspricht einer Rate von 22,4 Prozent. 50 Prozent aller revidierten Schultergelenke basierten auf Problemen der Rotatorenmanschette.

Zusammenfassend komplettieren die Ergebnisse unserer klinischen Studienarbeit die bisherigen Erkenntnisse und Erfahrungen mit der Eclipse™-Prothese als Vertreter der metaphysär verankerten anatomischen Schulterprothesen. Basierend auf den bisherigen kurz- bis mittelfristigen Ergebnissen darf sie als eine gute und sichere Alternative gegenüber herkömmlichen anatomischen Schaftprothesen bei diversen Schulterarthropathien angesehen werden.

Ferner zeigt unsere klinische Studie, dass die exakte Rekonstruktion des glenohumeralen Offsets (ghO) einen wesentlichen prognostischen Faktor für das klinische Outcome bei Patienten mit der endoprothetischen Versorgung einer primären Omarthrose mittels anatomischer Prothese darstellt. Je einfacher, zuverlässiger und reproduzierbarer ein Prothesendesign die Wiederherstellung dieses anatomischen Parameters ermöglicht, desto wahrscheinlicher ist ein gutes klinisches Ergebnis vorhersagbar.



## 6 Literaturverzeichnis

- [8] Aldinger P, Raiß P, Rickert M, Loew M (2010), Complications in shoulder arthroplasty an analysis of 485 cases, *International Orthopaedics*; 34:517–524.
- [70] Ambacher T (2013), Möglichkeiten und Grenzen der schafffreien Oberarmkopfprothese, *Der Orthopäde*; 42:495–500.
- [54] Ambacher T, Franke S (2012), Schafffreier Kopfersatz: Übersicht der aktuellen Implantate, *Obere Extremität*; 7(1):6–10.
- [134] Antuña SA, Sperling JW, Sanchez-Sotelo J, Cofield RH (2002), Shoulder arthroplasty for proximal humeral malunions: long-term results, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11:122–129.
- [4] Athwal GS, Sperling JW, Rispoli DM, Cofield RH (2009), Periprosthetic humeral fractures during shoulder arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 91:594-603.
- [81] Barth J, Burkhart S, De Beer J (2006), The Bear-Hug Test: A New and Sensitive Test for Diagnosing a Subscapularis Tear, *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*; 22(10):1076-1084.
- [75] Barvencik, Gebauer, Beil, Vettorazzi, Mumme, Rupprecht, Pogoda, Wegscheider, Rueger, Puschel, Amling (2009), Age- and Sex-Related Changes of Humeral Head Microarchitecture: Histomorphometric analysis of 60 Human Specimens, Published online 23 July 2009 in Wiley InterScience ([www.interscience.wiley.com](http://www.interscience.wiley.com)) DOI 10.1002/jor.20957.
- [95] Beaton DE, Katz JN, Fossel AH, Wright JG, Tarasuk V, Bombardier C (2001), Measuring the whole or the parts? Validity, reliability, and responsiveness of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand outcome measure in different regions of the upper extremity, *Journal of Hand Therapy*; 14(2):128-146.
- [98] Beaton DE, Richards RR (1996), Measuring shoulder function: A cross-sectional comparison of five different questionnaires, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 78(6):882-90.
- [15] Bell SN, Coghlan JA (2014), Short stem shoulder replacement, *International Journal of Shoulder Surgery*; 8(3):72-75.

- [136] Beredjikian PK, Iannotti JP, Norris TR, Williams GR (1998), Operative treatment of malunion of a fracture of the proximal aspect of the humerus, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 80:1484–1497.
- [29] Bergman G (1987), Biomechanics and pathomechanics of the shoulder joint with reference to prosthetic joint replacement, In: Koelbel R(Hrsg.) *Shoulder replacement*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S.42 ff.
- [130] Berth A, Pap G (2013), Stemless shoulder prosthesis versus conventional anatomic shoulder prosthesis in patients with osteoarthritis, *Journal of Orthopaedics and Traumatology*; 14:31–37.
- [94] Boehm TD, Müller T, Rehwald C, Gohlke F, Barthel T, Eulert J (1997), Age and sex related Constant Murely Score, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 6:194.
- [2] Bohsa li KI, Wirth MA, Rockwood Jr.CA (2006), Complications of total shoulder arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 88(10): 2279-2292.
- [62] Boileau P, Avidor C, Krishnan SG, Walch G, Kempf JF, Molé D (2002), Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11:351–359.
- [16] Boileau P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C (2006), Proximal humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty, *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 442:121-130.
- [26] Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, Walch G (2006), Arthroplasty of the shoulder, *Bone and Joint Journal*; 88-B no.5:562-575.
- [144] Boileau P, Sinnerton RJ, Chuinard C, Walch G (2006), Arthroplasty of the shoulder, *Bone and Joint Journal*; 88-B no.5:562-575.
- [172] Boileau P, Trojani C, Walch G, Krishnan SG, Romeo A, Sinnerton R (2001), Shoulder arthroplasty for the treatment of the sequelae of fractures of the proximal humerus, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 10:299-308.

- [21] Boileau P, Walch G (1997), The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design, *Journal of Bone and Joint Surgery Br*; 79: 857–865.
- [43] Boileau P, Walch G (1998), Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. In: Walch G, Boileau P (Hrsg.) *Shoulder arthroplasty*, Heidelberg, Springer, S.69-82.
- [41] Boileau P, Walch G (1999), Normal and pathological anatomy of the glenoid: Effects on the design, preparation and fixation of the glenoid component, In: Walch G, Boileau P (Hrsg.) *Shoulder arthroplasty*, Springer, Berlin-Heidelberg, S.127-140.
- [76] Boileau P, Walch G, Trojani C, Sinnerton R, Romeo A, Veneau B (1999), Sequelae of fractures of the proximal humerus: surgical classification and limits of shoulder arthroplasty, In: Walch G, Boileau P (Hrsg.), *Shoulder Arthroplasty*, Springer, Berlin Heidelberg New York; S.349–358.
- [164] Bosch U, Skuttek M, Fremerey RW, Tscherne H (1998), Outcome after primary and secondary hemiarthroplasty in elderly patients with fractures of the proximal humerus, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 7:479-84.
- [176] Brems JJ (2002), Complications of shoulder arthroplasty: infections, instability, and loosening, *Instructional Course Lectures*; 51:29-39.
- [92] Brinker MR, Cuomo JS, Popham GJ, O'Connor DP, Barrack RL (2002), An examination of bias in shoulder scoring instruments among healthy collegiate and recreational athletes, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11(5):463-469.
- [110] Brunner UH (2006), Ergebnisse des 13. Jahreskongresses der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie vom 23. bis 24. Juni 2006, In: Brunner UH (Hrsg.), *Spezialgebiete aus der Schulter und Ellenbogenchirurgie 2*, Steinkopffverlag Darmstadt, S.63-92.
- [157] Brunner UH (2015), Lebensalter und Aktivität – Hemi versus Total?, *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 23.10.2015.

- [1] Brunner UH, Fruth M, Rueckl K, Magosch P, Tauber M, Resch H, Habermeyer P (2012), Die schafftfreie Eclipse-Prothese, Indikationen und mittelfristige Ergebnisse, Obere Extremität, 7: 22-28.
- [114] Brunner UH, Fruth M, Rueckl K, Magosch P, Tauber M, Resch H, Habermeyer P (2012), Die schafftfreie Eclipse-Prothese, Indikationen und mittelfristige Ergebnisse, Obere Extremität, 7: 22-28.
- [103] Brunner UH, Köhler S (2007), Schulterendoprothetik bei posttraumatischen Deformitäten durch Frakturfolgen, Der Orthopäde; 36:1037–1049.
- [156] Carroll RM, Izquierdo R, Vazquez M, Blaine TA, Levine WN, Bigliani LU (2004), Conversion of painful hemiarthroplasty to total shoulder arthroplasty: long-term results, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 13:599-603.
- [5] Chin PY, Sperling JW, Cofield RH, Schleck C (2006), Complications of total shoulder arthroplasty: are they fewer or different?, Journal of Shoulder and Elbow Surgery; 15:19-22.
- [53] Churchill S (2014), Stemless shoulder arthroplasty: current status, Journal of Shoulder and Elbow Surgery; 23:1409-1414.
- [11] Cil A, Veilette CJ, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Schleck C, Cofield RH (2009), Revision of the humeral component for aseptic loosening in arthroplasty of the shoulder, Journal of Bone and Joint Surgery Br; 91(1):75-81.
- [33] Cofield RH (1978), Unconstrained total shoulder prostheses, Clinical Orthopaedics; 173: 97-108.
- [141] Cofield RH (1984), Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis, Journal of Bone and Joint Surgery Am; 66:899-906.
- [90] Constant CR (1991), Assessment of shoulder function, Der Orthopäde, 20(5):289-294.
- [88] Constant CR, Gerber C, Emery RJ, Sojbjerg JO, Gohlke F, Boileau P (2008), A review of the Constant score: Modifications and guidelines for its use, Journal of Shoulder and Elbow Surgery; 17(2):355–361.

[87] Constant CR, Murley AH (1987), A clinical method of functional assessment of the shoulder, *Clinical Orthopaedics*; 214:160-164.

[52] Copeland S (2006), The continuing development of shoulder replacement: „reaching the surface“, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 88:900–905.

[60] Dee DT, Yang BY, McMahon PJ, Lee TQ (2001), Effects of malaligning posterior offset of the humerus: A cadaveric study of shoulder hemiarthroplasty, *Proceedings of the 68th annual meeting AAOS, San Fransisco*.

[170] Demirhan M, Kilicoglu O, Altinel L, Eralp L, Akalin Y (2003), Prognostic factors in prosthetic replacement for acute proximal humerus fractures, *Journal of Orthopaedics and Traumatology*; 81-8./88-9.

[96] Department of Orthopaedics and Sportmedicine, University of Washington (2011) The Simple Shoulder Test, In: <http://www.orthop.washington.edu/?q=patient-care/articles/shoulder/simple-shoulder>, Zugriff am: 15.06.2016.

[3] Deshmukh AV, Koris M, Zurakowski D, Thornhill TS (2005), Total shoulder arthroplasty: long term survivorship, functional outcome and quality of life, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 14(5):471-479.

[34] Dines DM, Bisson LJ (1997), Modular total shoulder arthroplasty indications, surgical considerations and results, *Seminars in Arthroplasty*; 8:292-303.

[137] Dines DM, Warren RF, Altchek DW, Moeckel B (1993), Posttraumatic changes of the proximal humerus: malunion, nonunion, and osteonecrosis, Treatment with modular hemiarthroplasty or total shoulder arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 2:11-21.

[131] Duquin T, Jacobson JA, Sanchez-Sotelo J, Sperling JW, Cofield RH (2012), Unconstrained Shoulder Arthroplasty for Treatment of Proximal Humeral Nonunions, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 94:1610-7.

[154] Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, NÉmoz C, Walch G (2003), Comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: Results of a multicenter study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Board of Trustees*; 1058-2746/2003.

- [145] Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileua P, Némoz C, Walch G (2003), Comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: Results of a multicenter study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Board of Trustees; 1058-2746/2003.
- [6] Farnig E, Zingmond D, Krenek L, Soohoo NF (2011), Factors predicting complications rates after primary shoulder arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 20:557-563.
- [178] Favre P, Moor B, Gerber C (2008), Influence of component positioning in conventional total shoulder arthroplasty, *Clinical Biomechanics (Bristol Avon)*; 23:175-183.
- [66] Friedman RJ (1994), Biomechanics and design of shoulder arthroplasties, In: Friedman RJ (Hrsg.), *Arthroplasty on the shoulder*, Thieme, Stuttgart New York; S.27–40.
- [111] Galatz LM, Iannotti JP (2000), Management of surgical neck nonunions, *Orthopaedic Clinics of North America*; 31:51–61.
- [146] Gartsman GM, Roddey TS, Hammerman SM (2000), Shoulder arthroplasty with or without resurfacing of the glenoid in patients who have osteoarthritis, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 82:26-34.
- [91] Gerber C, Arneberg O (1992), Measurement of abductor strength with an electrical device (Isobex), *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 2:S6.
- [79] Gerber C, Hersche O, Farron A (1996), Isolated rupture of the subscapularis tendon, Results of operative repair, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 78A:1015–1023.
- [80] Gerber C, Krushell RJ (1991), Isolated tears of the subscapularis muscle, Clinical features in sixteen cases, *Journal of Bone and Joint Surgery Br*; 73B:389–394.
- [55] Gerhardt C, Stein V, Greiner S, Scheibel M (2012), Schafffreier Humeruskopfersatz: Probleme, Fallstricke und Grenzen des Verfahrens, *Obere Extremität* ; 7(1):17–21.
- [73] Geurts GF, Riet RP van, Jansen N, Declerq G (2010), Placement of the stemless humeral component in the Total Shoulder Evolutive System (TESS), *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*; 14(4):214–217.

- [120] Godenèche A, Boileau P, Favard L, Le Huec JC, Walch G (2002), Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder: Early results of 268 cases, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* Board of Trustees; 1058-2746.
- [166] Godenèche A, Boileau P, Favard L, Le Huec JC, Walch G (2002), Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder: Early results of 268 cases, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* Board of Trustees; 1058-2746.
- [158] Gohlke F (2015), Glenoiddefekte – von E2 bis C – anatomisch oder invers? *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 23.10.2015.
- [169] Goldman RT, Koval K, Cuomo F, Gallagher MA, Zuckermann JD (1995), Functional outcome after humeral head replacement for acute three- and four-part proximal humeral fractures, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Board of Trustees; 1058-2746/95.
- [173] Gonzalez JF, Alami GB, Baque F, Walch G, Boileau P (2011), Complications of unconstrained shoulder prostheses, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 20:666-682.
- [108] Goutallier D, Bernageau J, Patte D (1990), Assessment of the trophicity of the muscles of the ruptured rotator cuff by CT scan, In: Post M, Morrey BF, Hawkins RJ (Hrsg.), *Surgery of the shoulder*, St. Louis; S.11-3.
- [109] Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1994), Fatty muscle degeneration in cuff ruptures: pre and post operative evaluation by CT scan, *Clinical Orthopaedics*; 304:78-83.
- [107] Goutallier D, Postel JM, Gleyze P, Lequilloux P, Driessche van S (2003), Influence of cuff muscle fatty degeneration on anatomic and functional outcomes after simple suture of full-thickness tears, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 12(6):550-554.
- [89] Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J (1990), Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane, *The American Journal of Sports Medicine*; 18(2):124-128.
- [28] Grifka J, Kuster M (2011), In: Grifka, Kuster (Hrsg.) *Orthopädie und Unfallchirurgie*, S. 478-486.

- [17] Habermeyer P (1999), Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulterendoprothetik, *Der Unfallchirurg*; 102:668-683.
- [93] Habermeyer P (2002), Schulterdokumentation und Bewertung, In: Habermeyer P (Hrsg.), *Schulterchirurgie*, Band 3, München & Jena, Urban & Fischer Verlag; S.63-69.
- [19] Habermeyer P (2010), Operationsanleitung der Eclipse™-Prothese der Firma Arthrex, In: <https://www.arthrex.com/de/schulter/eclipse-technik>, Zugriff 14.06.2016.
- [44] Habermeyer P, Engel G (2002), Endoprothetik, In: Habermeyer P (Hrsg) *Schulterchirurgie*, Urban & Fischer, München Jena, S.497–553.
- [18] Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P (2010), Standardendoprothetik, Fünfte Generation – schafffreie Humeruskopfprothesen. In: Habermeyer P (Hrsg). *Schulterchirurgie*. Heidelberg, Urban & Fischer, S. 655ff.
- [72] Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P et al. (2004), Schulterendoprothetik - Operatives Management, *Der Unfallchirurg*; 107:1008–1025.
- [113] Habermeyer P, Lichtenberg S, Tauber M, Magosch P (2015), Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 1-10.
- [113] Habermeyer P, Lichtenberg S, Tauber M, Magosch P (2015), Midterm results of stemless shoulder arthroplasty: a prospective study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 1-10.
- [147] Haines JF, Trail IA, Nuttall D, Birch A, Barrow A (2006), The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder, *Journal Of Bone and Joint Surgery Br*; 88:496-501.
- [124] Haines JF, Trail IA, Nuttall D, Birch A, Barrow A (2006), The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder, *Journal of Bone and Joint Surgery Br*; 88-B:496-501.
- [57] Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA III (1995), The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 77:555-63.



- [179] Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Lippitt SB, Matsen FA III (1995), The effect of articular conformity and the size of the humeral head component on laxity and motion after glenohumeral arthroplasty. A study in cadavera, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 77:555-63.
- [148] Hasan SS, Leith JM, Campbell B, Kapil R, Smith KL, Matsen FA (2002), Characteristics of unsatisfactory shoulder arthroplasties, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11:431-41.
- [105] Heers G, Grifka J (2001), Biomechanische Überlegungen zur Schultergelenk-endoprothetik, *Der Orthopäde*; 30:346-353.
- [84] Hertel R, Ballmer FT, Lambert SM, Gerber C (1996), Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 5:307–313.
- [23] Hertel R, Knothe U, Ballmer FT (2002), Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11:331–338.
- [67] Homepage der Firma Arthrex, In: <http://www.arthrex.com/tags/glenoid>, Zugriff 23.09.2014.
- [56] Homepage der Firma Biomet, in <http://www.biomet.de/de-patients/de-patients-shoulderreplacement>, Zugriff 25.09.2014.
- [51] Homepage der Firma Biomet, in [www.biomet.de/de-patients/de-patients-shoulderreplacement](http://www.biomet.de/de-patients/de-patients-shoulderreplacement), Zugriff 15.09.2014.
- [45] Homepage der Firma Zimmer, Anatomical Shoulder System, In: <http://www.zimmer.com/en-US/hcp/shoulder/product/anatomical-shoulder-system.jsp>, Zugriff vom 25.09.2014.
- [121] Huguet D, DeClercq G, Rio B, Teissier J, Zipoli B (2010), Results of a new stemless shoulder prosthesis: radiologic proof of maintained fixation and stability after a minimum of three years follow-up, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 19(6):847-52.
- [22] Ianotti J, Gabriel J, Schneck S, Evans B, Misra S (1992), The normal glenohumeral relationships: an anatomical study of one hundred and forty shoulders, *Journal of Bone and Joint Surgery*; 74-A.

- [160] Ianotti JP, Norris TR (2003), Influence of Preoperative Factors on Outcome of Shoulder Arthroplasty for Glenohumeral Osteoarthritis *Journal of Bone and Joint Surgery*; 85-A(2):251-8.
- [133] Jacobson JA, Duquin T, Sanchez-Sotelo J, Schleck CD, Sperling JW, Cofield RH (2014), Anatomic shoulder arthroplasty for treatment of proximal humerus malunions, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Board of Trustees; 1058-2746.
- [86] Jester A, Harth A, Germann G (2008), "The Disability of Arm, Shoulder and Hand"-Fragebogen, *Trauma und Berufskrankheit*; 10(3):381-383.
- [58] Jobe CM, Iannotti JP (1995), Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 4: 281–285.
- [47] Jónsson E, Egund N, Kellyl, Rydholm U, Lidgren L (1986), Cup arthroplasty of the rheumatoid shoulder, *Acta Orthopaedica Scandinavica*; 57:542-6.
- [163] Kabir K, Burger C, Fischer P, Weber O, Florczyk A, Goost H, Rangger C (2009), Health status as an important outcome factor after hemiarthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 18:75-82.
- [74] Kadum B, Mafi N, Norberg S, Sayed-Noor AS (2011), Results of the Total Evolutive Shoulder System (TESS): a single centre study of 56 consecutive patients, *Archives of Orthopaedics and Trauma Surgery*; 131(12):1623–1639.
- [65] Karduna AR, Williams GR, Williams JL (1997), Glenohumeral joint translations before and after total shoulder arthroplasty: A study in cadaver, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 79:1166–1174.
- [116] Kellinghaus, Narisi J, Schneider T (2013), Prothesendesign, Biomechanik und mittelfristige Ergebnisse einer schafffreien Schulterprothese, *Deutscher Ärzteverlag OUP*; 2/10.
- [38] König F (1914), Über die Implantation von Elfenbein zum Ersatz von Knochen und Gelenke, *Bruns Beitr Klin Chir*, 85: 613-18.

[32] Kunz C, Hagena FW (2002), Endoprothesenatlas Schulter und Ellenbogen, Georg Thieme Verlag Stuttgart.

[50] Levy O, Copeland SA (2004), Cementless surface replacement arthroplasty (Copeland CSRA) for osteoarthritis of the shoulder, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 13: 266–271.

[69] Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P et al. (2007), Ein neuer zement- und schafftfreier Humeruskopfersatz: Experimentelle Testung und erste klinische Ergebnisse, Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 71. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 93. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, 48. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie. Berlin, 24.-27.10.2007.

[20] Liem D, Marquardt D, Witt KA, Steinbeck (2007), Schulterendoprothetik – Biomechanik und Design, *Der Orthopäde*; 36:1027–1036.

[97] Lippitt DT, Harryman DT II, Matsen FA (1993), A practical tool for evaluating function: the Simple Shoulder Test. In *The Shoulder: A balance of mobility and stability*, The American Academy of Orthopaedic Surgeons; 501-518.

[31] Lippitt S, Matsen F (1993), Mechanisms of glenohumeral joint stability, *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 291:20–28.

[14] Loew M, Löhrl J (2010) Spätkomplikationen. In: Loew M (Hrsg) *AE-Manual der Endoprothetik Schulter*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 241–250.

[49] Löhrl J, Loew M (2010) Revisionen und Wechsel. In: Loew M (Hrsg) *AE-Manual der Endoprothetik Schulter*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 251–263.

[13] Löhrl J, Loew M (2010) Revisionen und Wechsel. In: Loew M (Hrsg) *AE-Manual der Endoprothetik Schulter*. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 251–263.

[37] Lugli T (1978), Artificial shoulder joint by Péan (1893), *Clinical Orthopaedics*, 133: 215-18.

[68] Magosch P, Habermeyer P, Bachmaier S, Metcalfe N (2012), Biomechanische Grundlagen des metaphysär verankerten Humeruskopfersatzes, *Obere Extremität*; 7:11–16.

- [183] Magosch P, Habermeyer P, Bachmeier S, Metcalfe N (2012), Biomechanische Grundlagen des metaphysär verankerten Humeruskopfersatzes, *Obere Extremität*; 7(1): 11-16.
- [129] Maier M, Lauer S, Klotz M, Bühlhoff M, Spranz D, Zeifang F (2015), Are there differences between stemless and conventional stemmed shoulder prostheses in the treatment of glenohumeral osteoarthritis?, *BMC Musculoskeletal Disorders*; 16:275.
- [27] Mallon WJ, Brown HR, Vogler JB, Martinez S (1992), Radiographic and geometric anatomy of the scapula, *Clinical Orthopaedics*; 277:142–154.
- [142] Mansat M, Blazy O, Mansat P (1995), Omarthroses centre´es, *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*; 81(Suppl II):106-8.
- [132] Mansat P, Guity M, Bellumore MD, Mansat M (2004), A Shoulder arthroplasty for late sequelae of proximal humeral fractures, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Board of Trustees; 1058-2746/2004.
- [139] Matis N, Ortmaier R, Moroder P, Resch H, Auffarth A (2015), Posttraumatische Arthrose des Glenohumeralgelenks, Von der Teil- bis zur inversen Prothese, *Der Unfallchirurg*; 118:592–600.
- [9] Matsen FA III, Iannotti JP, Rockwood CA Jr. (2003), Humeral fixation by press-fitting of a tapered metaphyseal stem: a prospective radiographic study, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 85-A:304–308.
- [64] Matsen FA III, Lippitt SB, Sidles JA, Harryman DT (1994), Practical evaluation and management of the shoulder, WB Saunders, Philadelphia; S.51-221.
- [59] Matsen FA III, Rockwood CA Jr., Wirth MA, Lippitt SB (1998), Glenohumeral arthritis and its management, In: Rockwood CA, Matsen FA III, *The shoulder*, Philadelphia, S.840–964.
- [99] Matsen FA, Smith KL (1998), Effectiveness evaluation and the shoulder, In: Rockwood CA, Matsen FA (Hrsg.), *The Shoulder*, Philadelphia, Saunders; S.1313-1339.

- [82] McFarland EG (2006), Examination of the Shoulder: The Complete Guide, In: Edward G. McFarland (Hrsg.), Thieme Medical Publishers, S.145ff.
- [42] Moeckel BH, Dines DM, Warren RF, Altchek DW (1992), Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74:884–889.
- [104] Moineau G, McClelland WB Jr., Trojani C, Rumian A, Walch G, Boileau P (2012), Prognostic Factors and Limitations of Anatomic Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Posttraumatic Cephalic Collapse or Necrosis (Type-1 Proximal Humeral Fracture Sequelae), *Journal of Bone and Joint Surgery*; S.2186-2194.
- [167] Movin T, Sjöden GO, Ahrengart L (1998), Poor function after shoulder replacement in fracture patients. A retrospective evaluation of 29 patients followed for 2-12 years, *Acta Orthop Scandinavica*; 69: 392-6.
- [100] Müller K-P (2000), Ebene Darstellung räumlicher Objekte, In: Müller K-P (Hrsg.), *Raumgeometrie*, Springer Fachmedien Wiesbaden; S.26-61.
- [10] Nagels J, Stokdijk M, Rozing PM (2003), Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 12:35–39.
- [40] Neer CS II (1955), Articular replacement for the humeral head, *Journal of Bone and Joint Surgery*; 37-A: 215-28.
- [143] Neer CS II, Watson KC, Stanton FJ (1982), Recent experience in total shoulder replacement; *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 64:319-37.
- [127] Norris T, Iannotti JP (2002), Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: A multicenter study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees* 1058-2746/2002.
- [138] Norris TR, Green A, McGuigan FX (1995), Late prosthetic shoulder arthroplasty for displaced proximal humerus fractures, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 4:271-80.
- [7] Norris TR, Iannotti JP (2002), Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: A multicenter study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 11:130-135

[180] Nyffeler RW, Sheikh R, Gerber C (2004), Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction: An in vitro study, *Journal of Bone and Joint Surgery*; 86A:575-80.

[118] Ohl X, Nérot C, Saddiki R, Dehoux E (2010), Shoulder hemi arthroplasty radiological and clinical outcomes at more than two years follow-up, *Dehoux Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*; 96:208—215.

[177] Parsons IM 4th, Millett PJ, Warner JJ (2004), Glenoid wear after shoulder hemiarthroplasty: quantitative radiographic analysis, *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 421:120-5.

[149] Parsons IM 4th, Millett PJ, Warner JJ (2004), Glenoid wear after shoulder hemiarthroplasty: quantitative radiographic analysis, *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 421:120-5.

[85] Paternostro-Sluga T, Grim-Stieger M, Posch M, Schuhfied O, Vacuriu G, Mittermaier C, Bittner C, Fialka-Moser V (2008), Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy, *Journal of Rehabilitation Medicine*; 40(8):665-71.

[36] Péan JE (1973), On prosthetic methods intended to repair bone fragments, *Clinical Orthopaedics*, 94: 4-7.

[61] Pearl ML, Kurutz S (1999), Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 815: 660–671.

[25] Pearl ML, Volk AG (1996), Coronal plane geometry of the proximal humerus relevant to prosthetic arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 54: 320–326.

[161] Pfahler M (2013), Glenoidersatz bei Omarthrose: Indikation, Technik, Ergebnisse und neue Entwicklungen, *Der Orthopäde*; 42:516–521.

[150] Pfahler M, Jena F, Neyton L, Sirveaux F, Molé D (2006), Hemiarthroplasty versus total shoulder prosthesis: results of cemented glenoid components, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 15:154-63.

- [140] Pfahler M, Meier K, Anetzberger H, Schulz CU (2009), An evaluation of the use of an anatomical third generation shoulder prosthesis in 102 patients, *Acta Chirurgica Belgica*; 109:86-92.
- [152] Radnay C, Setter K, Chambers L, Levine W, Bigliani L, Ahmad C (2007), Total shoulder replacement compared with humeral head replacement for the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: A systematic review 2007, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Board of Trustees, 1058-2746/2007.
- [151] Radnay CS, Setter KJ, Chambers L, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS (2007), Total shoulder replacement compared with humeral head replacement for the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: a systematic review, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16:396-402.
- [125] Raiss P, Aldinger PR, Kasten P, Rickert P, Loew M (2008), Total shoulder replacement in young and middle-aged patients with glenohumeral osteoarthritis, *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*; doi:10.1302/0301.
- [122] Raiss P, Edwards T, Deutsch A, Shah A, Bruckner TH, Loew M, Boileau P, Walch G (2014), Radiographic Changes Around Humeral Components in Shoulder Arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery*; 96:e54(1-9).
- [181] Raiss P, Edwards TB, Deutsch A, Shah A, Bruckner T, Loew M, Boileau P, Walch G (2014), Radiographic changes around humeral components in shoulder arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 96:e54.
- [12] Raiss P, Pape G, Becker S, Rickert M, Loew M (2010), Der zementfreie Oberflächenersatz des Humeruskopfes bei Patienten unter 55 Jahren, *Der Orthopäde*; 39:201–208.
- [128] Razmjou H, Holtby R, Christakis M, Axelrod T, Richards (2013), Impact of prosthetic design on clinical and radiologic outcomes of total shoulder arthroplasty:a prospective study, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 22:206-214.
- [162] Rhee PC, Sassoon AA, Schleck CD, Harmsen WS, Perling JW, Cofield RH (2011), Revision total shoulder arthroplasty for painful glenoid arthrosis after humeral head replacement: the posttraumatic shoulder *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 20:1255–1264.

- [171] Robinson CM, Page RS, Hill RM, Sanders DL, Court-Brown CM, Wakefield AE (2003), Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures, *Journal of Bone and Joint Surgery*; 85-A:1215-23.
- [48] Rydholm U, Sjögren J (1993), Surface replacement of the humeral head in the rheumatoid shoulder, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 2:286-957.
- [101] Samilson RL, Prieto V (1983), Dislocation arthropathy of the shoulder, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 65:456-460.
- [135] Scheibel M, Bartl C, Magosch P, Lichtenberg S, Habermeyer P (2004), Osteochondral autologous transplantation for the treatment of full-thickness articular cartilage defects of the shoulder, *Journal of Bone and Joint Surgery Br*; 86:991–997.
- [83] Scheibel M, Habermeyer P (2005), Aktuelle klinische Untersuchung der Schulter, *Der Orthopäde*; 34:267–284.
- [168] Schmal H, Klemt C, Südkamp NP (2004), Evaluation of shoulder arthroplasty in treatment of four-fragment fractures of the proximal humerus, *Der Unfallchirurg*; 107:575-82.
- [115] Schoch C, Huth J, Aghajev E, Bauer G, Mauch F (2011), Die metaphysär verankerte Prothese bei posttraumatischer und primärer Omarthrose: Kurzfristige Ergebnisse, *Obere Extremität*; 6:275–281.
- [30] Schünke M, Schulte E, Schumacher U (2005), Obere Extremität: Knochen, Bänder und Gelenke, In: Schünke M, Schulte E, Schumacher (Hrsg.), *Prometheus, Anatomieatlas*, Georg Thieme Verlag, Seite 236-385.
- [182] Singh JA, Sperling JW, Cofield RH (2011), Revision surgery following total shoulder arthroplasty: Analysis of 2588 shoulders over three decades, *Journal of Bone and Joint Surgery Br*; 93:1513-15-17.
- [155] Sperling JW, Cofield RH (1998), Revision total shoulder arthroplasty for the treatment of glenoid arthrosis, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 80:860-7.
- [46] Steffee AD, Moore S (1984), Hemi-resurfacing arthroplasty of the rheumatoid shoulder, *Contemporary Orthopaedics*, 9:51-59.



- [159] Steinbeck (2015), Glenoidersatz – zementiert, metal backed oder konvertierbar – pro und contra! Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 23.10.2015.
- [165] Tanner MW, Cofield RH (1983), Prosthetic arthroplasty for fractures and fracture-dislocations of the proximal humerus, *Clinical Orthopaedics*; 179:116-28.
- [112] Tauber M, Karpik S, Matis N, Resch H (2007), Shoulder Arthroplasty for Traumatic Avascular Necrosis Predictors of Outcome , *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 465:208–214.
- [24] Thomas SR, Sforza G, Levy O, Copeland SA (2005), Geometrical analysis of Copeland surface replacement shoulder arthroplasty in relation to normal anatomy, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 14:186–192.
- [119] Verborgt O, El-Abiad R, Gazielly F (2007), Long-term results of uncemented humeral components in shoulder arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees*, 1058-2746.
- [71] Walch G, Badet R, Boulahia A, Khoury A (1999), Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis, *The Journal of Arthroplasty*; 14:756–60.
- [77] Walch G, Boileau P (1999), Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*; 8:443–451.
- [102] Walch G, Boulahia A, Badet R (1999), Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification, In: Walch G, Boileau P (Hrsg.), *Shoulder arthroplasty*, Springer, Berlin Heidelberg New York; S.195–201.
- [39] Wiedemann E (2006), Schulterendoprothetik, *Der Unfallchirurg*; 109: 1073–1084.
- [63] Wirth MA, Rockwood CA Jr (1994), Complications of shoulder arthroplasty, *Clinical Orthopaedics*; 307:47–69.
- [175] Wirth MA, Rockwood CA Jr (1996), Complications of total shoulder replacement arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 78:603–616.

[126] Wright T, Flurin PH, Crosby L, Struk AM, Zuckerman JD (2015), Total Shoulder Arthroplasty Outcome for Treatment of Osteoarthritis: A Multicenter Study Using a Contemporary Implant, *The American Journal of Orthopedics*; 523-526.

[106] Youderian AR, Ricchetti ET, Drews M, Iannotti JP Iannotti (2014), Determination of humeral head size in anatomic shoulder replacement for glenohumeral osteoarthritis, *Journal of Shoulder and Elbow surgery*; 23: 955-963.

[123] Young A, Walch G, Pape G, Gohlke F, Favard L (2012), Secondary Rotator Cuff Dysfunction Following Total Shoulder Arthroplasty for Primary Glenohumeral Osteoarthritis: Results of a Multicenter Study with More Than Five Years of Follow-up, *Journal of Bone and Joint Surgery Am*; 94:685-93d.

[35] Zadeh HG, Calvert PT (1998), Recent advances in shoulder arthroplasty, *Current Orthopaedics*; 12:122-34.

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der proximalen Humerusgeometrie, modifiziert aus [22].....	7
Abbildung 2: Darstellung des medioposteralen humeralen Offsets in der koronaren Ebene [26].....	7
Abbildung 3: Darstellung des Retroversionswinkels im Verhältnis zur transepicondylären Achse ( $\beta_1$ ) und zur Tangente von Trochlea und Kondylus ( $\beta_2$ ) [21] .....	8
Abbildung 4: Ansicht des Glenoids in der anteroposterioren Ebene [22].....	8
Abbildung 5: Darstellung des humeroskapulären Rhythmus [30].....	9
Abbildung 6: Darstellung der unterschiedlichen Prothesentypen (A = unconstrained, B = semi-constrained, C = full-constrained) [35].....	11
Abbildung 7: Skizze der Schulterprothese aus dem Jahr 1893 [37] (1 = Platinschaft, 2 = Metallstreifen, 3 = Hartgummiball, 4 = Scapula) .....	11
Abbildung 8: Darstellung der Monoblockprothesen der 1.Generation nach Neer II [38] .....	12
Abbildung 9: Darstellung der modularen Biomet-Prothese als Beispiel der 2. Generation [39] .....	13
Abbildung 10: Die Aequalis®-Prothese (Fa. Tornier) mit unterschiedlichen Schaftvariationen (b/c1 = zementiert, c2 = zementfrei, c3 = Frakturprothese) als Beispiel der 3.Generation [20] .....	14
Abbildung 11: Modulierbarkeit der Retroversion und Darstellung der Prothese Anatomica der Firma Zimmer als Beispiel der 4.Generation [45].....	14
Abbildung 12: Copeland Cup-Prothese der Firma Biomet [51].....	15
Abbildung 13: Die TESS®-Prothese der Firma Biomet [56] .....	16
Abbildung 14: schematische Darstellung der Auswirkungen unterschiedlicher Größen des Prothesenkopfes im Verhältnis zur Originalgröße des Humeruskopfes (A = zu kleiner Prothesenkopf, B = identische Größe des Prothesenkopfes, C = zu großer Prothesenkopf) [59].....	18
Abbildung 15: schematische Darstellung des „Rocking Horse Phänomens“ [64] .....	20
Abbildung 16: Darstellung von zementierten Glenoidvarianten der Firma Arthrex: .....	20
Abbildung 17: Drei-Komponenten-System der Eclipse™-Prothese (1 = Humeruskopf, 2 = Kalottenträger, 3 = Hohlschraube) (links), Darstellung der zusammengesetzten Prothese (rechts) [20].....	21
Abbildung 18: graphische Darstellung der Knochendichte des proximalen Humerus, in Abhängigkeit des Alters und Geschlechts [75].....	24
Abbildung 19: Darstellung der Mittelwerte der humeralen Knochendichte in Prozent, in Abhängigkeit der jeweiligen Zone [75] .....	24
Abbildung 20: Darstellung des Beschädigungsrisikos von transösösen Fäden durch Abscherung an den Implantatkanten [70] .....	26

Abbildung 21: Darstellung des bereits fixierten Prothesenkopfes, linksseitig sind transossäre Fäden zur Sehnenrefixation zu erkennen .....	28
Abbildung 22: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Diagnosen.....	31
Abbildung 23: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Frakturfolgezustände nach Boileau [76].....	32
Abbildung 24: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen Glenoidtypen nach Walch [77]....	32
Abbildung 25: Darstellung der Häufigkeiten der entsprechenden Prothesentypen .....	33
Abbildung 26: Darstellung der verwendeten Prothesenkomponenten (Schraubengröße und Prothesendurchmesser) in einer Kreuztabelle .....	33
Abbildung 27: Kalibrierung des Prothesendurchmessers (rot markiert) in der Frontalebene .	39
Abbildung 28: Darstellung der Höhenlokalisierung des diaphysären Durchmessers (rot) am postoperativen und präoperativen Röntgenbild, die Schaftachse ist blau gekennzeichnet....	40
Abbildung 29: Gradeinteilung der glenohumeralen Arthrose nach Samilson und Prieto [101] .....	41
Abbildung 30: Klassifikation der Glenoidmorphologie nach Walch [77].....	41
Abbildung 31: Frakturfolgezustände, klassifiziert nach Boileau [76].....	42
Abbildung 32: erweiterte Klassifikation der Frakturfolgezustände, modifiziert nach Moineau et al. [104] .....	43
Abbildung 33: Messparameter der glenohumeralen Geometrie, modifiziert nach Iannotti [22]: .....	44
Abbildung 34: Darstellung der präoperativen Parameter BCS (grün) und BCI (rot).....	45
Abbildung 35: „global fatty degeneration index“ (GFDI) nach Goutallier et al. [107] .....	46
Abbildung 36: Darstellung des „greater tuberosity offset“ (GTO) und des „posterioren offsets“ (PO) sowie der Intertuberkularlinie (ITD), nach Tauber et al. [112] .....	48
Abbildung 37: Darstellung der verschiedenen Zonen: Frontalebene (links), axiale Ebene (rechts) [113]: .....	49
Abbildung 38: Beispiel einer Kalkarerosion (gelbes Dreieck), Größenbeschreibung in der anterior-posterioren Ebene über die mediolaterale Ausschälung am Kalkar .....	49
Abbildung 39: Darstellung der alterskorrelierten und nicht-alterskorrelierten Gesamtwerte des Constant-Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	54
Abbildung 40: Darstellung der alterskorrelierten und nicht-alterskorrelierten Gesamtwerte des Constant-Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) von primären und posttraumatischen Omarthrosen.....	55
Abbildung 41: graphische Darstellung der Korrelationsanalyse nach Pearson (CS- alterskorreliert fu = alters- und geschlechtskorrelierter Constant Score zum Zeitpunkt des Follow Up) .....	56
Abbildung 42: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Geschlechts .....	57

Abbildung 43: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Endoprothesentypus (Gesamtkollektiv) .....	58
Abbildung 44: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit des Endoprothesentypus (Primäre Omarthrose) .....	59
Abbildung 45: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Gesamtkollektiv).....	61
Abbildung 46: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Hemiendoprothesen).....	63
Abbildung 47: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Glenoidtyp (Totalendoprothesen) .....	64
Abbildung 48: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit vom Frakturfolgezustand.....	66
Abbildung 49: graphische Darstellung des alterskorrelierten Constant Scores Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) in Abhängigkeit der Schulterseite (Gesamtkollektiv) .....	67
Abbildung 50: graphische Darstellung des DASH-Wertes (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]).....	67
Abbildung 51: graphische Darstellung des DASH-Wertes Scores (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) der beiden Hauptdiagnosegruppen .....	68
Abbildung 52: graphische Darstellung der Werte des Simple Shoulder Tests (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	69
Abbildung 53: graphische Darstellung der Werte des Simple Shoulder Tests (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) der beiden Hauptdiagnosegruppen.....	70
Abbildung 54: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	71
Abbildung 55: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])...	72
Abbildung 56: graphische Darstellung der Werte der aktiven Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	72
Abbildung 57: graphische Darstellung der Werte der aktiven Flexion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu])...	73

Abbildung 58: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	74
Abbildung 59: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion der beiden Hauptdiagnosegruppen (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	75
Abbildung 60: graphische Darstellung der Werte der aktiven Aussenrotation bei 0° Abduktion (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	75
Abbildung 61: graphische Darstellung der Werte der aktiven Innenrotation bei 0° Abduktion in Abhängigkeit von der Diagnose (präoperativ [pre] und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung [fu]) .....	76
Abbildung 62: Darstellung der Verteilung der Arthrosegrade nach Samilson und Prieto [101] .....	77
Abbildung 63: graphische Darstellung der Datenverteilung der erreichten Gesamtpunkte im eigens definierten Score zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) .....	77
Abbildung 64: Darstellung des Korrelationswertes des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Gesamtpunktwert aller 5 radiologischen Parameter zur Beurteilung des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) .....	78
Abbildung 65: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Gesamtpunktwert aller 5 radiologischen Parameter zur Beurteilung der glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) .....	78
Abbildung 66: Messparameter der glenohumeralen Geometrie, modifiziert nach Iannotti [22]: .....	79
Abbildung 67: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters BC .....	80
Abbildung 68: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters DE .....	80
Abbildung 69: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters FG .....	81
Abbildung 70: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters FH .....	81

Abbildung 71: graphische Darstellung der Korrelation des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung (CS-alterskorreliert fu) mit dem Punktwert des radiologischen Parameters HSA.....	82
Abbildung 72: tabellarische Darstellung der Korrelationsergebnisse der einzelnen Punktwerte der fünf Messparametern der glenohumeralen Rekonstruktion (ghR) mit dem alters- und geschlechts-korrelierten Constant Score (CS-alterskorreliert fu) .....	82
Abbildung 73: tabellarische Darstellung der rückwärtsgerichteten linearen Regressionsanalyse unter Berücksichtigung der Punktwerte der Einzelparameter des glenohumeralen Rekonstruktionsgrades (ghR) und des alters- und geschlechtskorrelierten Constant Scores als abhängige Variable .....	83
Abbildung 74: tabellarische Darstellung des Korrelationsergebnisses des Gesamtpunktwertes der einzelnen Messparametern BC,FG und FH des glenohumeralen Offsets (ghO) mit dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant Score (CS-alterskorreliert fu) .....	84
Abbildung 75: tabellarische Darstellung der Korrelationskoeffizienten des Messparameters „GFDI“ („global fatty degeneration index“) mit den jeweiligen Schulterfunktionsscores .....	84
Abbildung 76: tabellarische Darstellung des Korrelationskoeffizienten des Messparameters „GFDI“ mit dem Parameter „ROM“ des Constant Scores .....	85
Abbildung 77: tabellarische Darstellung der Modellübersicht der linearen multivariaten Regressions-analyse mit den unabhängigen Parametern „GFDI“ und „ghO“ .....	86
Abbildung 78: tabellarische Darstellung der Ergebnisse der linearen multivariaten Regressionsanalyse unter Verwendung der unabhängigen Variablen „ghO“ und „GFDI“ mit der abhängigen Variable des relativen Constant Scores zum Zeitpunkt des Follow-Ups (=CS-alterskorreliert fu).....	86
Abbildung 79: tabellarische Ergebnisdarstellung der binär logistischen Regressionsanalyse unter isolierter Verwendung des glenohumeralen Offstes (ghO) als unabhängige Variable ..	87
Abbildung 80: tabellarische Darstellung der „area under the curve“ mit einem Flächenanteil von 0,926 .....	88
Abbildung 81: graphische Darstellung der Receiver-Operating-Characteristic-Kurve, basierend auf den Werten unserer binären logistischen Regressionsanalyse .....	88
Abbildung 82: Darstellung der Kreuztabelle mit den Parametern „vorhergesagte Wahrscheinlichkeit“ und „relativer Constant Score“ .....	89
Abbildung 83: tabellarische Darstellung der Korrelationskoeffizienten der Messparameter der posttraumatischen Humeruskopffehlstellung mit den jeweiligen Schulterfunktionsscores .....	90
Abbildung 84: Darstellung der prozentualen Häufigkeit von Calcarerosionen (links), Darstellung des Größenausmaßes der 9 Calcarerosionen anteilig am Prothesenkopfdurchmesser (rechts).....	91

Abbildung 85: Darstellung der Kreuztabelle mit den Parametern „Calcarerosionen“ (ja/nein) und „Endoprothesentypus“ (Hemi- oder Totalendoprothese) .....	91
Abbildung 86: graphische Darstellung der Häufigkeiten von Komplikationen innerhalb des Gesamtkollektives .....	92
Abbildung 87: Darstellung der Häufigkeiten der aufgetretenen Komplikationen in Abhängigkeit der Hauptdiagnosegruppen.....	93
Abbildung 88: Darstellung der Mittelwerte des absoluten und relativen Constant Scores in Abhängigkeit vom Auftreten von Komplikationen (A=ohne Komplikationen, B=mit Komplikationen).....	93
Abbildung 89: Darstellung der Mittelwerte des DASH Scores und des Simple Shoulder Tests in Abhängigkeit vom Auftreten von Komplikationen (A=ohne Komplikationen, B=mit Komplikationen).....	94
Abbildung 90: Darstellung der Häufigkeiten von sekundären Glenoiderosionen in Abhängigkeit vom präoperativen Glenoidtyp in einer Kreuztabelle .....	94
Abbildung 91: Darstellung der Ergebnisse des oben beschriebenen Chi-Quadrat-Tests .....	95
Abbildung 92: Darstellung des Korrelationskoeffizienten nach Spearman in Bezug auf das Auftreten einer Rotatorenmanschetteninsuffizienz und der qualitativen Rekonstruktion des Offsets (=„Relation FH“) .....	95
Abbildung 93: Darstellung der Häufigkeiten der einzelnen operativen Revisionseingriffe in Abhängigkeit der Hauptdiagnosegruppen.....	96
Abbildung 94: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (Erwartungshaltung) .....	97
Abbildung 95: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (subjektive Bewertung des Operationsergebnisses in Bezug auf die eigenen Erwartungen).....	97
Abbildung 96: graphische Darstellung der Befragungsergebnisse (Bereitschaft zur Wiederholung der Operation, basierend auf den Erfahrungen des eigenen Operationsergebnisses) .....	98



## 8 Anhang

### 8.1 Constant Score

### Schulterstudie

---

**Liebe Patienten!**

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

Bitte kreuzen sie die entsprechenden Antworten an!

**Wir danken Ihnen für Ihre Mitarbeit!**

---

#### Patientendaten

Code:	Datum:
-------	--------

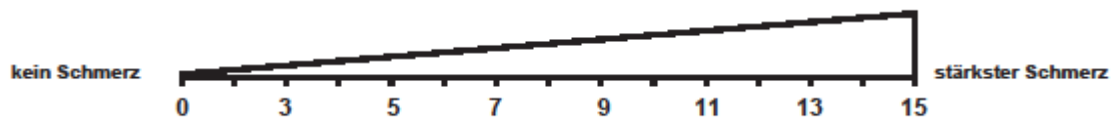
Bitte zutreffendes ankreuzen:

Beeinträchtigte Schulter (bzw. aktuell behandelte Schulter):  rechts  links  
Sind Sie **Rechtshänder**  oder **Linkshänder** ?

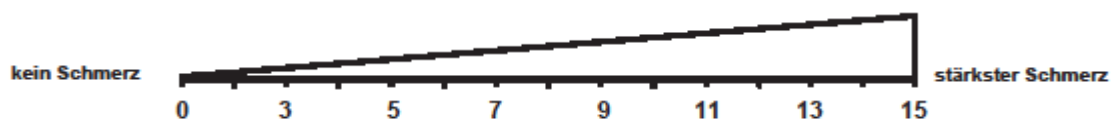
#### I. Schmerz

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

rechte Schulter:



linke Schulter:



## II. Beruf

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

	rechte Schulter	linke Schulter
a. nicht eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. weniger als zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. mehr als zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. vollständig eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## III. Freizeit

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

	rechte Schulter	linke Schulter
a. nicht eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. weniger als zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. mehr als zur Hälfte eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. vollständig eingeschränkt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## IV. Arbeitshöhe

Kreuzen Sie bitte an, bis zu welcher **Höhe** Sie Tätigkeiten verrichten können, ohne eingeschränkt zu sein oder Schmerzen zu empfinden.

Tätigkeiten (wie z.B. Wäsche auf die Leine zu hängen) sind möglich bis einschließlich...

	rechte Schulter	linke Schulter
a. Gürtelhöhe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. Brusthöhe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. Nackenhöhe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. Scheitelhöhe	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. über den Kopf	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>







## V. Schlaf

Kreuzen Sie bitte an, ob Sie in Ihrem **Schlaf** durch Schmerzen in der Schulter gestört sind.




	rechte Schulter	linke Schulter
a. nicht gestört	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. gelegentliches Aufwachen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. regelmäßiges Aufwachen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

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


**VI. Schmerzfreies Heben des Armes nach vorne**

					
0 - 30°	31 - 60°	61 - 90°	91 - 100°	121 - 150°	>150°
<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links

**VII. Schmerzfreies seitliches Anheben des Armes**

					
0 - 30°	31 - 60°	61 - 90°	91 - 100°	121 - 150°	>150°
<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links

**VIII. Schmerzfreie Innendrehung hinter dem Körper**

					
	bis Taschen- beginn	bis unter Gürtel	Gürtel	über Gürtel	zwischen Schulterblätter
<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links

IX. Schmerzfrie Außenrotation



- rechts
- links

Hand im Nacken  
Ellenbogen  
vorne



- rechts
- links

Hand auf Scheitel  
Ellenbogen  
vorne



- rechts
- links

Hand im Nacken  
Ellenbogen  
seitlich



- rechts
- links

Hand auf Scheitel  
Ellenbogen  
seitlich



- rechts
- links

Hand über  
Kopf

Keine der Bewegungen ist  
schmerzfrie möglich!

- rechts
- links

## X. Kraftmessung

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



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

rechts:

Gewicht: \_\_\_\_ kg

links:

Gewicht: \_\_\_\_ kg

Anmerkungen:

**Vielen Dank!**

## 8.2 DASH Score

**DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND**

THE

DASH

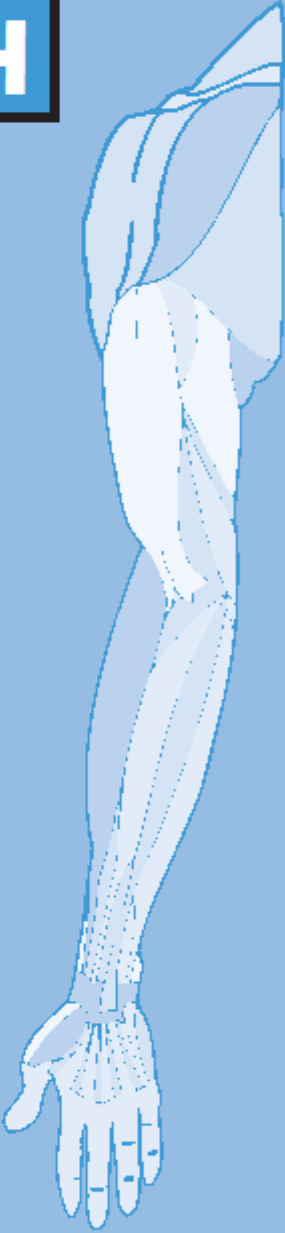
**ANLEITUNG**

Dieser Fragebogen beschäftigt sich sowohl mit Ihren Beschwerden als auch mit Ihren Fähigkeiten, bestimmte Tätigkeiten auszuführen.

Bitte beantworten Sie *alle Fragen* gemäß Ihrem Zustand in der vergangenen Woche, indem Sie einfach die entsprechende Zahl ankreuzen.

Wenn Sie in der vergangenen Woche keine Gelegenheit gehabt haben, eine der unten aufgeführten Tätigkeiten durchzuführen, so wählen Sie die Antwort aus, die Ihrer Meinung nach *am ehesten* zutreffen würde.

Es ist nicht entscheidend, mit welchem Arm oder welcher Hand Sie diese Tätigkeiten ausüben. Antworten Sie Ihrer Fähigkeit entsprechend, ungeachtet, wie Sie die Aufgaben durchführen konnten.



## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

Bitte schätzen Sie Ihre Fähigkeit ein, wie Sie folgende Tätigkeiten in der vergangenen Woche durchgeführt haben, indem Sie die entsprechende Zahl ankreuzen.

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. Ein neues oder festverschlossenes Glas öffnen	1	2	3	4	5
2. Schreiben	1	2	3	4	5
3. Einen Schlüssel umdrehen	1	2	3	4	5
4. Eine Mahlzeit zubereiten	1	2	3	4	5
5. Eine schwere Tür aufstoßen	1	2	3	4	5
6. Einen Gegenstand über Kopfhöhe auf ein Regal stellen	1	2	3	4	5
7. Schwere Hausarbeit (z. B. Wände abwaschen, Boden putzen)	1	2	3	4	5
8. Garten- oder Hofarbeit	1	2	3	4	5
9. Betten machen	1	2	3	4	5
10. Eine Einkaufstasche oder einen Aktenkoffer tragen	1	2	3	4	5
11. Einen schweren Gegenstand tragen (über 5kg)	1	2	3	4	5
12. Eine Glühbirne über Ihrem Kopf auswechseln	1	2	3	4	5
13. Ihre Haare waschen oder föhnen	1	2	3	4	5
14. Ihren Rücken waschen	1	2	3	4	5
15. Einen Pullover anziehen	1	2	3	4	5
16. Ein Messer benutzen, um Lebensmittel zu schneiden	1	2	3	4	5
17. Freizeitaktivitäten, die wenig körperliche Anstrengung verlangen (z. B. Karten spielen, Stricken, usw.)	1	2	3	4	5
18. Freizeitaktivitäten, bei denen auf Ihren Arm, Schulter oder Hand Druck oder Stoß ausgeübt wird (z.B. Golf, Hämmern, Tennis, usw.) <sup>1</sup>	1	2	3	4	5
19. Freizeitaktivitäten, bei denen Sie Ihren Arm frei bewegen (z. B. Badminton, Frisbee)	1	2	3	4	5
20. Mit Fortbewegungsmitteln zurecht zukommen (um von einem Platz zum anderen zu gelangen)	1	2	3	4	5
21. Sexuelle Aktivität	1	2	3	4	5

## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

22. In welchem Ausmaß haben Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme Ihre normalen sozialen Aktivitäten mit Familie, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen während der vergangenen Woche beeinträchtigt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Oberhaupt nicht	Ein wenig	Mäßig	Ziemlich	Sehr
1	2	3	4	5

23. Waren Sie in der vergangenen Woche durch Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme in Ihrer Arbeit oder anderen alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Oberhaupt nicht eingeschränkt	Ein wenig eingeschränkt	Mäßig eingeschränkt	Sehr eingeschränkt	Nicht möglich
1	2	3	4	5

Bitte schätzen Sie die Schwere der folgenden Beschwerden während der letzten Woche ein. (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die entsprechende Zahl an)

	Keine	Leichte	Mäßige	Starke	Sehr starke
24. Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
25. Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand während der Ausführung einer bestimmten Tätigkeit	1	2	3	4	5
26. Krabbeln (Nadelstiche) in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
27. Schwächegefühl in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5
28. Steifheit in Schulter, Arm oder Hand	1	2	3	4	5

29. Wie groß waren Ihre Schlafstörungen in der letzten Woche aufgrund von Schmerzen im Schulter-, Arm- oder Handbereich? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Keine Schwierig- keiten	Geringe Schwierig- keiten	Mäßige Schwierig- keiten	Erhebliche Schwierig- keiten	Nicht möglich
1	2	3	4	5

30. Aufgrund meiner Probleme im Schulter-, Arm- oder Handbereich empfinde ich meine Fähigkeiten als eingeschränkt, ich habe weniger Selbstvertrauen oder ich fühle, dass ich mich weniger nützlich machen kann. (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)

Stimme Oberhaupt nicht zu	Stimme nicht zu	Weder Zustimmung noch Ablehnung	Stimme zu	Stimme sehr zu
1	2	3	4	5

**Auswertung DASH: Addieren Sie die angekreuzten Antworten (Nr. 1 bis 30); subtrahieren Sie 30; dividieren Sie durch 1,2 = DASH-Wert.  
Falls Antworten fehlen, beachten Sie die detaillierten Anweisungen**



## DISABILITIES OF THE ARM, SHOULDER AND HAND

### SPORT- UND MUSIK-MODUL (OPTIONAL)

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

Wenn Sie mehr als ein Instrument spielen oder mehr als eine Sportart ausüben (oder beides), so beantworten Sie bitte die Fragen in bezug auf das Instrument oder die Sportart, die für Sie am wichtigsten ist.

Bitte geben Sie dieses Instrument bzw. diese Sportart hier an:

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

Bitte kreuzen Sie die Zahl an, die Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt. Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	1	2	3	4	5
2. Aufgrund der Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	1	2	3	4	5
3. So gut Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben wie Sie es möchten?	1	2	3	4	5
4. Die bisher gewohnte Zeit mit dem Spielen Ihres Musikinstrumentes oder mit Sporttreiben zu verbringen?	1	2	3	4	5

### ARBEITS- UND BERUFS-MODUL (OPTIONAL)

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

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

Ich bin nicht berufstätig (Sie können diesen Bereich auslassen).

Bitte kreuzen Sie die Zahl an, die Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt. Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise zu arbeiten?	1	2	3	4	5
2. Aufgrund der Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand Ihre übliche Arbeit zu erledigen?	1	2	3	4	5
3. So gut zu arbeiten wie Sie es möchten?	1	2	3	4	5
4. Die bisher gewohnte Zeit mit Ihrer Arbeit zu verbringen?	1	2	3	4	5



Deutsche Version: Gunder Gernemann, Angela Harth, Gerhard Wind, Stefan Dierck  
 Klinik für Hand-, Plastische und Rekonstruktive Chirurgie  
 – Schwereverletztenambulanz –  
 IKG Lindendalke, Ludwigshafen  
 Klinik für Plastische und Handchirurgie  
 der Universität Heidelberg

GW/H & AADS & COMSIS 1/2011

### 8.3 Simple Shoulder Test

7

## Simple Shoulder Test

Dominant Hand (fill in only one oval):    Right     Left     Ambidextrous

Shoulder Evaluated (fill in only one oval):    Right     Left

	Yes	No
1. Is your shoulder comfortable with your arm at rest by your side?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
2. Does your shoulder allow you to sleep comfortably?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
3. Can you reach the small of your back to tuck in your shirt with your hand?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
4. Can you place your hand behind your head with the elbow straight out to the side?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
5. Can you place a coin on a shelf at the level of your shoulder without bending your elbow?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
6. Can you lift one pound (a full pint container) to the level of your shoulder without bending your elbow?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
7. Can you lift eight pounds (a full gallon container) to the level of your shoulder without bending your elbow?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
8. Can you carry twenty pounds at your side with the affected extremity?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
9. Do you think you can toss a softball under-hand twenty yards with the affected extremity?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
10. Do you think you can toss a softball over-hand twenty yards with the affected extremity?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
11. Can you wash the back of your opposite shoulder with the affected extremity?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
12. Would your shoulder allow you to work full-time at your regular job?	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

	DJD	SDJD	RA	FS	PTSS	AVN	CA	CTA	SA	PTCL	RCT	TUB	AMBRI
Office Use Only	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

00000000 02 00 01 01 0

8

## 9 Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Rüdiger Eisenhart-Rothe, dem Ärztlichen Leiter der Orthopädie am Klinikum Rechts der Isar der Technischen Universität München, bedanken. Er gab mir die Möglichkeit meine Dissertation in seiner Abteilung zu erstellen.

Meinem Doktorvater Herrn Dr. Ludwig Seebauer, Direktor des Zentrums für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin am Klinikum München Bogenhausen, danke ich für seine langjährige fachliche Betreuung und Bewertung meiner Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Michael Koch, ehemaliger Oberarzt in der orthopädischen Abteilung des Klinikums München Bogenhausen, für sein großes Engagement in der Betreuung dieser Dissertation. Seine fachliche und zwischenmenschliche Hilfsbereitschaft war in den Jahren der Erstellung dieser Arbeit eine große Unterstützung für mich.

Mein weiter Dank gilt Herrn Dr. Alexander Hapfelmeier, wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für seine fachliche Beratung bei der statistischen Auswertung meiner Studienergebnisse.

Ferner möchte ich mich bei meinem Bruder, meinen Freunden und vor allem bei meiner Verlobten für ihre langjährige Unterstützung während der Fertigstellung dieser Dissertation bedanken. In vielen Momenten waren ihr Verständnis und ihre positiven Worte eine große Hilfe für mich.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich während meiner gesamten Aus- und Weiterbildungen in jeglicher Art unterstützt und gefördert haben. Ihnen möchte ich diese Arbeit als Dankeschön für ihre großzügige Unterstützung widmen.