

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger -

**Vergleich von endoprothetischen Gelenkersatzmodellen bei
Rotatorenmanschettendefektarthropathie**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität

Münster

vorgelegt von Matthias von Hoegen

aus Duisburg

2013

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen
Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Dennis Liem

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. B. Marquardt

Tag der mündlichen Prüfung: 23.05.2013

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie

- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger -

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Dennis Liem

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. med. B. Marquardt

ZUSAMMENFASSUNG

Vergleich von endoprothetischen Gelenkersatzmodellen bei
Rotatorenmanschettendefektarthropathie

Matthias von Hoegen

Ziel dieser Studie war die Darstellung der klinischen und radiologischen Ergebnisse bei Patienten mit der Diagnose einer Rotatorenmanschettendefektarthropathie welche mit endoprothetischen Schultergelenkersatz versorgt wurden.

Die Studie wurde in der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie des Universitätsklinikums Münster durchgeführt. Es wurden 26 Patienten nachuntersucht, die aufgrund der oben genannten Diagnose einen Schultergelenkersatz erhalten haben. In 10 Fällen wurden Hemiprothesen implantiert, in 14 eine inverse Prothese und in 2 Fällen wurde ein Oberflächenersatz verwendet. Die Ergebnisse wurden radiologisch und klinisch anhand eines standardisierten Constant- und ASES-Score gestützten Untersuchungsbogens, sowie einer visuellen Analogskala zur Bewertung der postoperativen Zufriedenheit ausgewertet. Die Nachuntersuchungen fanden im Zeitraum zwischen Januar 2009 und Mai 2010 statt. Das Durchschnittsalter der 15 Frauen und 11 Männer zum Zeitpunkt des Follow-up betrug 74 Jahre. In 20 Fällen war die rechte Schulter betroffen, in 6 Fällen die linke. Bei 22 Patienten war der dominante Arm erkrankt. Der Follow-up-Zeitraum betrug im Mittel 43,5 Monate post-OP. Im Gesamtkollektiv konnten signifikante Verbesserungen des Schmerzempfindens und der Punktzahl des ASES Score dokumentiert werden. Im Vergleich mit der Gegenseite zeigten sich im Constant Score keine Unterschiede in der Kategorie Schmerzempfinden. In den Bereichen Alltagsbelastbarkeit und Beweglichkeit sowie im Kraft Score schnitt die Gegenseite besser ab. Die Patienten mit einer inversen Prothese wiesen gegenüber der Hemiprothesengruppe sowohl im Constant Score mit 58,5 Punkten gegen 44,7 Punkten, als auch im ASES Score mit 65,6 gegen 57,7 Punkten, die besseren Werte auf. Ebenso wiesen die mit einer inversen Prothese versorgten Patienten im Follow-up eine niedrigere Schmerzbelastung auf.

Hinsichtlich der klinischen und radiologischen Ergebnisse in beiden Gruppen zeigen sich ähnliche Resultate wie in der Literatur beschrieben. Insgesamt zeigen sich in dieser Studie jedoch bessere Ergebnisse bei den mit einer inversen Prothese versorgten Patienten.

Tag der mündlichen Prüfung: 23.05.2013

Eidesstattliche Erklärung

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die Dissertation mit dem Titel
*„Vergleich von endoprothetischen Gelenkersatzmodellen bei
Rotatorenmanschettendefektarthropathie“*

in der

Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie
des Universitätsklinikums Münster

unter Anleitung von

Priv.-Doz. Dr. med. Dennis Liem

selbstständig angefertigt,
nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen
Arbeit angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes
oder ungedrucktes Material verwendet,
keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung
einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation,
Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung
eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

(Matthias von Hoegen)

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Anatomie und Mechanik des Schultergelenkes	1
1.2 Geschichte der Schulterendoprothetik	4
1.3 Indikationen zur Implantation einer Schulterendoprothese	6
1.4 Defektarthropathie	8
1.5 Ätiologie der Defektarthropathie	12
1.6 Therapiemöglichkeiten der Defektarthropathie	13
1.7 Prothesentypen	14
2. Methodik	17
2.1 Patientenkollektiv	17
2.2 Datenerhebung und Material	17
2.3 Constant Score	18
2.4 ASES Score/ Schulterbogen des UKM	20
2.5 Statistische Methoden	23
2.6 Prothesenmodelle	23
2.7 OP Vorbereitung	26
2.8 Operationstechnik	27
2.8.1 Humeruskopfprothese	28
2.8.2 Inverse Prothese	30
2.9 postoperatives Management	32
3. Ergebnisse	34
3.1 Gesamtkollektiv	34
3.2 Ergebnisse des Gesamtkollektives	35
3.3 Vergleich der operierten Seite mit der Gegenseite	38
3.3.1 Constant Score	39

3.3.2 ASES Score	42
3.4 Ergebnisse der Prothesentypen im Vergleich	44
3.4.1 Constant Score im Gruppenvergleich	44
3.4.2 ASES Score im Gruppenvergleich	51
3.4.3 OP-Zufriedenheit	53
3.4.4 Flexions- und Abduktionsfähigkeit	54
3.5 Ergebnisse Oberflächenersatz	56
3.6 Radiologische Ergebnisse	57
3.7 Fallbeispiele	58
4. Diskussion	60
4.1 Einleitung	60
4.2 Zusammenfassung der Studienergebnisse	62
4.3 Methodenkritik	63
4.4 Literaturübersicht	64
4.4.1 Hemiprothesen	64
4.4.2 Inverse Prothese	67
4.4.3 Oberflächenersatz	72
4.5 Bewertung der eigenen Ergebnisse	73
4.5.1 Constant Score	73
4.5.2 ASES Score	74
4.5.3 Schmerz	75
4.5.4 Beweglichkeit	75
4.5.5 Notching	76
4.5.6 Zufriedenheit	77
4.6 Schlussfolgerungen	78
5. Literaturverzeichnis	80
6. Abbildungsverzeichnis	88
7. Fragebögen	90
8. Curriculum vitae	92
9. Danksagung	94

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
Abb.	Abbildung
ADL	Alltagsaktivitäten
a.p.	anterior posterior
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CRP	c-reaktives Protein
d.h.	das heißt
et al.	et alii
kp	Kilopont
kg	Kilogramm
M.	Musculus
N.	Nervus
n	Anzahl n
NRS	numerische Ranking Skala
P	p-Wert
UCLA	Shoulder Rating Scale
UKM	Universitätsklinikum Münster
z.B.	zum Beispiel

1. Einleitung

1.1 Anatomie und Mechanik des Schultergelenkes

Das Schultergelenk ist ein Kugelgelenk und verfügt über den größten Bewegungsumfang aller Gelenke im menschlichen Bewegungsapparat[89]. Die knöchernen Strukturen der Articulatio humeri werden vom Humeruskopf und der Cavitas glenoidalis der Skapula gebildet. Das Caput humeri weist einen Krümmungsradius von ca. 2,5cm auf. Das Verhältnis der Oberflächen von Humeruskopf zum Glenoid beträgt 4:1 [77], wodurch bereits ein Grund der großen Beweglichkeit des Schultergelenkes ersichtlich ist.

Die Kontaktfläche zwischen Caput humeri und dem Glenoid wird durch eine aus Faserknorpel aufgebaute Gelenkklippe, das Labrum glenoidale, vergrößert und dient neben der Gelenkkapsel als weitere Sicherung des Gelenkes. Die Kapsel setzt proximal am Collum scapulae, sowie dem Labrum glenoidale an. Der distale Ansatz verläuft entlang des Collums anatomicum des Humerus. Die Kapsel ist weit und ermöglicht so eine große Bewegungsfreiheit. Bei Adduktion des Armes bildet sich unterhalb des Labrum glenoidale eine Reservefalte, der Recessus axillaris. Dieser verschwindet bei Abduktion [77]. Die Sehne des langen Bizepskopfes ist von der Kapsel des Schultergelenkes eingeschlossen, verläuft somit also intraartikulär. Die Sehnen der Mm. Supraspinatus und Subscapularis hingegen sind ansatznah mit der Gelenkkapsel verwachsen [85].

Der Bandapparat des Schultergelenks besteht aus dem Ligamentum (Lig.) Coracoacromiale, welches sich dachartig zwischen dem Acromion und dem Coracoid über dem Gelenk aufspannt, dem Lig. Coracohumerale und den Ligg. Glenohumeralia. Das Lig. Coracohumerale und die Ligg. Glenohumeralia strahlen in die Gelenkkapsel ein und verstärken diese im ventralen bzw. dorsalen Bereich.

Der Bandapparat spielt nur eine Nebenrolle bei der Sicherung des Gelenks [77]. Die Hauptsicherungsfunktion ist eher der Muskulatur zuzurechnen.

Die das Schultergelenk umgebende Muskulatur lässt sich in 3 Ebenen einteilen. Die erste Ebene ist der M. Deltoideus, welcher funktionell in 3 Anteile eingeteilt werden kann.

Einzelne Deltoideusanteile sind an jeder Bewegung des Gelenkes beteiligt. Die zweite Ebene bildet die Rotatorenmanschette. Diese wird gebildet aus 4 Muskeln, welche die Kapsel verstärken und essentiell für die Stabilität des Gelenks sind. Die Rotatorenmanschette setzt sich zusammen aus dem M. supraspinatus, dem M. infraspinatus, dem M. subscapularis und dem M. teres minor. Die dritte Ebene bildet die Sehne des Caput longum des M. biceps humeri [38]. Die Funktion der Rotatorenmanschettenmuskulatur ist von zentraler Bedeutung für die Beweglichkeit des Schultergelenkes.

Der M. subscapularis hat seinen Ursprung im Bereich der Fossa subscapularis und inseriert am Tuberculum minus. Dieser Muskel ist wichtig für Funktion und Stabilität des Schultergelenkes. Zum einen wirkt er als starker Innenrotator, andererseits verhindert der M. subscapularis eine zu starke Translation des Humeruskopfes nach ventral oder dorsal [42]. Zudem konnte Blasier zeigen, dass der M. subscapularis bei 90° Flexion der wichtigste ventrale Stabilisator im Schultergelenk ist [7].

Der M. supraspinatus entspringt mit seinem muskulären Anteil in der Fossa supraspinata. Seine Sehne setzt am Tuberculum majus an. Der M. supraspinatus initiiert den Beginn der Abduktionsbewegung [41]. Perry konnte zeigen, dass im Falle einer Parese des M. supraspinatus, der M. Deltoideus die Abduktionsfunktion kompensieren kann und die anderen Rotatoren die Stabilität des Gelenkes aufrecht erhalten können [70].

Der M. infraspinatus hat seinen Ursprung in der Fossa infraspinata und setzt am Tuberculum majus an. Dieser Muskel erzeugt ca. 60% der Außenrotationsleistung der Schulter. Der zweite Außenrotator des Gelenkes ist der M. teres minor, welcher die restlichen 40% der Außenrotationleistung ausmacht. Der Ursprung liegt im lateralen Rand der Scapula, der Ansatz erfolgt etwas kaudal des Tuberculum majus unterhalb der Sehne des M. infraspinatus und setzt sich fort bis zum Collum chirurgicum.

Bei den zahlreichen Bewegungen des Schultergelenkes entstehen Reibungen von Muskeln und Knochen, die von einer Vielzahl von Schleimbeuteln (Bursen) vermindert werden (Abb.1). Die Bursa subacromialis verteilt den Druck des Humeruskopfes, z.B. beim

Aufstützen auf den Arm, gleichmäßig auf das gesamte Schulterdach. Die Bursa subdeltoidea liegt zwischen dem M. deltoideus und dem Tuberculum majus. Sie kommuniziert in der Regel mit der Bursa subacromialis [79].

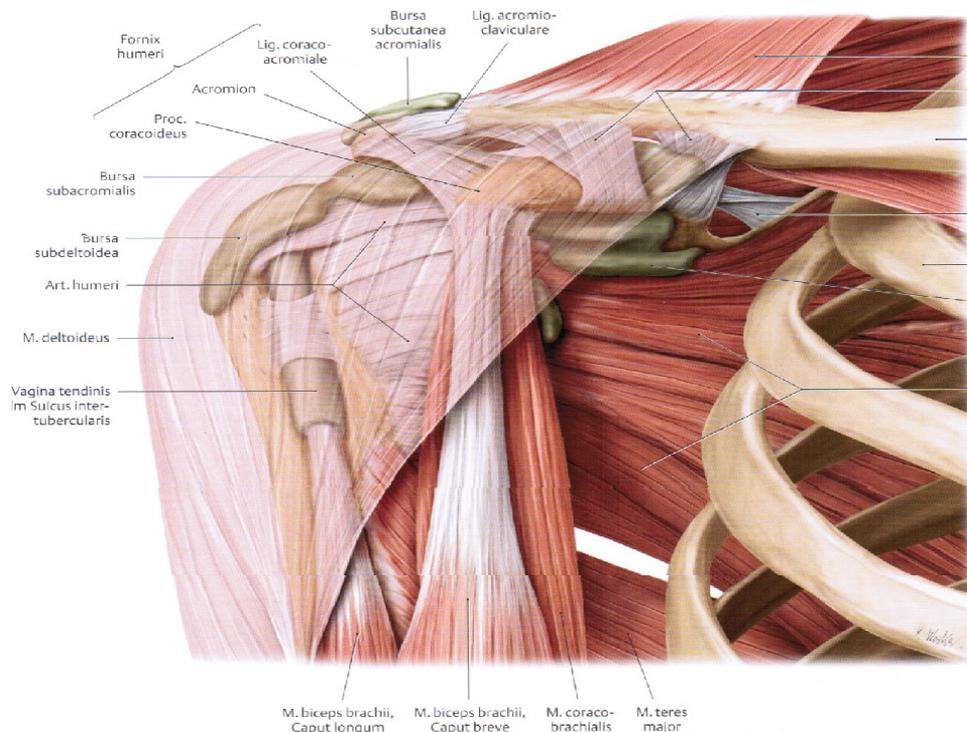


Abbildung 1 : Das Schultergelenk in: Prometheus, Atlas der Anatomie

Die Beweglichkeit der Schulter wird in 3 Hauptachsen eingeteilt. Die Sagittalachse ist gleichzusetzen mit der Abduktions-Adduktionsachse, die durch den Krümmungsmittelpunkt des Humeruskopfes läuft. Die transversale Achse ist die Anteversions-Retroversions-Achse und verläuft durch den Mittelpunkt des Glenoids. Die Rotationsachse entspricht in etwa dem Verlauf der Humerus-Schaftachse. Um diese 3 Hauptachsen sind 6 Bewegungsrichtungen möglich: Abduktion, Adduktion, Anteversion, Retroversion, Innenrotation und Außenrotation [55, 77].

Das funktionelle Bewegungsausmaß der Schulter wird durch den Schultergürtel unterstützt und erweitert. Zum Schultergürtel gehören Skapula und Clavicula, das Sternoclaviculargelenk, das Acromioclaviculargelenk und die bereits beschriebene Articulatio humeri. Die Bedeutung des Schultergürtels für die Beweglichkeit der Schulter zeigt sich beispielhaft in der Tatsache, dass die Beweglichkeit bei fixierter Skapula in

Abduktions-Adduktion-Achse in der Neutralnullmethode 90° - 0° - 20° beträgt. Bei uneingeschränktem Bewegungsausmaß des Schultergürtels hingegen zeigt sich eine Abduktion-Adduktions- Beweglichkeit von 180° - 0° - 40° . Diese Versuche zur isolierten Bewegung der *Articulatio humeri* sind allerdings nur an anatomischen Präparaten möglich, da beim Patienten praktisch bei allen Bewegungen des Schultergelenks der Schultergürtel mit beteiligt ist [55]. Es gilt der Skapulohumerale Rhythmus, der besagt, dass bei der Abduktion das Bewegungsverhältnis von Arm und Skapula 2:1 beträgt. Bei einer Abduktion von gesamt 90° macht die Bewegung des Armes somit 60° aus, die der Skapula 30° . Bei krankheitsbedingten Bewegungsstörungen der Schulter nimmt der Anteil der Skapulabewegung an der Gesamtbewegung zu [76].

Die Bewegungsumfänge des Schultergelenks bei uneingeschränkter Funktion betragen 180° in Abduktion und 40° in Adduktion. Es ist eine Anteversion von ebenfalls 180° möglich, die Retroversion hingegen bis 40° . Die Außen- und Innenrotation betragen jeweils 90° [77].

1.2 Geschichte der Schulterendoprothetik

1893 entwickelte der französische Chirurg J.P. Pean die erste bekannte Schulterprothese und stand somit am Anfang der Entwicklung der Schulterendoprothetik. Diese Prothese implantierte er einem Patienten, der unter tuberkulöser Gelenksdestruktion litt. Die Prothese wurde von Michaelis angefertigt, einem französischen Zahnarzt. Als Materialien verwendete er Hartgummi und Platin. Die Prothese konnte zunächst erfolgreich eingesetzt werden. Sie musste jedoch nach 2 Jahren wieder entfernt werden, da es zu mehrfachen Infektionen kam. Dennoch zeigte sich bereits in diesem ersten Versuch, dass durch ein künstliches Schultergelenk eine deutliche Schmerzreduktion, sowie eine Verbesserung der Gelenkfunktion erreicht werden konnten [48].

Den ersten Schritt zur modernen Endoprothetik der Schulter vollzog Charles Neer. 1951 entwickelte er eine Vitallium Humerusprothese mit der er komplizierte Frakturen des proximalen Humerus therapierte. Diese Prothese bildete die wissenschaftliche Grundlage für die noch heute verwendeten Prothesentypen [48]. Bei dieser sogenannten Neer I-

Prothese handelte es sich um eine Monoblockprothese mit 2 verschiedenen Kalottenhöhen und einem standardisierten Kopfradius [53].

Charles Neer entwickelte in den 70er Jahren die 2. Generation von Humeruskopfprothesen, die den Vorteil hatten, dass sie mehrere Schaftlängen und Schaftdurchmesser boten und so besser an die anatomischen Gegebenheiten der Patienten angepasst werden konnten. Zudem nahm Neer das Konzept der anatomischen Rekonstruktion des Schultergelenkes auf. Die Neer II Prothese bewahrte weiterhin das Prinzip der Monoblockprothese [53].

Neben Neer entwickelte auch eine Arbeitsgruppe um Mathys eine proximale Humerusprothese aus Polyacetylharz welche allerdings eher die Funktion eines Platzhalters nach Tumoroperationen oder komplizierten Frakturen hatte [61]. Die funktionellen Ergebnisse bei dieser Prothese waren vor allem aufgrund einer mangelnden Integration der Rotatorenmanschette in das Prothesenkonzept nicht zufriedenstellend [58]. Die Erkenntnis, dass die Rotatorenmanschette eine wichtige Rolle für dauerhafte Funktionalität und Stabilität der Prothese spielt, führte zur Entwicklung formschlüssiger Prothesenmodelle durch Lettin & Scales sowie Zippel zu Beginn der 70er Jahre.

Zeitgleich wurden zu Beginn der 70er Jahre auch die ersten inversen Schulterprothesen entwickelt, bei denen die Topographie von „Kugel“ und „Pfanne“ umgekehrt wurde [57]. Grundlagen erarbeiteten die Gruppen um Reeves (1971), Zippel (1972), Kölbel (1972) und Kessel (1973). Unter Berücksichtigung dieser Studien entwickelte 1985 die französische Arbeitsgruppe um Paul Grammont ein neuartiges inverses Prothesensystem, die sogenannte Delta-Prothese. Der Vorteil dieser Prothese gegenüber ihren Vorläufern lag in dem nach kaudal und medial verlegten Drehpunkt des Gelenkes, da so die Scherkräfte reduziert werden konnten und die Stabilität der Skapulakomponente wesentlich erhöht wurde [34]. Vor allem im Rahmen der Rotatorenmanschetten-Defektarthropathie spielt dieses Prothesensystem heute eine wichtige Rolle, da hier trotz Funktionsverlust der Rotatorenmanschette der M. Deltoideus durch eine Verbesserung des Hebelarms eine moderate Beweglichkeit der Schulter ermöglicht [57].

In den 80er Jahren wurden auch Gelenksoberflächenersatzprothesen erprobt, die sogenannten Cup- Prothesen. Jónsson entwickelte 1981 eine Metallkappe, die er mittels Knochenzement auf dem Humeruskopf befestigte [49]. Durchgesetzt haben sich aber die Cup-Prothesen nach Copeland, die ohne die Verwendung von Knochenzement implantiert werden [18]. Die Prothese wird durch einen zylindrisch geformten Bolzen im Humeruskopf fest verankert. Mittlerweile ist die Indikation für eine solche Prothese auf alle Schädigungen des Humeruskopfes erweitert worden [19].

Ende der 80er und zu Beginn der 1990er zeigten einige Publikationen mit großen Fallzahlen und längeren Beobachtungszeiträumen Verbesserungen im Bereich der Funktion und der Haltbarkeit der Schulterendoprothesen. Nach umfangreichen anatomischen Studien der Biomechanik des Schultergelenks [11] entwickelten Walch und Boileau die Aequalis®-Prothese. Die Besonderheit dieses Prothesensystems besteht darin, dass es sich um ein System aus 3 individuell an die Bedürfnisse des Patienten anpassbaren Modulen besteht. So stehen z.B. 9 verschiedene Kalottengrößen zur Verfügung. Dieses System ermöglicht eine nahezu exakte Rekonstruktion der physiologischen Kinematik des Gelenkes.

Der derzeitige Stand der Entwicklung ist durch eine Vielzahl verschiedener Prothesensysteme charakterisiert, die sich in Ihrer Form, Art der Fixierung und Indikation unterscheiden. Aktuell steigt die Fallzahl von Prothesenimplantationen der Schulter [57].

1.3 Indikationen zur Implantation einer Schulterendoprothese.

Die Hauptindikation für die Implantation einer Schulterendoprothese ist die Omarthrose, bei der die Mittel einer konservativen Therapie ausgeschöpft sind [48]. Eine Omarthrosen kann rheumatisch, degenerativ oder traumatisch bedingt sein.

Hauptsymptom der primären Omarthrose ist eine langandauernde schmerzhafte Funktionsstörung. Diese ist nicht durch statische Belastung, sondern vielmehr durch eine funktionelle Überbelastung des Glenohumeralgelenkes gekennzeichnet [48].

Die Patienten klagen initial sowohl über Ruhe-, als auch über bewegungsabhängigen Schmerz, der zunächst ohne eine tatsächliche Bewegungseinschränkung des Schultergelenks auftritt. Eine auffällige Einschränkung der Beweglichkeit zeigt sich erst im Folgestadium der Erkrankung, wobei insbesondere die Rotationsbewegung reduziert ist [60]. Weitere Symptome der primären Omarthrose können Kälteempfindlichkeit, arthrotisches Knarren und Myalgien sein [48]. In der röntgenologischen Diagnostik zeigen sich subchondrale Sklerosierung der Gelenkoberflächen, humerale Kranzosteophyten und subchondrale Geröllzysten. Neben diesen typischen Arthrosezeichen kann auch eine Verschmälerung des Gelenkspalts entstehen. Ein Röntgenbild im Initialstadium kann sich auch ohne auffälligen Befund darstellen [60]. Die Rotatorenmanschette ist bei der primären Omarthrose meistens intakt.

Die Humeruskopfnekrose stellt eine weitere wichtige Indikation für die Implantation einer Schultergelenkprothese dar. Die grundlegende Pathologie liegt in einer Durchblutungsstörung des Humeruskopfes. Die Ursachen hierfür sind sehr variabel. Man unterscheidet zwischen posttraumatischen Humeruskopfnekrosen in Folge von Humeruskopffrakturen, sowie nicht traumatischen Formen [60]. Die atraumatische Humeruskopfnekrose tritt in Folge der lokalen oder systemischen Anwendung von Kortisonpräparaten auf. Weitere Ursachen können Alkoholabusus, Hämoglobinopathien, Cushing-Syndrom, Morbus Gaucher und Pankreatitis sein [60]. Die Destruktion des Humeruskopfes und des Gelenks werden in der radiologischen Klassifikation nach Cruess in die Stadien I-V eingeteilt [20]. Da das Glenoid im Gegensatz zum Humeruskopf weniger von der Destruktion betroffen ist, kann bei der Versorgung mit einer Endoprothese meist auf einen zusätzlichen Pfannenersatz verzichtet werden [60].

Für die rheumatoide Arthritis sind Entzündungen der Synovia typisch, wodurch eine Destruktion der Gelenkflächen von Humerus und Glenoid entsteht. Zusätzlich kommt es früh zu Schäden an der Rotatorenmanschette. Die Läsion der Rotatorenmanschette wiederum kann einen Humeruskopfhochstand zur Folge haben [48]. Ausschlaggebend für

die Indikation zur OP und für die Implantatwahl sind das Ausmaß der Gelenkknorpelschäden und die Konstitution der Rotatorenmanschette. Sofern die Knochensubstanz ausreichend Stabilität bietet kann die Implantation einer Totalendoprothese erwogen werden. Bei einem Rotatorenmanschettendefekt oder starker Glenoiddestruktion hingegen ist eine Hemiprothese zu bevorzugen [60].

In der Traumatologie besteht die Indikation zur Prothesenversorgung zum Beispiel bei einer proximalen Humeruskopffraktur. Vor allem ältere Patienten mit schlechter Knochenqualität, z.B. mit Osteoporose, sind betroffen. Osteosynthesen sind hier schwer zu realisieren, da sie selten dauerhaften Halt im Knochen finden [48]. Bei der osteosynthetischen Versorgung von 3- und 4 Segmentfrakturen, Kalottentrümmerfrakturen und Luxationsfrakturen sind Humeruskopfnekrosen, Pseudarthrosen und Weichteilschäden durch Ruhigstellung und sekundäre Einsteifung häufige Probleme. Aufgrund der hohen Humeruskopfnekroserate bei diesen Frakturformen kann die Verwendung einer Hemi- oder Totalendoprothese erwogen werden. Dennoch sollte eine konventionelle Osteosynthese bevorzugt werden, wenn diese stabil und erfolgsversprechend ist [48]. Ob eine Osteosynthese sinnvoll ist hängt von der Reponierbarkeit, der Retinierbarkeit der Fraktur und dem Nekroserisiko ab.

Posttraumatische Omarthrosen können sowohl nach operativer, als auch nach konservativer Behandlung einer Humeruskopffraktur auftreten. Die Situation stellt sich kompliziert dar, da knöcherne Defekte in Kombination mit Schäden an Rotatorenmanschette und Schultergürtel vorliegen. Häufig entsteht nach Traumata eine Arthrose des Glenoids, so dass die Implantation eines Glenoidersatzes indiziert ist [60].

1.4 Defektarthropathie

Bei der Defektarthropathie handelt es sich um eine Gelenkdestruktion, bei der Veränderungen des Gelenkknorpels und des subchondralen Knochens nicht primär im Vordergrund stehen. Vielmehr ist die primäre Pathologie in einem Massendefekt der Rotatorenmanschette zu finden, der einen Hochstand des Humeruskopfes zur Folge hat,

sowie eine Instabilität des Schultergelenkes. Sekundär kommt es zu Veränderungen am Humeruskopf, dem Gelenkknorpel, der Schulterpfanne, sowie an der Fornix humeri [56].

Die Begrifflichkeit der Defektarthropathie der Schulter wurde 1983 von Charles Neer als eigene Krankheitsentität formuliert [66]. Neer beobachtete bei Patienten mit einer massiven Rotatorenmanschettenmassenruptur vermehrt das Auftreten von Atrophien des glenohumeralen Gelenkknorpels. Zusätzlich trat eine subchondrale Osteoporose auf, welche im Endstadium zu einem Kollaps des atrophierten Humeruskopfes führte, parallel eine Kranialisierung des Humeruskopfes verursachte und somit das klassische Vollbild der „Cuff-tear arthropathy“ zur Manifestation brachte [56].

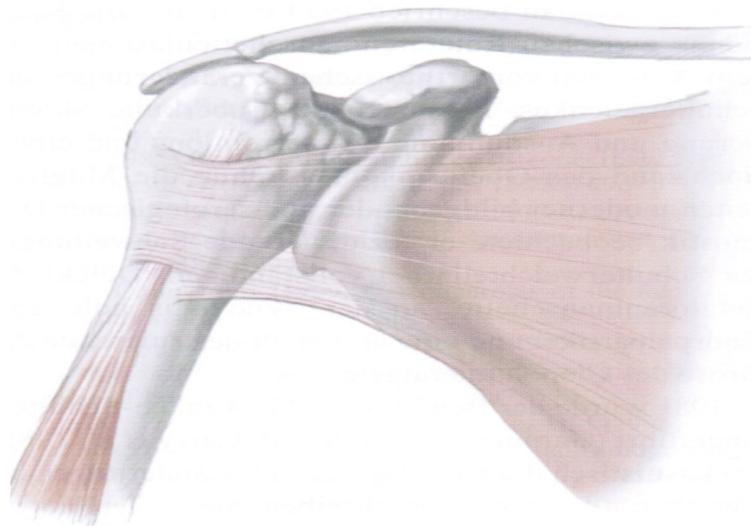


Abb.2 Schematische Darstellung der Defektarthropathie in [56]

Neer formulierte 5 Kriterien, deren gemeinsames Auftreten eine Defektarthropathie definieren [66]. Dazu gehören:

- Massendefekt der Rotatorenmanschette
- Instabilität im Glenohumeralgelenk
- Kranialisierung des Humeruskopfes
- Erosion des Akromion und des Akromioclaviculargelenkes
- Gelenkflächenkollaps des Humeruskopfes

Neben dieser morphologischen Klassifikation nach Neer gibt es mehrere andere Klassifikationen, welche die Defektarthropathie anhand von morphologischen, radiologischen oder symptomorientierten Kriterien einteilen. Beispiele hierfür sind die Einteilungen nach Hamada oder nach Sirveaux. Die Arbeitsgruppe um Hamada unterscheidet vier Röntgentypen mit zunehmender Deformität des Gelenkes nach vorangegangener Rotatorenmanschettenmassenruptur. Wesentliche Kriterien dieser Einteilung sind der akromiohumereale Abstand, sowie unspezifische Veränderungen wie z.B. Gelenkspaltverschmälerung, arthrotische Veränderungen und Zystenbildung [39]. Die Hamada Klassifikation umfasst 5 Schweregrade, wobei Grad 5 einer Humeruskopfdestruktion entspricht. Ebenfalls eine röntgenologische Einteilung formulierte die Arbeitsgruppe um Sirveaux. Hierbei stehen morphologische Veränderungen des Glenoids, des Humeruskopfes und des Akromions im Vordergrund, anhand derer 10 Subtypen der Defektarthropathie definiert wurden [83].



Abb.3.: Röntgenbefund einer Defektarthropathie

Da diese Einteilungen lediglich auf radiologischen Kriterien beruhen, hat eine deutsche Arbeitsgruppe um Loew eine Klassifikation entworfen, die die Klinik des Patienten, funktionelle Komponenten und die Röntgenmorphologie berücksichtigt [58]. Es werden 3 Subtypen voneinander abgegrenzt: Der stabil arthrotische Typ, der instabil areaktive Typ und der nekrotisch destruktive Typ.

Der arthrotisch stabile Typ I zeichnet sich durch starke Bewegungsschmerzen aus, wohingegen nur ein moderater Ruheschmerz vorliegt. Aktive Bewegung ist jedoch noch in einem Rahmen möglich, der eine adäquate Funktionalität ermöglicht. Flexion und Abduktionsbewegungen sind meist noch bis auf Schulterhöhe möglich, also je 90° [58]. Das passive Bewegungsausmaß ist deutlich eingeschränkt; es entspricht in etwa dem aktiven Bewegungsmaß und ist am Bewegungsende sehr schmerzhaft. In der Röntgenuntersuchung zeigen sich eine Verschmälerung des Gelenkspaltes, subchondrale Sklerose, Deformierung des Glenoids und eine deutliche Vergrößerung der Kontaktflächen zwischen Glenoid und dem Humeruskopf.

Typ II, der instabile areaktive Typ, ist durch eine massive Einschränkung der Bewegungsfähigkeit des Gelenkes und einem starken Kraftverlust im Arm charakterisiert. Ruheschmerzen fallen eher gering aus, die passive Beweglichkeit ist wesentlich besser als die aktive. Während der Bewegung kommt es zu einer Dezentralisierung des Humeruskopfes nach kranial. Bei der aktiven Elevation des Armes zeigt sich diese Instabilität durch ein sichtbares Hervortreten des Oberarmkopfes unter der Haut, die somit zu einer Veränderung der Oberflächenkonturen der Schulter führt. Im MRT zeigen sich entzündliche Veränderungen der Synovia und der Bursae; ebenfalls typisch sind rezidivierende Gelenksergüsse [56].

Der nekrotisch destruktive Typ III ist durch einen permanenten Ruhe- und Bewegungsschmerz gekennzeichnet. Die aktive Bewegungsfähigkeit ist nahezu vollständig verloren, die passive Beweglichkeit sehr stark eingeschränkt. In der radiologischen Untersuchung zeigen sich eine destruktive Deformation des Humeruskopfes mit Kollaps der Gelenkflächen, sowie massive Erosionen des Glenoids [58].

Bei den Typen II und III treten gehäuft Ermüdungsfrakturen des Akromions auf. Da vermehrt ein Übergang von Stadium II in ein Stadium III beobachtet wurde, wird diskutiert, ob es sich hier um einen stadienhaften Verlauf handeln könnte, der in einer Typ III Defektarthropathie seinen Endpunkt findet [58]. Abbildung 4 fasst die symptombasierte Klassifikation der Defektarthropathie zusammen.

Typ	Morphologie	Charakter	Symptomatik	Radiologische Pathologie
I	arthrotisch	stabil	<ul style="list-style-type: none"> • Bewegungs- und Belastungsschmerzen 	<ul style="list-style-type: none"> • Mäßiger Hochstand des Oberarmkopfes • Azetabularisierung • Gelenkspalt aufgehoben • arthrotische Deformierung • Inkongruenz
II	areaktiv	instabil	<ul style="list-style-type: none"> • Hochgradige aktive Bewegungseinschränkung • evtl. rezidivierende oder permanente Luxationen 	<ul style="list-style-type: none"> • Hochstand und Dezentrierung des Oberarmkopfes • Gelenkspalt erhalten • geringe arthrotische Deformierung • Kongruenz • evtl. permanente Dislokation
III	nekrotisch	destruktiv	<ul style="list-style-type: none"> • Ruheschmerz • Aktiver Bewegungsverlust 	<ul style="list-style-type: none"> • Hochstand und Kollaps des Oberarmkopfes • Glenoiderosion • Inkongruenz

Abb. 4: stadienbasierte Einteilung der Defektarthropathie nach Loew [58]

1.5 Ätiologie der Defektarthropathie

Bezüglich der Ätiologie der Defektarthropathie gibt es verschiedene Ansätze. McCarthy vermutete den Beginn der Erkrankung in der Bildung von Hydroxyl-Apaptit-Kristallen in der Gelenkkapsel, welche phagozytiert werden und so sekundär eine Entzündung und die Freisetzung von Enzymen und Kollagenen generieren [62].

Im Gegensatz zu McCarthy vermutete Charles Neer die Massenruptur der Rotatorenmanschette als Ursache [65, 66]. Die Folgen dieses Sehnenrisses sind mechanische Fehlbelastungen und Instabilität, die wiederum zum Austritt von Synovialflüssigkeit in umliegendes Gewebe führen. Hierbei kommt es zu einer Druckveränderung in der Gelenkkapsel, die eine Veränderung der Mikrozirkulation nach sich zieht und somit die Perfusion des Gelenkknorpels ungünstig beeinflussen kann. In der Konsequenz führt dies zu einer chondralen Atrophie. Die Kranialisierung des Humeruskopfes führt zu einem Impingement und sekundär zu Veränderungen des Akromions. Als Folge dieser mechanischen und mikrozirkulatorischen Veränderungen kommt es schließlich zu einer fortschreitenden Erosion des Glenoids [56, 65, 66]

Unklar ist bislang, wie prognostisch bedeutsam die Rotatorenmanschettenmassenruptur für die Entwicklung einer Defektarthropathie ist. Eine Studie Neers hat gezeigt, dass lediglich 4% der Patienten mit einer Rotatorenmanschettenruptur im weiteren Verlauf eine Defektarthropathie entwickelt haben [66]. In einer Studie der japanischen Gruppe um Hamada waren die Zahlen noch geringer. Regelmäßige Überkopfarbeiten, Rupturen der langen Bizepssehne und ein regelmäßiges Anstoßen des Humeruskopfes an die Fornix humeri konnten als prognostisch ungünstige Faktoren ausgemacht werden [39]. Ebenso könnte eine Störung des Kraftgleichgewichts zwischen vorderen und hinteren Anteilen der Rotatorenmanschette ein Faktor sein, da diese zu einer Instabilität im Drehpunkt des Gelenkes führen kann [13].

1.6 Therapiemöglichkeiten der Defektarthropathie

Die Therapie der Defektarthropathie muss verschiedenen Faktoren gerecht werden. Man sich am Beschwerdebild, der Funktionseinschränkung und dem morphologischen Erscheinungsbild. Das Spektrum der Behandlungsmöglichkeiten ist weitläufig und umfasst konservative Maßnahmen, ein subakromiales Débridement und Muskelersatzplastiken [56].

Sind diese Mittel ausgeschöpft, z.B. bei einer Defektarthropathie mit schwerwiegendem Ruhe- und Bewegungsschmerz, sollte ein Gelenkersatz in Erwägung gezogen werden. Das Behandlungsziel ist primär die Reduzierung des Ruhe- und Bewegungsschmerzes. Sekundär kann auch eine Verbesserung der Beweglichkeit erreicht werden. Dies gilt insbesondere bei den Typen II und III. Für den Gelenkersatz stehen verschiedene endoprothetische Verfahren zur Verfügung, vom Oberflächenersatz bis zu verschiedenen Modellen der Totalendoprothese. Eine Erleichterung zur Auswahl des richtigen Verfahrens kann die symptom-basierte Einteilung der Defektarthropathie sein (siehe Kapitel 1.4).

Bei den Typ I Defektarthropathien besteht das Ziel darin, dass eine schmerzfreie Bewegung im normalen Funktionsbereich wieder zu ermöglichen. Zu diesem Zweck stellt man die Kongruenz des Schultergelenks mittels einer Cup-Prothese wieder her. Diese

wird in einer etwas valgischen Stellung mit einem Inklinationwinkel von ca. 140° positioniert, um die Kontaktfläche zwischen Humeruskopf und der sekundären Gelenkpfanne zu vergrößern [58]. Alternativ kann auch die Implantation einer konventionellen Humeruskopfprothese erwogen werden.

Die Therapie des Typ II ist anders, da hier im Gegensatz zu Typ I nicht die knöcherne Deformität im Vordergrund steht, sondern das Funktionsdefizit der Rotatorenmanschette. Um das Funktionsdefizit zu reduzieren, kann man eine Prothese mit Pfannenersatz und Humeruskopfersatz implantieren [58]. Die zweite Möglichkeit besteht in der Implantation einer inversen Prothese. Dieses Prothesensystem verlagert den Drehpunkt nach kaudal und medial, wodurch der Hebelarm des M. Deltoideus verbessert wird und erhöht so die Gesamtbeweglichkeit der Schulter in erheblichem Ausmaß erhöht [34].

Bei der Typ III Defektarthropathie schließlich stehen sowohl der Ruheschmerz, als auch eine globale Beweglichkeitsinsuffizienz des Gelenkes im Vordergrund. Zur Beseitigung des dauerhaften Schmerzes ist eine komplette Synovektomie und Bursektomie indiziert, die Beweglichkeit hingegen ist nur durch die Implantation einer inversen Prothese wieder zu verbessern [58]. Da es bei dieser Form der Defektarthropathie zu einem Verlust von Knochensubstanz kommen kann, stellt sich die Implantation der Glenosphäre schwierig dar.

Die Entscheidung für ein Therapiekonzept muss in Abhängigkeit von den Beschwerden und dem morphologischen Arthrosetyp in Absprache mit dem Patienten hinsichtlich des Operationszieles getroffen werden [56].

1.7 Prothesentypen

Die Humeruskopfprothese hat einen langen Weg der Entwicklung hinter sich; Er begann 1951 mit der Prothese nach Charles Neer. Diese Prothese wurde in mehreren Generationen immer weiter modifiziert, so dass mehr Einstellungsmöglichkeiten zur Verfügung stehen, die eine individuelle Anpassung der Prothese ermöglichen. Dies ist besonders wichtig, da anatomische Studien gezeigt haben, dass es große interindividuelle Differenzen in der

Humerusanatomie gibt und sich sogar die beiden Schultergelenke einer Person stark unterscheiden können [44, 93]. Aktuelle Modelle befinden sich bereits in der 4. Generation, die eine nahezu perfekte Anpassung an die Anatomie des Patienten ermöglichen. Durch die folgenden vier Faktoren zeichnet sich eine moderne Prothese aus: variables Offset, Modularität, anatomisches Design und variable Inklination [53].

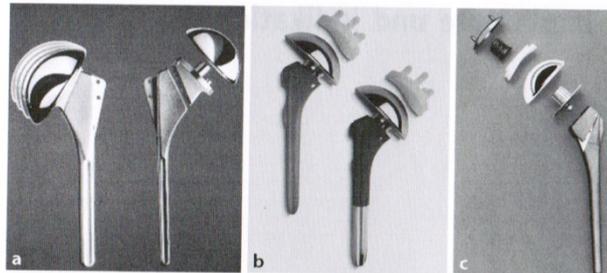


Abb. 5: Schulterendoprothesen der 3. Generation mit individueller Adaptierbarkeit in [48]

Um eine möglichst genaue anatomische Rekonstruktion zu ermöglichen, müssen Anatomie und Prothesendesign berücksichtigt werden. Die Ante- bzw. Retrotorsion der Gelenkoberfläche zur transepikondylären Achse des Ellenbogens ist nicht nur interindividuell, sondern auch zwischen rechter und linker Schulter meist verschieden. Sie liegt durchschnittlich zwischen 0° und 55° [69]. Die Inklination bezeichnet den Winkel zwischen dem metaphysären Schaft und dem Collum anatomicum des Humeruskopfes. Er liegt in der Regel zwischen 30° und 55° und ist wichtig für die Festlegung der Resektionsebene [53]. Als Offset bezeichnet man die Relation zwischen dem Zentrum des Humeruskopfes und dem Zentrum des Humerusschaftes. Im Durchschnitt ist das Humeruskopfzentrum um 4–14 mm nach medial und um –2–10 mm nach posterior versetzt [11, 53].

Die Materialien müssen hohen Ansprüchen genügen und Phänomenen wie „Stress Shielding“ und Korrosion gegenüber widerstandsfähig sein. Die Schäfte bestehen aus Edelstahl, Titan oder Kobaltchromlegierungen. Die Gleitkomponenten, sofern das Glenoid ersetzt werden muss, bestehen aus Polyethylen [53]. Bei jüngeren Patienten wird eine zementfreie Implantation der Schaftkomponente bevorzugt. Eine zementfreie „Press-fit-Implantation“ hat den Vorteil, dass spätere Prothesenwechsel leichter durchzuführen sind, wobei die Stabilität vergleichbar ist zu einem Implantat mit Zement [53].

Bei den Oberflächenersatzprothesen (Cup-Prothesen) handelt es sich um einen ausschließlichen Ersatz der anatomischen Gelenkfläche. Ein Vorteil dieser Prothesenform liegt darin, dass nur wenig Knochen reseziert werden muss und so die Option späterer endoprothetischer Eingriffe offen bleibt [54]. Dies ist vor allem bei jüngeren Patienten ein Vorteil.

Die ursprüngliche Indikation für die Implantation einer inversen Schulterprothese ist eine Schultergelenksarthrose mit Ruptur der Rotatorenmanschette, also eine Defektarthropathie [34, 54]. Das biomechanische Prinzip dieser Prothese besteht in einer Umkehrung der anatomischen Verhältnisse. Somit artikuliert ein konvexer Gelenkkopf, der am Glenoid befestigt wird, mit einem konkaven Humerusanteil, so dass ein stabiles Drehzentrum wieder hergestellt wird. Durch die mechanische Umstellung von Humerus und Skapulakomponente kommt es zudem zu einer Verlagerung des Drehzentrums nach medial und kaudal. Der Effekt dieser Einstellung ist eine Verlängerung des Hebelarms des M. Deltoideus [54]. Die Vorspannung des M. Deltoideus erhöht sich, so dass der Anteil der posterioren und anterioren Fasern, die als Abduktoren eingesetzt werden können, steigt [10]. Die Hauptprinzipien der Biomechanik der inversen Prothesen liegen in einem fixen Rotationszentrum, welches den funktionellen Verlust der Rotatorenmanschette kompensiert und Stabilität gewährleistet. Das medialisierte Drehzentrum hat eine Verminderung der Wirkung von Torsionskräften auf das Glenoid zur Folge [10]. Der Grund für die geringe Luxationsrate dieses Prothesenmodells ist wahrscheinlich durch den auf die Gelenkpfanne zentrierten Kraftvektor des M. Deltoideus zurückzuführen [91].

2. Methodik

2.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum von Januar 2009 bis Mai 2010 wurden insgesamt 26 Patienten im Rahmen dieser Arbeit einer Follow-up Untersuchung unterzogen, nachdem Sie im Rahmen der Therapie der Defektarthropathie einen endoprothetischen Gelenkersatz erhalten haben. 10 Patienten wurden mit einer anatomischen Prothese versorgt (38,5%). Dabei wurde 8 mal eine Prothese vom Typ Univers-3D der Firma Arthrex verwendet, sowie 2 mal eine Aequalis Hemiprothese. 14 Patienten erhielten eine inverse Prothese (53,8%), davon 13 eine Prothese vom Typ Aequalis reversed. 1 Patient erhielt eine inverse Tornier Prothese. 2 Patienten wurde ein Oberflächenersatz vom Typ Copeland EAS implantiert (7,6%). Aus diesem Kollektiv waren 15 Personen Frauen (57,7%), 11 Personen waren Männer (42,3%).

Insgesamt erfolgte bei 20 Patienten (76,9%) eine Prothesenimplantation rechtsseitig, bei 6 Patienten (23%) linksseitig. 2 Patienten aus dem Kollektiv haben eine beidseitige endoprothetische Versorgung erhalten (7,7%). Bei 22 Patienten war der rechte Arm der dominante (84,6%), bei vier Patienten der linke Arm (15,3%). Präoperativ bestanden Beschwerden für durchschnittlich 4,5 Jahre. Das durchschnittliche Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Follow-up Untersuchung betrug 73,96 Jahre (62-83 Jahre). Der durchschnittliche Follow-up Zeitraum post-OP lag bei 43,5 Monaten (15-114 Monate). Die prä-operativen Werte lagen nur für 18 Fälle vor.

2.2 Datenerhebung und Material

Die Patienten wurden zu einem Anamnesegespräch, sowie einer klinischen Untersuchung der Schulter in der Schultersprechstunde der Uniklinik Münster vorgestellt. Im Anschluss an die Untersuchung erfolgte eine Röntgenuntersuchung der Schulter im anterior posterioren Strahlengang und in axialer Position.

Im Rahmen des Gespräches füllten die Patienten den „Schulterstundfragebogen“ zu ihren subjektiven Beschwerden und Einschränkungen aus. Im Anschluss daran wurde die Schulter klinisch untersucht und die Beweglichkeits- und Kraftwerte für den Constant Score erhoben. Die Bewertung der Röntgenbilder erfolgte am Ende der Studie unter Hinzuziehung der präoperativen und der postoperativen Bilder. Dabei erfolgte die Einteilung der präoperativen Befunde gemäß den Klassifikationen der Defektarthropathie nach Hamada [39] und Loew [58]. In den neu angefertigten Bildern wurde die Prothesenposition bewertet. Bei Patienten mit einer inversen Endoprothese wurden die Bilder hinsichtlich eines inferioren Skapula-Notching analysiert und nach der Sirveaux Klassifikation eingeteilt [83].

2.3 Constant Score

Der Constant Score nach Constant und Murley [17] dient zur Erfassung subjektiver und objektiver Kriterien von Schultererkrankungen. Insgesamt können die Patienten maximal 100 Punkte erreichen, wobei die subjektiven Kriterien Schmerz und Alltagsaktivitäten, maximal 15 bzw. 20 Punkte in der Gesamtwertung ausmachen können.

Die Schmerzskala wird in 15 Einzelschritte eingeteilt. Der Wert 0 auf der Skala bedeutet Schmerzfreiheit, wohingegen der Wert 15 maximalen Schmerz symbolisiert und mit 0-Score Punkten versehen ist. Die Patienten sollen dieser Skala den am stärksten verspürten Schmerz im Verlauf des täglichen Lebens zuordnen (Abb. 6).

Schmerz

Schmerz	kein	mild					mäßig					Starke Schmerzen				
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Punkte	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0

Abb. 6: Constant-Schulter Score- Schmerz

Die Erfassung der Alltagsaktivitäten umfasst die Arbeitsfähigkeit, Freizeit- und Sportfähigkeit, wobei hier die Skala bei 0 Punkten beginnt „schlechte Fähigkeit“ und bei „sehr guter Fähigkeit“ bei je 4 Punkten endet. Die Schlaffähigkeit wird in drei Stufen unterteilt, von 0 Punkten für „regelmäßiges Aufwachen“ bis zu maximal 2 Punkten für „ungestörten Schlaf“. Die Handreichweite wird nach schmerzfreier Verrichtung von leichten Arbeiten bewertet, wobei die minimal bewertete Höhe die Arbeitshöhe auf Gürtellinie ist und mit 2 Punkten bewertet wird. Die Maximalpunktzahl von 10 wird bei einer Arbeitshöhe über Kopfniveau erreicht.

Die objektiven Kriterien bestehen aus der Motilität (max. 40 Punkte) und der Kraftmessung mittels Federwage [17] (max. 25 Punkte). Bei der Beweglichkeitsuntersuchung werden zunächst die aktive schmerzfreie Flexion und Abduktion der Schulter erfasst (Abb.7).

	Flexion	Abduktion
0°-30°	0	0
31°-60°	2	2
61°-90°	4	4
91°-120°	6	6
121°-150°	8	8
151°-180°	10	10

Abb. 7 Motilitätsbewertung im Constant-Schulter-Score

Es werden verschiedene Komplexbewegungen durchgeführt, die Außen- und Innenrotationsfähigkeit objektivieren sollen. Für Außen- und Innenrotation sind jeweils maximal 10 Punkte zu erreichen. Ein Beispiel für Komplexbewegungen, die bei Prüfung

der Außenrotationsfähigkeit durchgeführt werden, ist das Positionieren der Hand auf dem Scheitel mit gleichzeitiger Seitstellung des Ellenbogens.

Die Kraftmessung mittels einer Federwaage erfolgt in stehender Position bei 90° Abduktion des Arms in der Scapulaebene. Die dabei aufgewendete Kraft wird in Kilogramm gemessen. Die im Rahmen der Auswertung ermittelten Werte wurden in Kilopont (kp) umgerechnet. Dabei wird in Schritten von 0,45kg jeweils ein Punkt vergeben. In Addition kann ein Patient einen Maximalwert von 25 Punkten für eine Gewichtsleistung von 11,25 kg erreichen.

Ein abschließender Punktwert unter 51 Punkten spricht für einen schlechten Zustand der Schulter. 51- 75 Punkte sprechen für einen befriedigenden, 75- 89 Punkte für einen guten und über 90 Punkte für einen sehr guten Zustand der Schulter.

1991 führte Constant einige Modifikationen in der Auswertung des Score ein, indem er diese vom Alter des Patienten abhängig machte. So muss z.B. ein Patient zwischen 60 und 70 Jahren nur 80% der Leistung eines Patienten zwischen 20 und 30 Jahren erreichen, um einen gleichwertigen Funktionszustand zu erreichen [16, 27].

2.4 ASES Score/ Schulterbogen des UKM

Bei dem Schulterstundfragebogen des UKM handelt es sich um einen Fragebogen, den die Patienten vor Beginn der Untersuchung selbständig ausfüllen. Dabei werden die subjektiven Einschätzungen der Patienten bezüglich ihres Schmerzempfindens, ihrer Alltagsbelastbarkeit und der Zufriedenheit mit dem OP-Ergebnis erfasst. Der Bogen beginnt mit einer Schmerzskala von 1 bis 10, wobei 1 „gar kein Schmerz“ bedeutet, während 10 den „stärksten vorstellbaren Schmerz“ markiert. Diese wird für beide Arme einzeln erfragt.

Haben Sie Schmerzen in der Schulter?

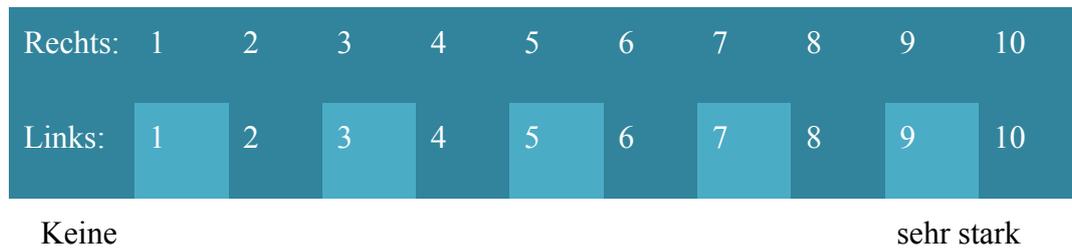


Abb. 8 Schmerzskala im Schulterfragebogen des UKM

Der nächste Fragenkomplex erfasst das subjektive Instabilitätsempfinden des Patienten mit einer strukturell genauso angelegten numerischen Ranking Skala (NRS).

Danach folgt ein Fragenkomplex, in dem die Patienten ihre Fähigkeiten zur Verrichtung täglichen Lebens und die Beeinflussung dieser durch ihre Schultererkrankung bewerten. Dazu dient erneut eine NRS, die vier Unterscheidungsmöglichkeiten zulässt (Abb. 9). Wenn eine Tätigkeit „unmöglich“ ist, wird sie mit 0 bewertet, „sehr schwer“ mit 1, „schwierig“ mit 2 und „unproblematisch“ mit 3.

Markieren Sie bitte, ob Sie in Verrichtungen des täglichen Lebens aufgrund Ihrer Schultererkrankung eingeschränkt sind: 0= unmöglich, 1= sehr schwer, 2=schwierig, 3=kein Problem

	rechts	links
Anziehen eines Mantels	0 1 2 3	0 1 2 3
Schlafen auf der Seite	0 1 2 3	0 1 2 3
Den Rücken waschen	0 1 2 3	0 1 2 3
Das Gesäß waschen	0 1 2 3	0 1 2 3
Kämmen	0 1 2 3	0 1 2 3
Einen 2,5 kg schweren Gegenstand über Schulterniveau heben	0 1 2 3	0 1 2 3
Etwas aus einem hohen Regal nehmen	0 1 2 3	0 1 2 3
Einen Ball über Kopf werfen	0 1 2 3	0 1 2 3

Abb. 9: Bewertung des Alltages im Schulterfragebogen des UKM

Im Anschluss folgen zwei Skalen, ähnlich der Schmerzskala, die sich mit der Einschränkung in der Berufsausübung und der Sportfähigkeit befassen.

Abgeschlossen wird der Fragebogen mit einer NRS zu der Frage: Sind Sie mit dem OP-Ergebnis zufrieden? Der Wert 1 stellt die niedrigste Stufe der Zufriedenheit dar und 10 steht für die maximale Zufriedenheit des Patienten.

In dem Fragebogen der amerikanischen Gesellschaft für Schulterchirurgie und Ellenbogenchirurgie (ASES) werden prinzipiell dieselben Items abgefragt. Schmerz wird mit Hilfe einer Skala von 1-10 erfasst. Ebenfalls werden 10 Fragen zum Funktionszustand

der Schulter gestellt, die genau wie im Fragebogen des UKM mit „unmöglich“, „sehr schwer“, schwierig“ und „kein Problem“ beantwortet werden können. Beim ASES Score kann ein Maximalpunktstand von 100 Punkten erreicht werden [73]. Aufgrund der strukturellen Übereinstimmungen lässt sich der ASES Score problemlos aus dem UKM-Schulterfragebogen berechnen.

2.5 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung wurde mit dem SPSS 12.0 Software Packet (SPSS Science, Chicago, Illinois) durchgeführt. Zum Vergleich der prä- und postoperativen Daten des Constant- und ASES- Score wurde der t-Test verwendet. Die vorhergegangene Auswertung ergab, dass alle Daten normalverteilt sind. Das statistische Level für Signifikanz lag bei $p < 0,05$. Neben dem t-Test wurde der Chi-Quadrat Test als weiterer Test verwendet.

Aufgrund der zu geringen Gruppenstärke der Patienten mit einem Oberflächenersatz erfolgte mit dieser Gruppe keine statistische Vergleichsuntersuchung.

2.6 Prothesenmodelle

Die Copelandprothese ist ein Implantat, das zementfrei verankert wird. Es stehen 8 verschiedenen Cup-Größen zur Verfügung mit Krümmungsradien von 50 mm oder 54 mm. Der Cup ist aus einer Kobaltchrommolybdänlegierung gefertigt. Die Innenseite ist mit Hydroxylapatit beschichtet, welches die Haftung auf der Knochenoberfläche verbessern soll [53]. Ebenso besitzt der Cup auf der Innenseite einen sogenannten „Press-fit-Zapfen“ der mit Verankerungsrippen versehen ist und so zur Rotationsstabilität beiträgt. Die Copelandprothese gilt als der Oberflächenersatz mit der größten klinischen Erfahrung, so

dass nach einer Studie von Levy und Copeland neben der rheumatoiden Arthritis auch die Omarthrose als Indikation für einen Oberflächenersatz anerkannt wurde [19, 52]



Abb. 10: a Copeland-Cup (Fa. Biomed) [53]

Die inverse Prothese nach Grammont, die Delta-III-Prothese, besteht aus einer Basisplatte, die zementfrei gegen die medialisierte Pfannenfläche verankert wird, zumeist durch einen zentralen Stift und periphere Schrauben, die in einem Winkel von 34° eingebracht werden. Auf diese Basisplatte wird die Glenosphäre aufgeschraubt. Die humerale Seite des Gelenks besteht aus einem Schaft, einer modularen Halskomponente und dem Inlay, welches eine Polyethylenpfanne ist. Diese wird in einem Inklinationwinkel von 155° implantiert [11]. Es stehen verschiedenen Schäfte zur Verfügung, die zementiert oder zementfrei implantiert werden können, sowie diverse metaphysäre Komponenten und Inlays in verschiedenen Größen. Die Schäfte bestehen in der Regel aus Cobaltchromlegierungen, wobei einige Hersteller die Legierung mit Titanium oder Aluminium erweitern um eine höhere mechanische Festigkeit zu erreichen. Das Inlay besteht aus einem besonders widerstandsfähigen Polyethylen, dem UHMWPE, einem ultrahochmolekularen Polyethylen. Die Glenosphäre besteht aus Cobalt- Chromium-Molybdenum. Dieses Material gilt ebenfalls als sehr verschleißfest; die Glenosphären stehen genau wie die anderen Komponenten in verschiedenen Größen zur Verfügung. Beim Ursprungsmodell der Firma DePuy standen Glenosphären mit den Durchmessern 36mm bzw. 42 mm zur Verfügung [10]. Die in unserer Studie verwendete Aequalis® reversed Prothese, die 2002 von Tornier entwickelt wurde, entspricht dem von Grammont entwickelten Prothesenkonzept [87]. Die Vorteile dieser Prothese liegen vor allem in der

multidirektionalen Schraubenverankerung der Glenoidkomponente, sowie den zahlreichen Möglichkeiten die Lateralisierung des Humerus individuell anzupassen [26].



Abb. 11: Aequalis® reversed Prothese

Der in dieser Studie verwendete Hemiprothesentyp ist die Arthrex Univers™ 3D-Schulterendoprothese. Sie ist eine Schulterprothese der 4. Generation. Die Prothese besteht grundsätzlich aus 4 Teilkomponenten, dem Prothesenschaft, dem Kalottenträger, dem Prothesenkopf und der Glenoidkomponente [5]. Aufgrund der Defektarthropathieindikation für die Implantation der Prothese wurde keine Glenoidkomponente implantiert. Die modulare Bauweise ermöglicht die Einstellung von Inklinationwinkel, Retrotorsionswinkel und Kopfxzentrizität individuell an die Bedürfnisse des Patienten anzupassen.

Die Schaftkomponente besteht aus einer Titanlegierung. Er weist proximal eine rechteckige Form auf und läuft nach distal konisch zu. Zum Rotationsschutz ist eine Finne integriert. Die Schaftkomponente steht in den Größen 6-12 zur Verfügung, die Inklination kann zwischen 125° und 145° gewählt werden. Über den Kalottenträger werden der Prothesenschaft und die Glenosphäre miteinander verbunden. Der Gelenkkopf besteht aus einer Cobalt-Chromlegierung und ist in Höhe (15-22 mm), Durchmesser (43-51 mm) und Radius (23-26 mm) einstellbar [5].

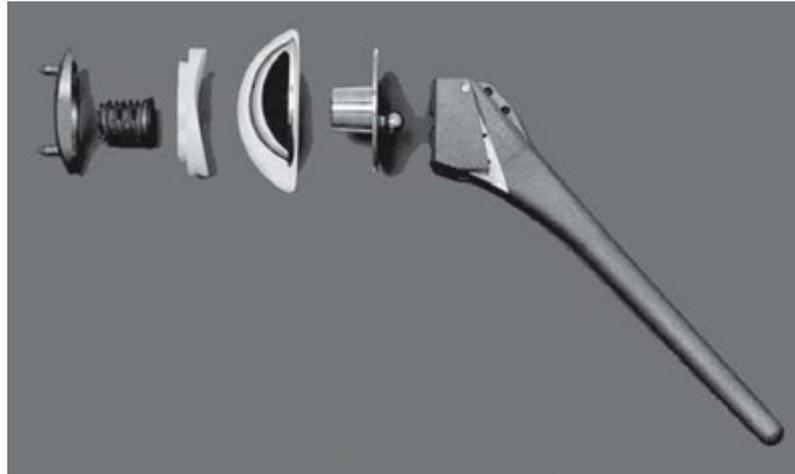


Abb. 12: Arhtres Univers™ 3D- Endoprothese

2.7 OP Vorbereitung

Präoperativ erfolgte eine klinische Untersuchung und Überprüfung der Indikationsstellung. Die Beweglichkeitsprüfung erfolgte mittels der Neutral-Null-Methode. Hervorzuheben sind die funktionellen Tests Rotatorenmanschette, da ihr Zustand und ihre Funktion entscheidend für die Auswahl des Prothesendesigns waren und für das zu erwartende funktionelle Ergebnis [32]. Das funktionelle Ergebnis wird kaum von einer Ruptur des M. supraspinatus beeinflusst, Schäden am M. Subscapularis oder M. infraspinatus hingegen gelten als prognostisch ungünstig [89].

Nach ausführlicher Aufklärung, sowie Anfertigung von Röntgenaufnahmen des Schultergelenkes in 3 Ebenen zur Operationsplanung, wurde die Prothesenimplantation durchgeführt. Die anästhesiologische Vorbereitung erfolgte nach den allgemein gültigen Standards. Zur besseren peri- und postoperativen Schmerztherapie erfolgte durch die Anästhesie jeweils die Anlage eines interskalenären Schmerzkatheters.

2.8 Operationstechnik

Die Lagerung zur OP erfolgte in der sogenannten „Beach-Chair-Position“, wobei der Oberkörper bis ca.45° aufgerichtet wurde. Die Lagerung des Kopfes erfolgte in einer Kopfstütze, so dass der zu operierende Arm einen leichten Überhang aufwies und so eine freie Außenrotation und Hyperextension ermöglichte. Die Desinfektion und das sterile Abdecken des Operationsfeldes erfolgten nach den allgemeinen chirurgischen Standards.

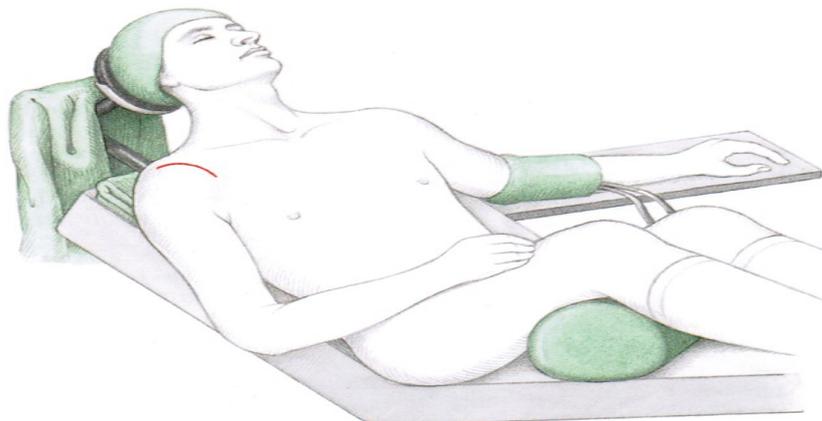


Abb. 13: Beach-Chair Lagerung

Als operativer Zugang wurde der deltopektorale Zugang gewählt [3, 38]. Zur Orientierung dienten als anatomische Landmarken der Processus coracoideus, das Akromioklavikulargelenk, das Akromion selbst und der ventrale Rand der lateralen Klavikula. Die Länge des Schnittes war u.a. von den Weichteilverhältnissen und dem Ermessen des Operateurs abhängig.

Unter Durchtrennung der Subkutanschicht erfolgte die Präparation auf die Deltoideusfaszie. Anschließend wurde die Vena cephalica aufgesucht, da diese die Leitstruktur der Grenze zwischen dem M. Deltoideus und M. pectoralis ist [36, 72]. Die V. cephalica wurde nach lateral präpariert und verblieb wenn möglich in einem zusammenhängenden Paket mit dem M. Deltoideus. Nun wurde der M. Deltoideus vom M. Pectoralis durch stumpfe digitale Präparation abgelöst. Der M. Deltoideus wurde mit einem Roux-Haken nach lateral gehalten, die Pektoralismuskulatur unter Einsatz eines

oder mehrerer Langenbeck-Haken nach medial gehalten. Eine Darstellung des N.axillaris wurde nicht obligat durchgeführt.

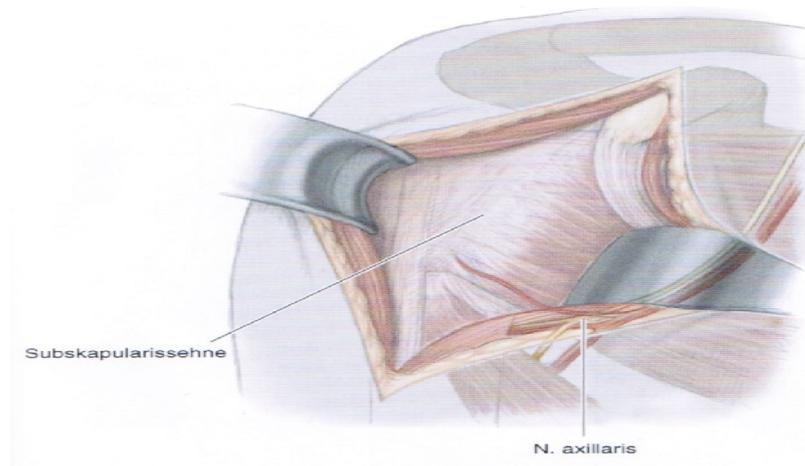


Abb 14: Palpation des Nervus axillaris am Unterrand der Subskapularissehne

Im folgenden Schritt wurde die Subskapularissehne unter Belassung eines ca. 5 mm langen Stumpfes [3] am Tuberculum minus abgesetzt, welcher nach erfolgreicher Implantation die Option einer Refixation von Sehne zu Sehne ermöglichte. Anschließend wurde der Humeruskopf unter Hilfe von Hohmannhebeln schrittweise luxiert.

Bis zu dem Schritt der Humeruskopfdarstellung gleichen sich die Protheseneingriffe unabhängig vom Prothesenmodell. Im folgenden Abschnitt werden die Implantation einer Humeruskopfprothese und einer inversen Prothese detailliert beschrieben.

2.8.1 Humeruskopfprothese

Nach der Luxation des Humeruskopfes unter Außenrotation und Verwendung von Hohmann-Hebeln war dieser frei zugänglich. Der Oberarm wurde senkrecht in ca. 30° Außenrotationsstellung positioniert. Nach Abtragung aller Osteophyten erfolgte die Gelenkflächenresektion des Humerus auf Höhe des Collums anatomicum mittels einer oszillierenden Säge. Die Gelenkfläche wurde einer Inklination um 130° und einer

Retroversion von 20-30° reseziert [43]. Nun wurde der Markraum mit einem Pfriem eröffnet und anschließend mit verschiedenen großen Ahlen präpariert.

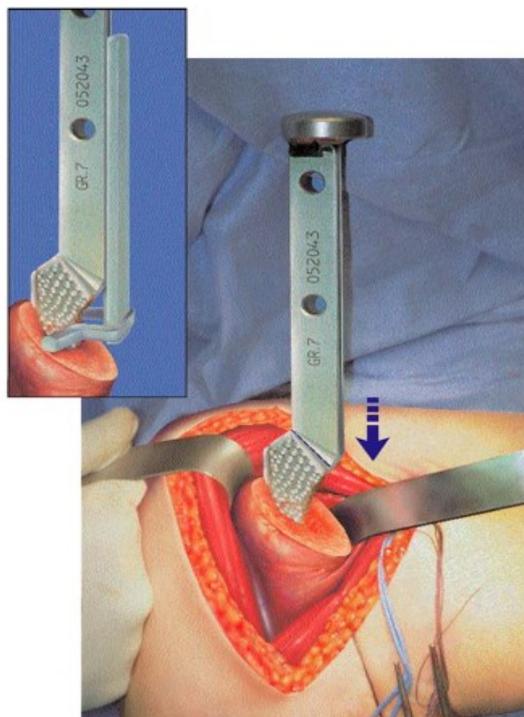


Abb 15: Eröffnung des Markraumes

Danach wurde die Inklination der Resektionsfläche gegenüber der Schaftachse abgemessen, sodass ein Probeschaft gewählt werden konnte. Anschließend wurde ein Inklinationsadapter eingeführt. Sofern dieser passte, konnte nun das Implantat eingesetzt werden. In 3 Fällen wurde der Schaft zusätzlich mit Zement befestigt. In diesen Fällen wurde zusätzlich ein Markraumstopper verwendet. Auf dem Konus des Schaftes wurde schlussendlich die passende Kalottenprobekomponente verankert.

Im nächsten Schritt erfolgte eine Probereposition des Humerus, um die Verschieblichkeit zwischen Pfanne und Kopf zu testen. Dabei wurde auch die Spannung der Weichteilkomponenten berücksichtigt. Bei zu hoher Spannung musste gegebenenfalls ein Weichteilrelease durchgeführt werden [43]. Die an der Probeprotthese eingestellten Werte für die Kalotte wurden bei guter Positionierung auf die Originalkalotte übertragen. Diese wurde dann auf dem Konus angebracht und mit einem Hammerschlag impaktiert. Nach

erfolgreicher Reposition des Gelenks, wurde das OP-Gebiet sorgfältig gespült und die Subscapularissehne am dafür belassenen Sehnenstumpf reinsertiert (Abb. 16).

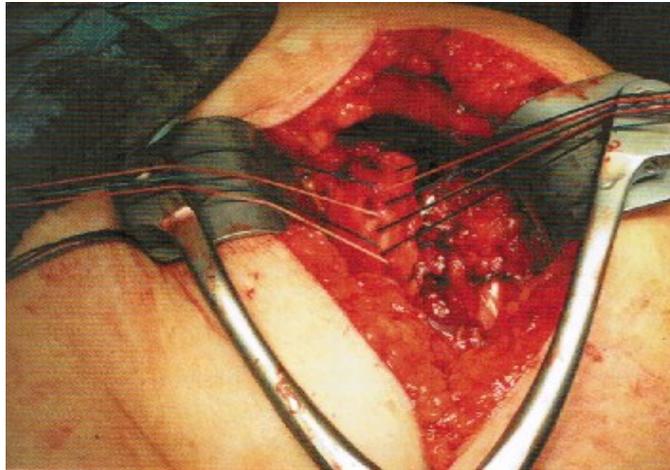


Abb. 16: Reinsertion der Subskapularissehne

2.8.2 Inverse Prothese

Der Zugang erfolgte über den deltopektoralen Zugang. Durch Außenrotation des Gelenks wurde der Humeruskopf luxiert. Anschließend erfolgte die Eröffnung des Humerus mit dem Pfriem und Einführung der Resektionslehre [75]. Bei idealer Positionierung wurde der Humeruskopf mittel oszillierender Säge reseziert. Das Auffräsen des Schaftes erfolgte mit Fräsen aufsteigender Größe. Danach konnte die Schaftlänge der Humeruskomponente bestimmt werden. Im Anschluss wurde eine Probeprotthese in den präparierten Schaft eingebracht, die während der Präparation des Glenoids im Schaft zum Schutz des Humerus verblieb [75].

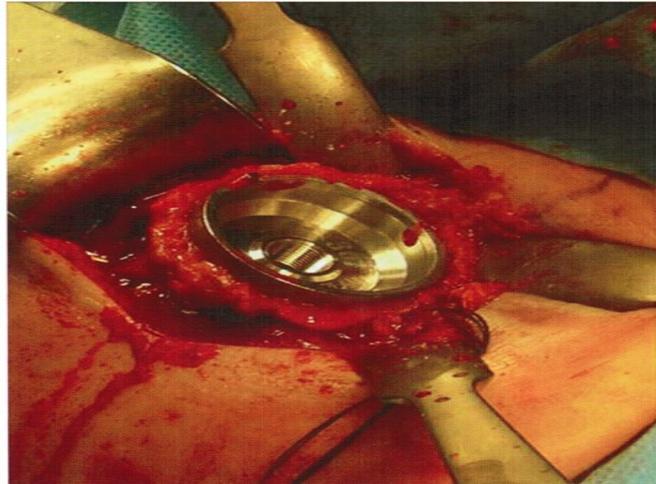


Abb. 17: Einbringen des Probeschafes mit Metaphyse zum Knochenschutz vor Glenoidexposition

Um das Glenoid vorzubereiten erfolgte die optimale Darstellung der Pfanne mit Hilfe von 3 Retraktoren. Der inferiore Hohmann-Hebel diente dem Schutz des N. axillaris [75]. Bei stabiler Knochensubstanz des Glenoids konnte zentral in den Glenoidhals ein Führungsdraht positioniert werden. Durch eine zentrale Bohrung wurde die Glenoidoberfläche für die Implantation der Basisplatte vorbereitet. Anschließend impaktierte der Operateur die Basisplatte mit einem Setzinstrumentarium und verankerte sie mit winkelstabilen Schrauben im Scapulahals. Nach sicherer Basisplattenimplantation konnte die passende Glenospähre eingeschraubt werden.

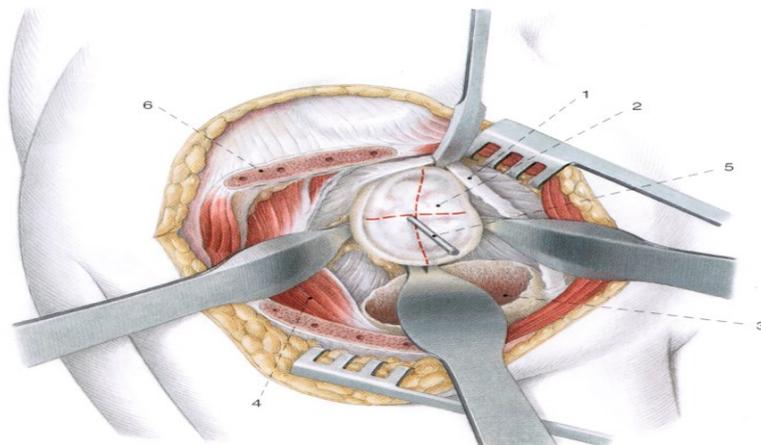


Abb.18: Darstellung des Glenoids und Einbringen eines Führdrahtes in Orthopädische OP-Lehre

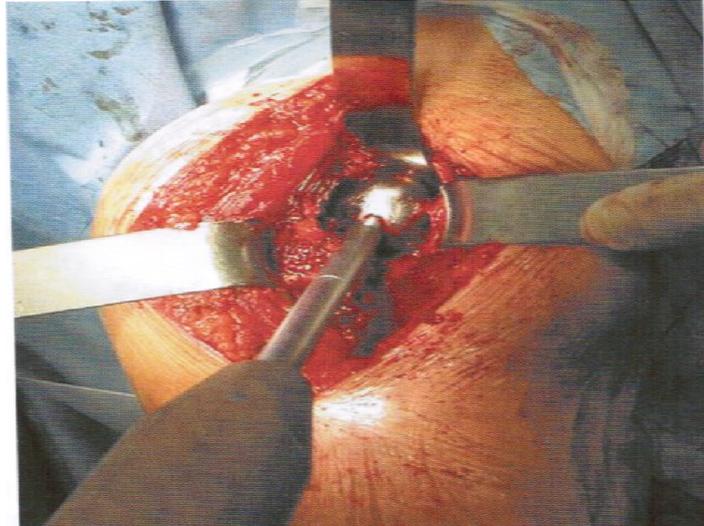


Abb. 19: Sicherung der Glenosphäre mit zentraler Arretierungsschraube

Nach vollständiger Implantation der Glenoidkomponente konnte nun die Implantation der Humeruskomponente abgeschlossen werden. Nach einer Probereposition des Gelenks wurde das endgültige Implantat in den Humerus implantiert. In 11 von 14 Fällen wurde die Humeruskomponente zementiert. Nach Aushärten des Zements erfolgten der Einsatz von Probeinlays und eine erneute Probereposition des Gelenks unter Prüfung der Weichteilspannung. Nach Feststellung der passenden Inlay-Größe (zwischen 3-12 mm) wurde das Originalimplantat der entsprechenden Größe auf der Humeruskomponente befestigt und das Gelenk endgültig reponiert. Eventuell verbliebene rekonstruktionsfähige Anteile der Rotatorenmanschette wurden, soweit diese präoperativ noch vorhanden waren, mit nicht resorbierbaren Fäden refixiert [75]. Die Wunde wurde schichtweise verschlossen unter Einlage einer Redondrainage. Postoperativ wurde der korrekte Prothesensitz durch eine Röntgenkontrolle geprüft.

2.9 postoperatives Management

Die Schmerztherapie erfolgte mit Opiaten und Antiphlogistika. Zudem erfolgte im Rahmen der Operation die Anlage eines interskalinären Schmerzkatheters, so dass mittels eines

Lokalanästhetikums die nozizeptiven Fasern des Plexus anästhesiert wurden [23]. Routinemäßig erhielt jeder Patient für den Zeitraum des stationären Aufenthaltes eine Thromboseprophylaxe. Im postoperativen Verlauf wurden die Entzündungsparameter laborchemisch kontrolliert (CRP und Leukozyten) [82].

Der Arm wurde postoperativ für 4 Wochen durch eine Abduktionsschlinge, in Form eines Gilchrist-Verbandes, immobilisiert [2]. So befand sich das Gelenk in einer Abduktionsstellung von 10-20°. Als unterstützende Maßnahmen wurden bei Bedarf Kälteanwendungen oder Lymphdrainage verordnet.

Nach Abnahme des Gilchrist-Verbandes wurden physiotherapeutische, stabilisierende und kräftigende Übungen der Scapulafixatoren und isometrischen Übungen für die Rotatorenmanschette eingeleitet. Der M. subscapularis wurde davon zunächst ausgenommen, um ein Einheilen der Sehne zu ermöglichen. Ab der 6. Post-operativen Woche waren freie aktive und passive Gelenkbeweglichkeit bis zum Erreichen der Schmerzgrenze erlaubt. Zusätzlich wurden humeruszentrierende, dynamische und stabilisierende Übungen, sowie eine Kräftigung der Rotatorenmanschette ab der 9. Woche verordnet. Wiedervorstellungen in der Schultersprechstunde des UKM erfolgten in der 6. und in der 12. post-operativen Woche, in denen individuell das weitere Procedere hinsichtlich der Mobilisation vereinbart wurde.

3. Ergebnisse

3.1 Gesamtkollektiv

Das Gesamtkollektiv umfasste insgesamt 26 Personen, darunter 11 Männer und 15 Frauen. In 20 Fällen war die rechte Schulter von einer Defektarthropathie betroffen, in 6 Fällen die linke. In 22 Fällen war der dominante Arm des Patienten betroffen, was einer Quote von 84,5% entspricht (Abb. 18). In 4 Fällen, also bei 15,4%, war die nicht dominante Seite erkrankt.

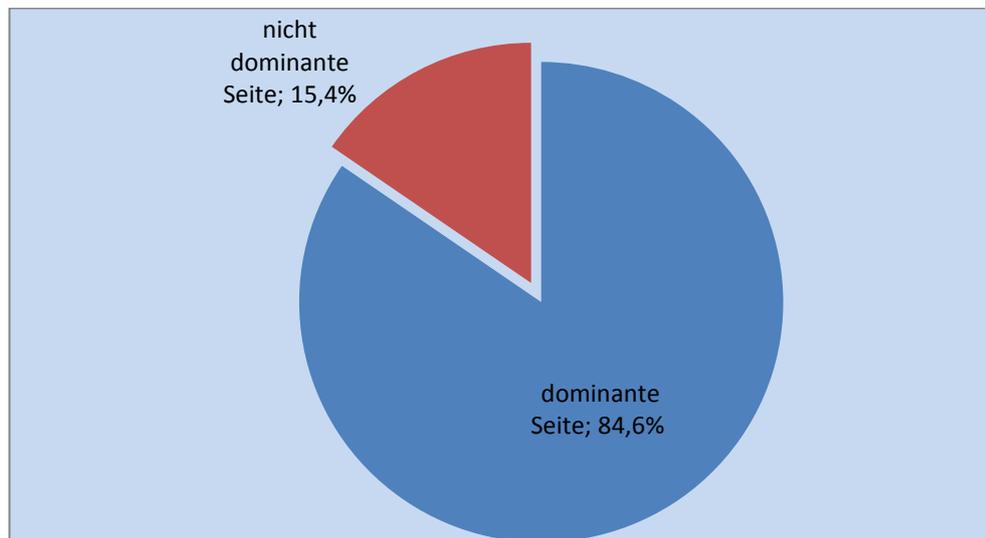


Abb. 20: Anteil der dominanten Seite in Prozentpunkten

In 10 Fällen wurde der Patient mit einer Hemi- Prothese versorgt, in 14 Fällen wurde eine inverse Prothese implantiert und in 2 Fällen wurde ein Oberflächenersatz in Form einer Copelandprothese verwendet. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Follow-up-Erhebung betrug 74 Jahre. Das Minimum lag bei 62 Jahren, der älteste Patient war 83 Jahre alt. Die Patienten litten durchschnittlich 4,6 Jahre unter Beschwerden der betroffenen Schulter bis zur Implantation einer Prothese. Das Minimum betrug ein Jahr, das Maximum lag bei 15 Jahren Beschwerden bis zur Endoprothesenimplantation. Der Follow-up-Zeitraum betrug im Mittel 43,5 Monate, mit einer Spannweite von minimal 15 Monaten und maximal 114 Monaten.

3.2 Ergebnisse des Gesamtkollektives

Im Follow-up konnte eine deutliche Reduktion, der vom Patienten empfundenen Schmerzen beobachtet werden. Von einem durchschnittlichen Ausgangswert von 8,3 Punkten präoperativ reduzierte der Schmerz sich auf 3,1 Punkte im Follow-up (Abb. 21). Dies entspricht einer signifikanten Verbesserung ($p < 0,001$).

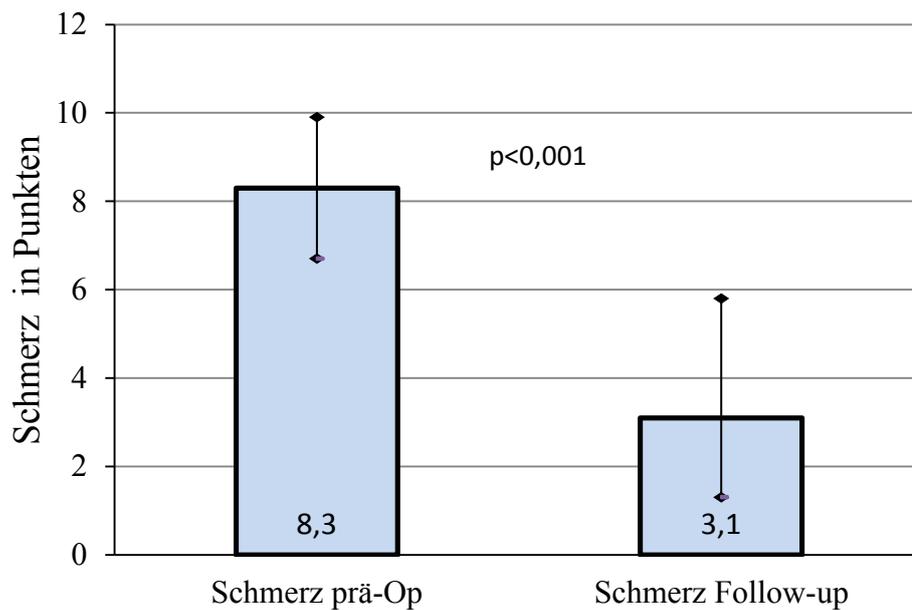


Abb. 21: Schmerzentwicklung

Insgesamt gaben 16 Patienten einen Schmerz ≤ 3 an, bei 4 Patienten blieben subjektive Schmerzbewertungen von ≥ 7 Punkten bestehen.

Ebenfalls im Bereich der Alltagsaktivitäten (ADL) konnte eine Verbesserung nach endoprothetischer Versorgung erzielt werden. Hierzu wurde die Summe der im ASES Score erfassten Aktivitäten betrachtet.

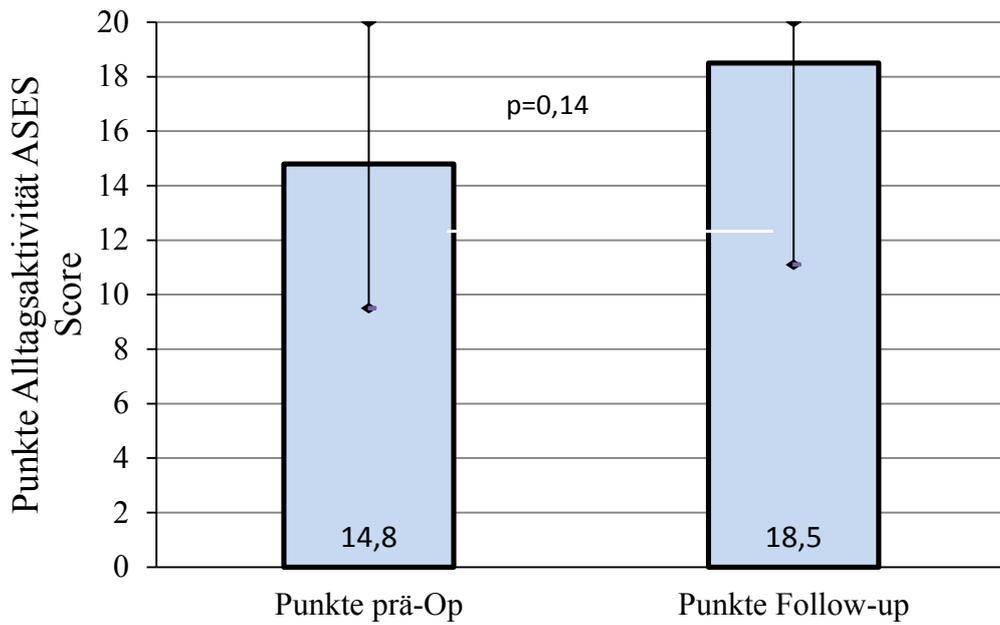


Abb. 22: Entwicklung ASES Score Alltagsaktivitäten

Im Follow-up zeigte sich eine Zunahme der Punktsumme im Bereich der Alltagsaktivitäten von 14,8 Punkten auf 18,5 Punkte, welche jedoch nicht signifikant ist ($p = 0,14$). Im Follow-up gab es 11 Patienten, die eine deutliche Verbesserung im Bereich der Alltagsaktivitäten aufwiesen und Werte bis 29 Punkte erreichten, als auch 7 Patienten die im Follow-up schlechtere Werte erreichten als prä-operativ.

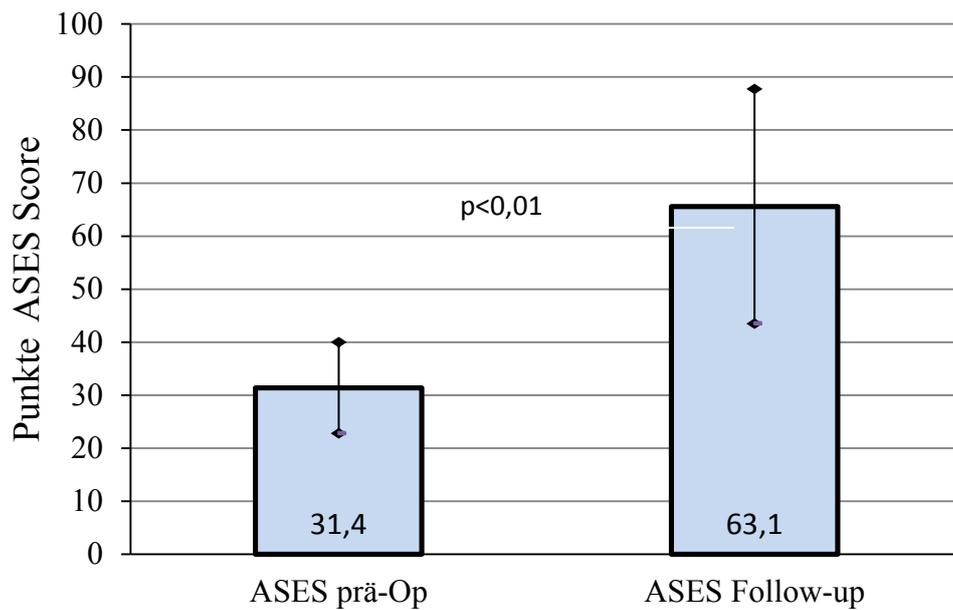


Abb. 23: Vergleich ASES Score prä-OP und im Follow-up

Der ASES Score, welcher neben den Alltagsaktivitäten auch das subjektive Schmerzempfinden berücksichtigt, zeigte eine Verbesserung von 31,4 Punkten auf 63,1 Punkte, welche signifikant ist ($p < 0,01$). Von den 18 Patienten, deren präoperative Werte vorlagen, wiesen zwei im Follow-up schlechtere ASES-Werte auf als präoperativ. Ein deutlicher Abfall um 25 Punkte lag nur in einem Fall vor. 16 Patienten zeigten im Follow-up eine Verbesserung des ASES Score, wobei der stärkste Anstieg von 26 auf 93 Punkte gelang.

Im Bereich der Beweglichkeit wurden im Follow-up die Fähigkeit der Abduktion und Flexion erfasst. Hierbei zeigte sich, dass je 61,5% der Patienten nach der Operation eine Flexion als auch eine Abduktion $>90^\circ$ schmerzfrei durchführen konnten (Abb. 24).

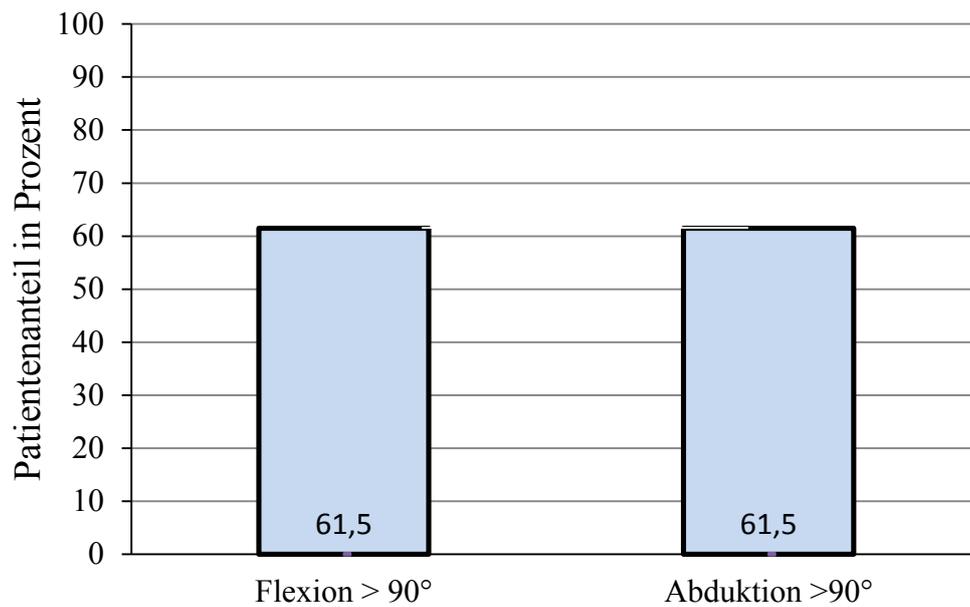


Abb. 24: Patienten mit Abduktion/ Flexion >90° im Gesamtkollektiv

3.3 Vergleich der operierten Seite mit der Gegenseite

Um die operierte Seite mit der Gegenseite vergleichen zu können wurde auch diese mit Hilfe des Constant Score und des ASES Score nach demselben Untersuchungsprinzip erfasst. In 13 Fällen konnte die Gegenseite als gesund klassifiziert werden, was 50% des Kollektivs entsprach. Ebenfalls in 13 Fällen lagen Beeinträchtigungen der Gegenseite vor, sodass diese als nicht gesund klassifiziert wurden. Als Gesund wurden die Schultern klassifiziert, bei denen die Patienten hinsichtlich der Kategorien Schmerz und Beweglichkeit keine Beschwerden angaben.

3.3.1 Constant Score

Der Constant Score des Gesamtkollektives für die operierte Seite lag durchschnittlich bei 52,8 Punkten. Dies entspricht im Alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score einem Wert von 63,6%. Die behandelte Seite erreichte im Follow-up einen Kraftwert von 8,1 Punkten, was im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score einer Leistung von 76,8% entspricht. Das Maximum lag bei 24 Punkten, das Minimum bei 0 Punkten.

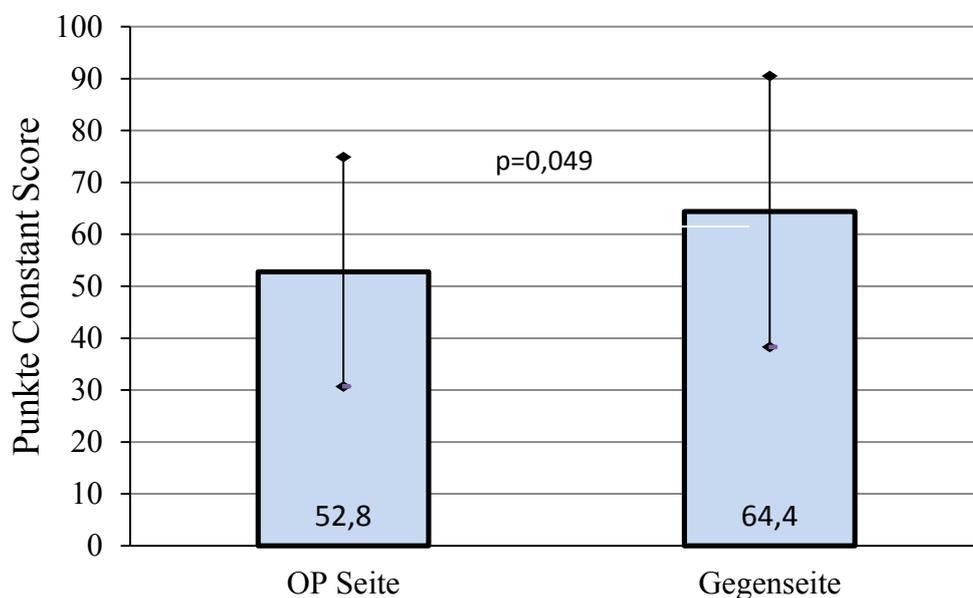


Abb 25: Vergleich des Constant Score OP-Seite mit Gegenseite

Die Gegenseite erreichte im Constant Score einen Wert von 64,4 Punkten. Das entspricht im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score einer Leistung von 75,2 %. Im Vergleich zur Follow-up Seite zeigte sich signifikanter Zusammenhang ($p < 0,049$). Der Kraftwert der Gegenseite lag bei 10,5 Punkten, mit einem Maximum von 20 Punkten und einem Minimum von 2 Punkten. Dies stimmt im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score mit einer Leistung von 97,3% überein. Bei 2 Patienten konnten keine Kraftwerte für die Gegenseite erfasst werden.

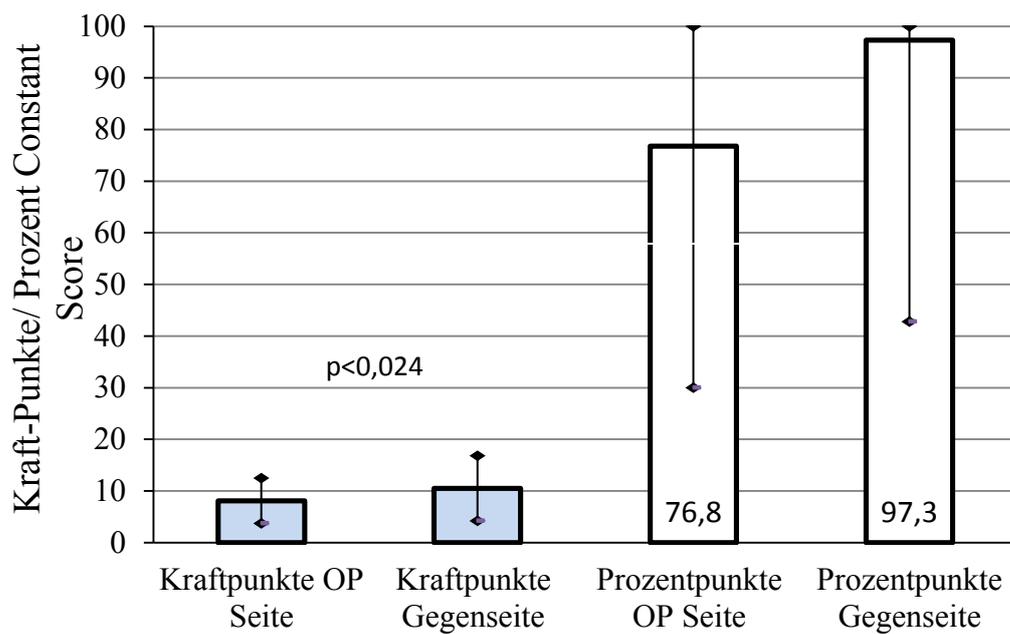


Abb. 26: Vergleich von Kraftpunkten und Prozentpunkten im adaptierten Constant Score

Der Unterschied zwischen den Kraftwerten der Follow-up Seite und der Gegenseite ist signifikant ($p < 0,024$). Der Unterschied beträgt im Mittel ca. 2,4 Punkte bzw. im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score 20,5 %.

Im Bereich des Schmerzes liegt kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen des Constant Score vor.

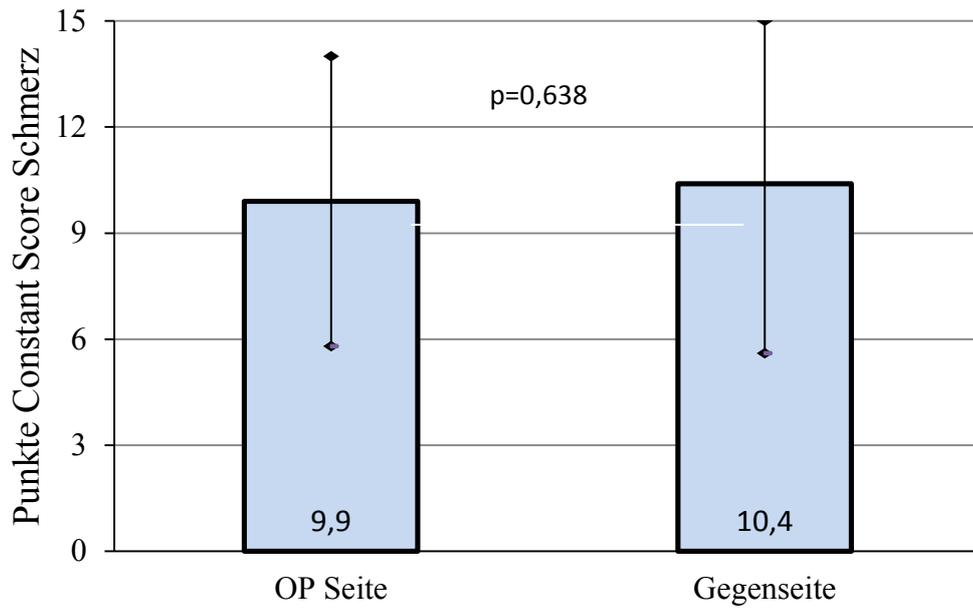


Abb. 27: Vergleich der Schmerzpunkte im Constant Score OP-Seite und Gegenseite

Auf der behandelten Seite wurde durchschnittlich eine Punktzahl von 9,9 Punkten erreicht, auf der Gegenseite wurde im Mittel ein etwas besserer Wert von 10,4 Punkten erzielt (Abb. 27). Diese Differenz ist nicht signifikant ($p=0,638$).

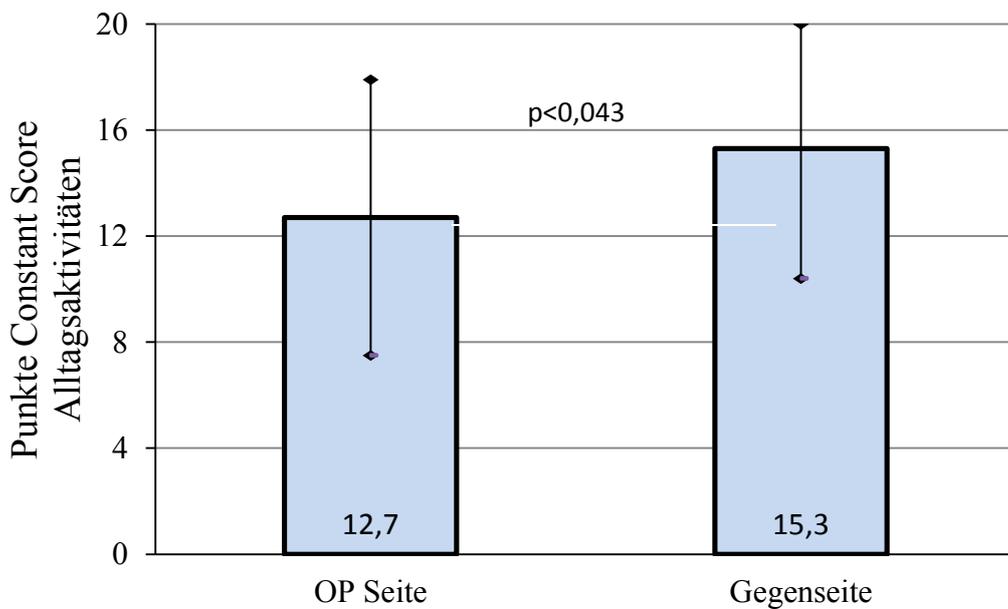


Abb. 28: Alltagsaktivitäten im Constant Score im Vergleich

Im Bereich der Alltagsaktivitäten lag der Punktwert der operierten Seite bei 12,7 Punkten. Die Gegenseite erreichte einen Punktwert von 15,3 Punkten. Die Gegenseite erreichte in dieser Kategorie einen signifikant besseren Punktwert als die behandelte Schulter ($p < 0,043$).

Auch im Vergleich der Beweglichkeit schnitt die Gegenseite signifikant besser ab als die Follow-up Seite. So erreichte die operierte Seite im Durchschnitt 22,5 Punkte, die Gegenseite hingegen 29 Punkte (Abb.29). Der dargestellte Unterschied von 6,4 Punkten ist signifikant ($p < 0,028$).

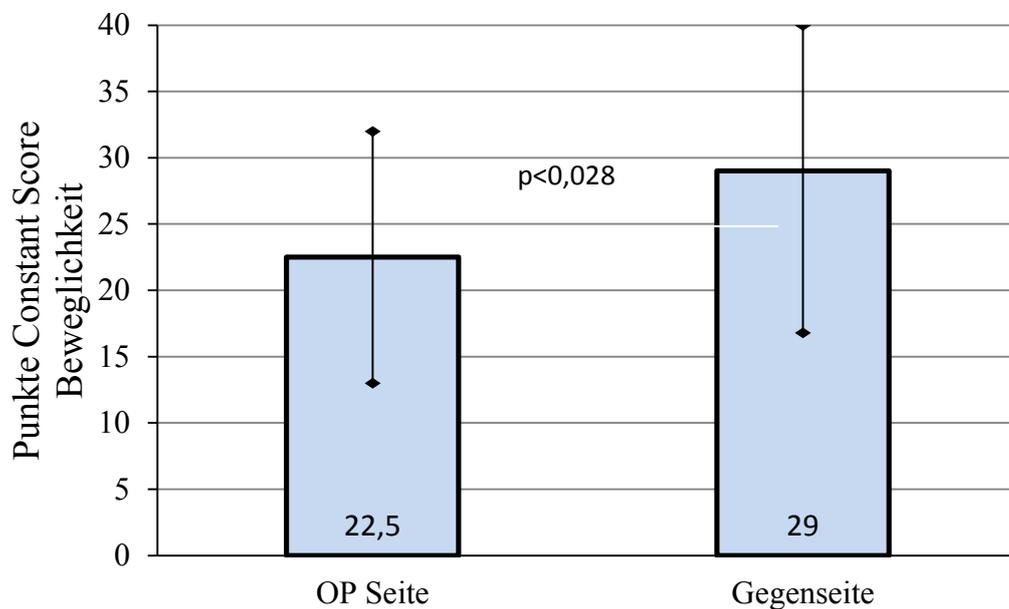


Abb. 29: Beweglichkeit im Constant Score im Vergleich

3.3.2 ASES Score

Der, in den vorhergehenden Grafiken dargestellte Trend, spiegelte sich im Vergleich des ASES Score zwischen operierter Seite und Gegenseite nur bedingt wieder. Der Constant Score zeigte keine signifikanten Unterschiede im Bereich des Schmerzes zwischen der endoprothetisch versorgten Schulter und der Gegenseite ($p=0,638$), wohingegen in den

Kategorien Alltag ($p < 0,043$), Kraft ($p < 0,024$) und Beweglichkeit ($p < 0,027$) die Gegenseite signifikant besser abschnitt.

Die Schmerzparameter des ASES Score wiesen nur sehr geringe Unterschiede auf. So lag der Schmerz auf der behandelten Seite bei 3,3 Punkten, der der Gegenseite bei 3,1 Punkten ($p = 0,795$).

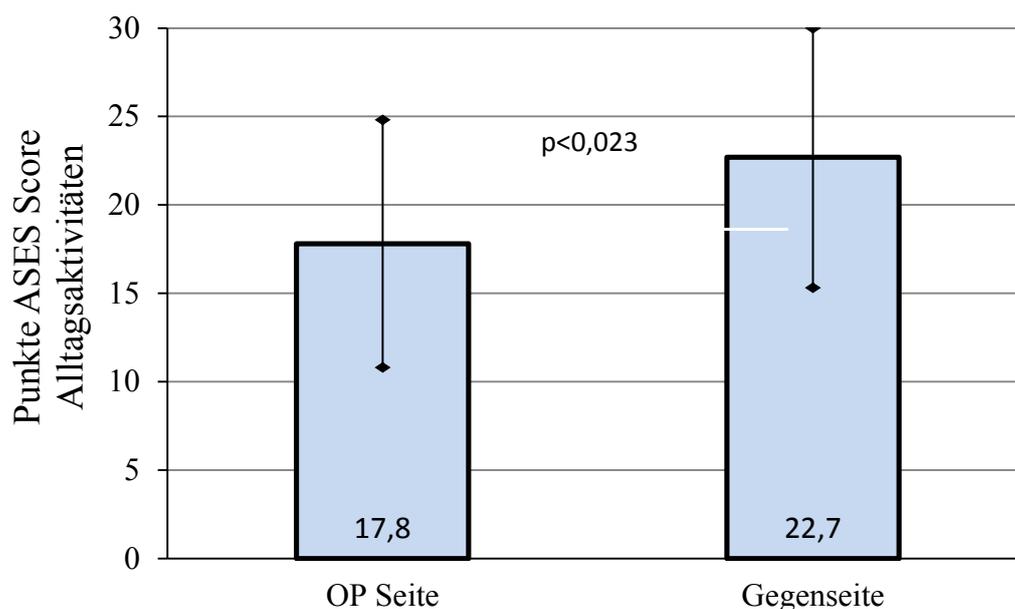


Abb. 30: Summe Alltagsaktivitäten im ASES Score im Seitenvergleich

Im Bereich der Summe der Alltagsaktivitäten aus dem ASES Score zeigte sich, dass die mit einer Prothese versorgten Schultern 17,8 Punkte erreichten, wohingegen die Gegenseite 22,7 Punkte erreichte. Die Gegenseite schnitt im Vergleich der Alltagsaktivitäten signifikant besser ab als die behandelte Seite ($p < 0,023$). Die Höchstpunktzahl, die auf der Prothesenseite erreicht wurde, lag bei 29 Punkten. Auf der Gegenseite wurde 9-mal die Maximalpunktzahl von 30 erreicht.

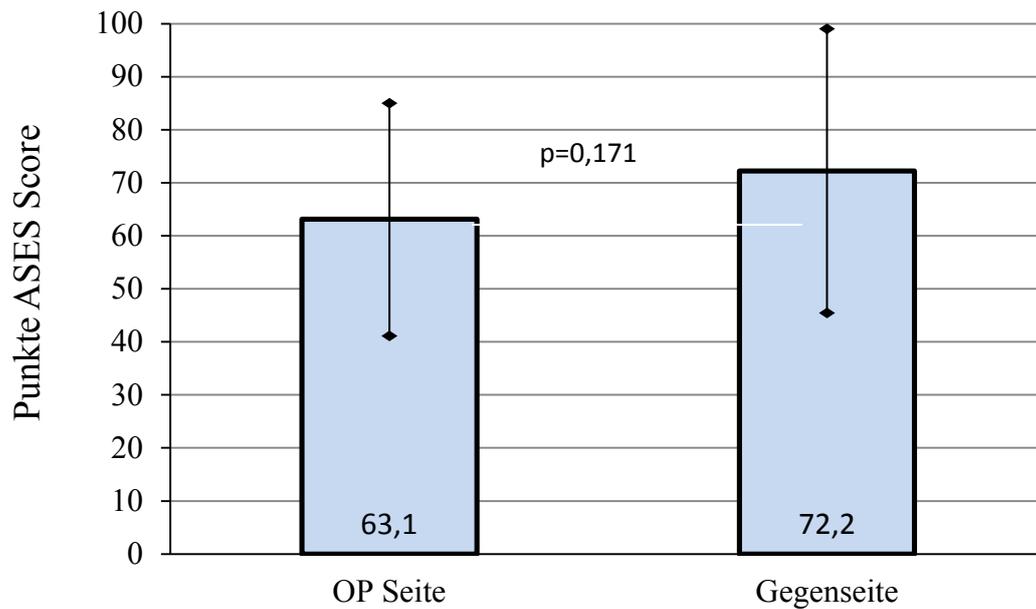


Abb. 31: Vergleich ASES Score Follow- up Seite und Gegenseite

In der Gesamtbilanz des ASES Score schnitt die Gegenseite mit 72,2 Punkten um 9,1 Punkte besser ab als die Prothesenseite mit 63,1 Punkten. Im Gegensatz zu der Differenz bei den Alltagsaktivitäten ist der Unterschied im Gesamt Score nicht signifikant ($p=0,171$).

3.4 Ergebnisse der Prothesentypen im Vergleich

Im Rahmen dieser Studie wurden 10 Patienten mit einer Hemi-Endoprothese nachuntersucht und 14 Patienten mit einer inversen Prothese. Die Altersstruktur der beiden Gruppen war vergleichbar. Das Durchschnittsalter in der Hemiprothesengruppe lag bei 73,5 Jahren, das in der Gruppe mit einer inversen Prothese bei 75,1 Jahren. Dieser Unterschied von 1,6 Jahren ist nicht signifikant ($p=0,289$). Der Follow-up Zeitraum lag in der Hemiprothesengruppe bei 69,7 Monaten. Das längste Follow-up betrug 114 Monate, das kürzeste 29 Monate. Bei den mit einer inversen Prothese behandelten Patienten lag das durchschnittliche Follow-up bei 28,6 Monaten, mit einer Spannweite von maximal 60 Monaten und minimal 15 Monaten post OP.

3.4.1 Constant Score im Gruppenvergleich

Im Bereich des Schmerzes erreichten beide Gruppen mittlere Punktwerte. Im Vergleich zeigte sich, dass die Patienten mit einer inversen Prothese durchschnittlich eine Punktzahl von 10,4 erreichten. Somit erzielten sie ca. 1,7 Punkte mehr als die Hemiprothesengruppe, welche bei 8,7 Punkten lag (Abb.32).

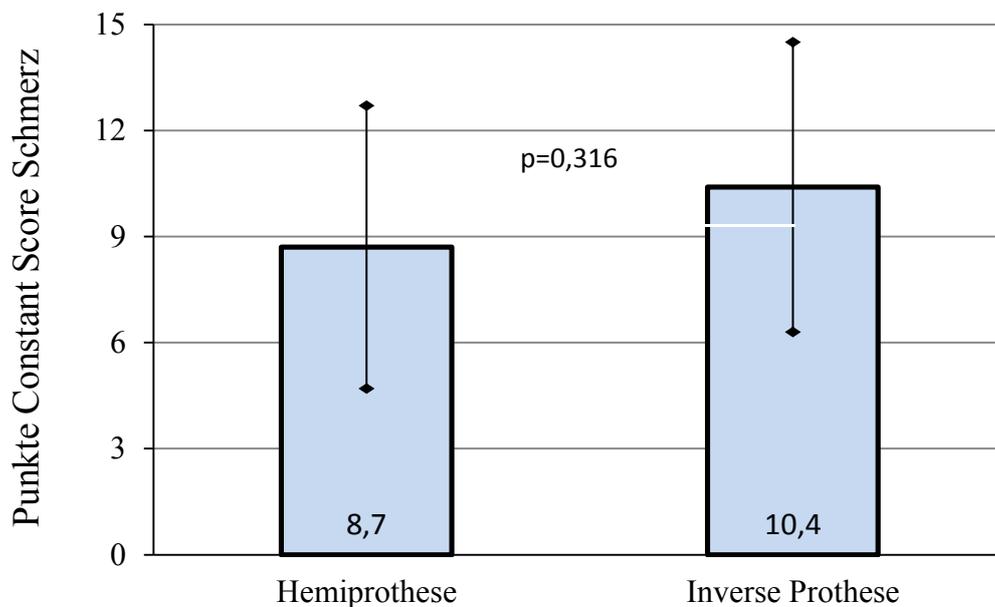


Abb. 32: Schmerz im Constant Score im Gruppenvergleich

Der beobachtete Vorteil der inversen Prothese von 1,7 Punkten ist nicht signifikant ($p=0,316$). Die Maximalpunktzahl von 15, welche Schmerzfreiheit entspricht, konnte von Patienten in beiden Gruppen erreicht werden. In der Hemiprothesengruppe gelang dies einmal, bei den Fällen mit inverser Prothese erreichten drei Patienten die Maximalpunktzahl. Die Minimalwerte in dieser Kategorie lagen bei 2 Punkten für die Kopfprothese und 3 Punkten bei der inversen Prothese.

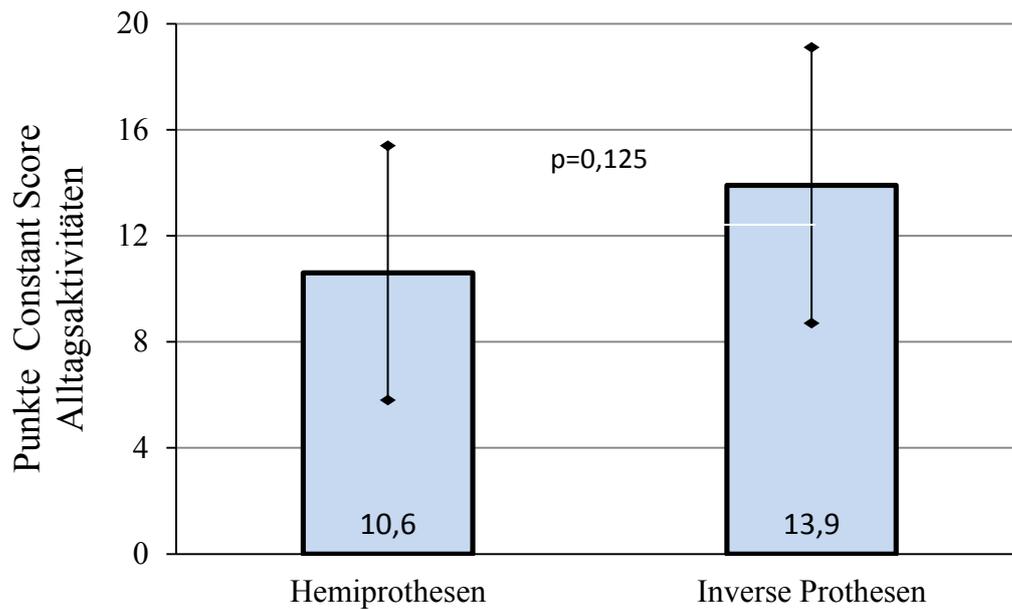


Abb. 33: Vergleich der Alltagsaktivitäten im Constant Score

In der Kategorie der Alltagsaktivitäten zeigte sich ebenfalls ein höherer Constant Score in der Gruppe der inversen Prothesen. Sie erreichten eine Follow-up Punktzahl von 13,9 Punkten. Der Follow-up Wert der Patienten mit einer Hemiprothese betrug 10,6 Punkte. Der Unterschied von 3,3 Punkten ist nicht signifikant ($p=0,125$). Die Maximalpunktzahl von 20 Punkten, welche keiner Alltagseinschränkung entspricht, erreichte ein Patient mit Hemiprothese, sowie drei Patienten mit einer inversen Prothese. Die niedrigsten Werte im Bereich Alltagsaktivitäten lagen jeweils bei 4 Punkten und wurden jeweils von einer Person angegeben.

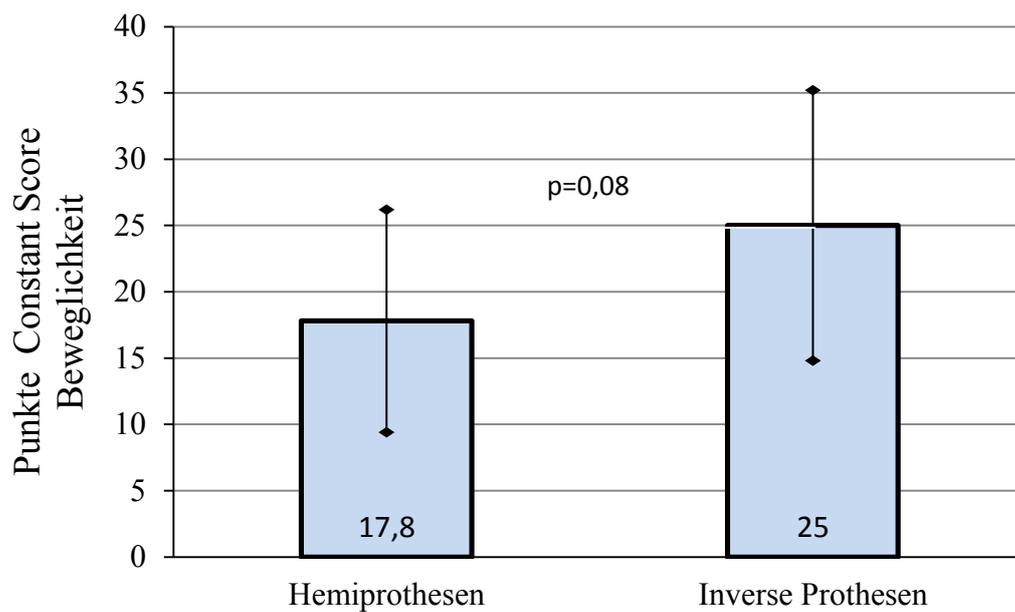


Abb. 34: Vergleich der Beweglichkeit im Constant Score

Der Trend aus den ersten beiden Kategorien setzte sich auch im Bereich der Beweglichkeit fort. Die Gruppe der inversen Prothesen erreichte mit 25 Punkten gegenüber 17,8 Punkten bei den Hemiprothesen einen besseren Punktwert (Abb. 34), dieser Unterschied ist aber nicht signifikant ($p=0,08$). Die erreichten Maximalwerte lagen bei 30 Punkten in Hemiprothesengruppe und 40 Punkten für die inversen Prothesen. Diese Werte wurden von je einem Patienten erreicht. Die Minimalwerte lagen bei 8 Punkten in der Hemiprothesengruppe, bzw. 10 Punkten für die inversen Prothesen.

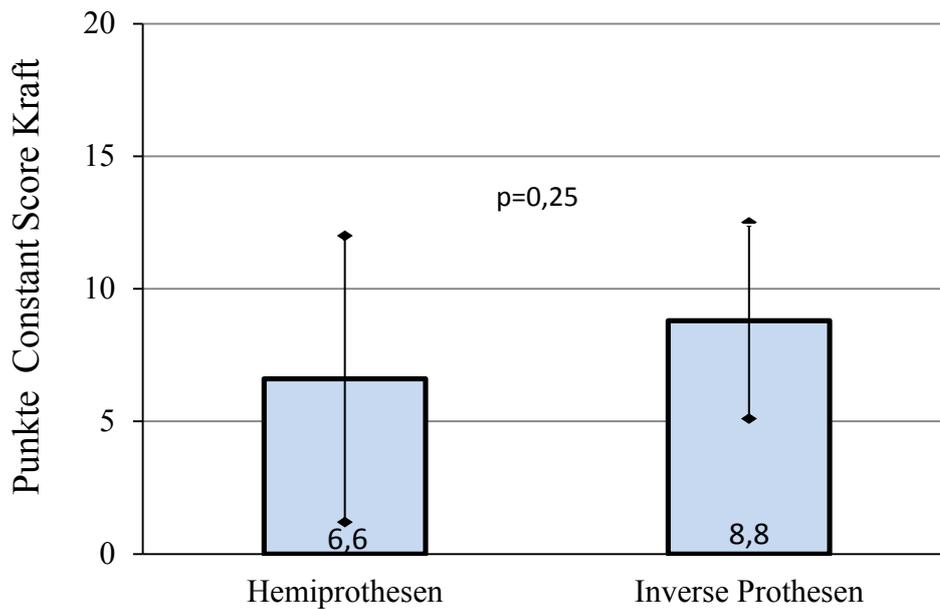


Abb. 35. Punkte Kraft im Constant Score im Vergleich

Im Bereich der Kategorie Kraft erreichten die Patienten mit einer Hemiprothese einen Durchschnittswert von 6,6 Punkten, was einer Leistung zwischen 2,7 und 3,15 kg entspricht. Die Gruppe der inversen Prothesen erreichte 8,8 Punkte (Abb. 35). Die entsprechende Leistung in Kilogramm liegt zwischen 3,6 und 4 kg. Die höhere Kraftleistung der Patienten mit inverser Prothese ist nicht signifikant ($p=0,25$). Im kraftadaptierten Constant Score zeigte sich, dass die Patienten mit einer inversen Prothese 92% der Kraft eines gesunden Gleichaltrigen erreichten, bei den Hemiprothesen hingegen nur 54,2% (Abb. 36).

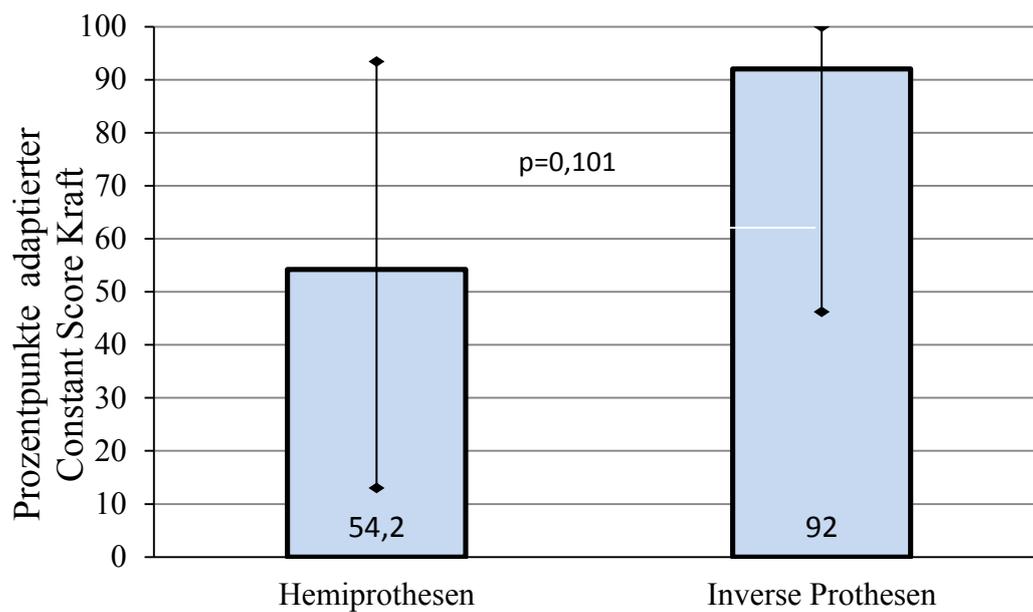


Abb. 36: Vergleich Kraft im Alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score

Die Patienten mit inverser Prothese wiesen eine durchschnittliche Gesamtpunktzahl von 58,5 auf. Dies entspricht im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score 68,1%. Dem gegenüber lag die durchschnittliche Punktzahl der Patienten mit Hemiendoprothese bei 44,7 Punkten, bzw. 51,2%. Der Vorteil der inversen Prothese ist jedoch nicht signifikant ($p=0,14$). Die Höchstpunktzahl, die ein Patient mit Hemiprothese erreichte lag bei 79 Punkten bzw. 87,7% im adaptierten Constant Score. Demgegenüber erreichte ein Patient mit inverser Prothese 95 Punkte. Das entspricht 110% im adaptierten Constant Score.

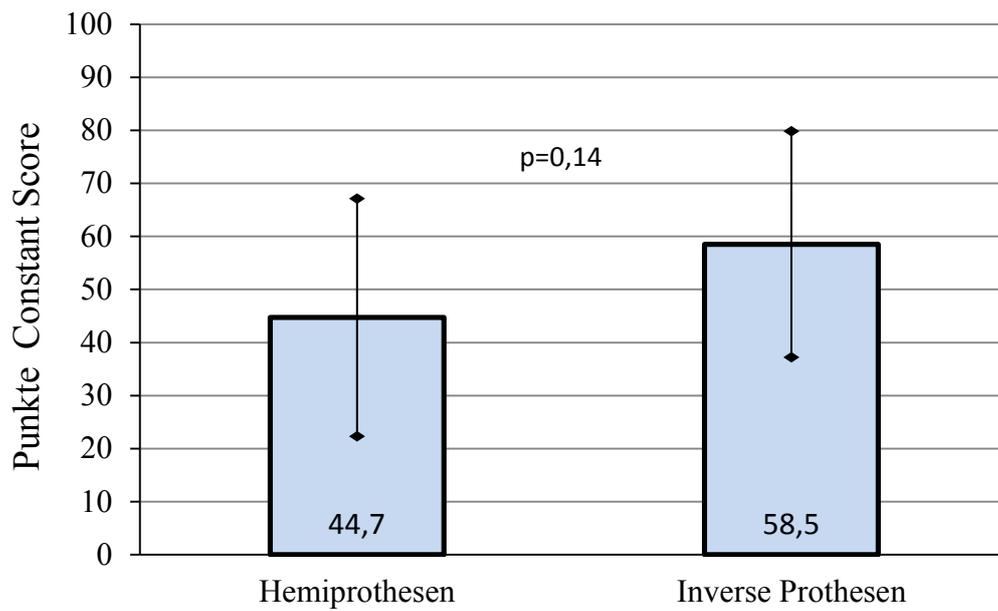


Abb. 37: Vergleich der Gesamtpunktzahl des Constant Score

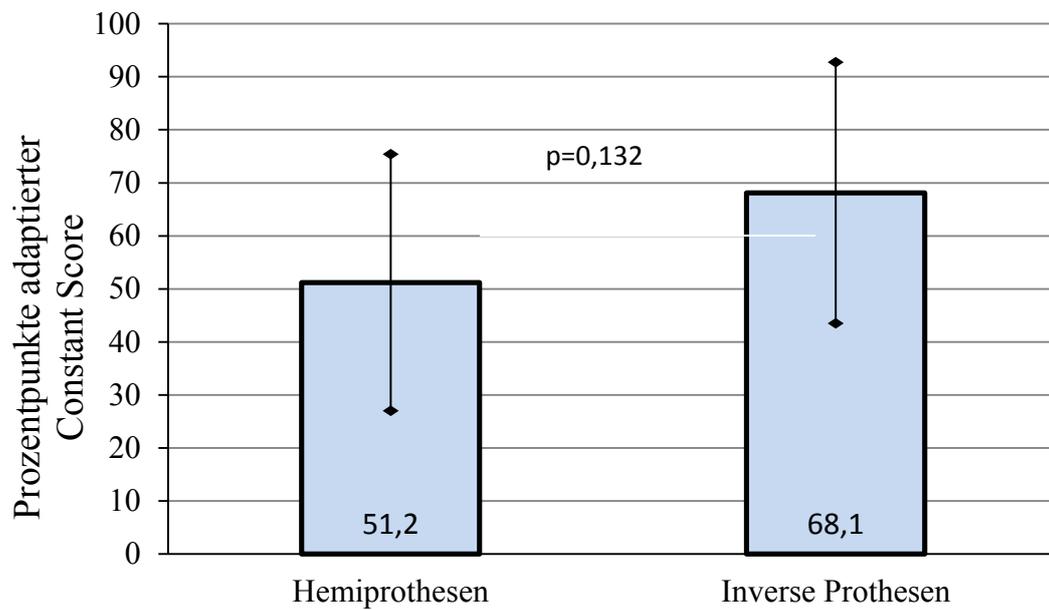


Abb. 38: alters- und geschlechtsadaptierter Constant Score im Vergleich

3.4.2 ASES Score im Gruppenvergleich

Da für den ASES Score auch prä-operative Werte für 18 Patienten vorlagen, konnte neben dem Vergleich der Ergebnisse von Hemi- und inversen Prothesen, auch die Entwicklung zum präoperativen Status skizziert werden.

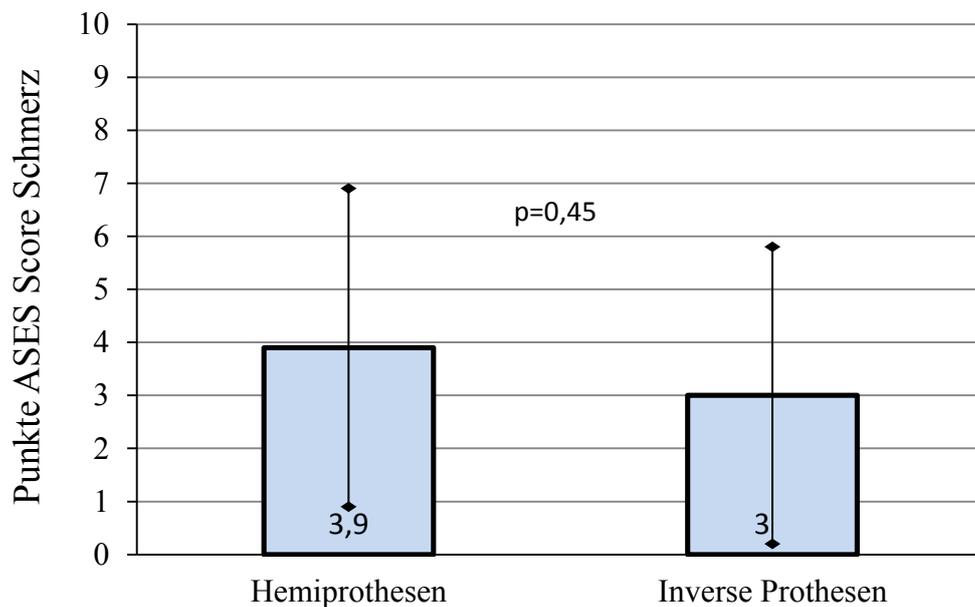


Abb. 39: Schmerzentwicklung ASES Score im Vergleich

Abb. 39 zeigt die Entwicklung des subjektiv empfundenen Schmerzes. Dabei betrug der präoperative Ausgangswert in der Hemiprothesengruppe 8,3 Punkte, bei den Patienten mit inverser Prothese 8 Punkte. Im Follow-up bewerteten die Patienten mit einer Hemiprothese ihren Schmerz mit 3,9 Punkten, die mit einer inversen Prothese mit 3 Punkten. Die vorliegende Differenz ist nicht signifikant ($p=0,45$). Von den Ausgangswerten ausgehend, entsprechen diese Zahlen einer Schmerzreduktion von 67,7 % ($p < 0,05$) durch eine Hemiprothese und 74,2% ($p < 0,05$) durch eine inverse Prothese. In der Hemiprothesengruppe gab nur ein Patient im Follow-up den Schmerzwert 0 an, welcher absoluter Schmerzfreiheit entspricht. 4 Patienten gaben diesen Wert in der Gruppe der inversen Prothesen an. In beiden Gruppen gab je ein Patient einen Schmerzwert von 8

Punkten an, was in beiden Gruppen den jeweils schlechtesten Wert in der Kategorie Schmerz bedeutete.

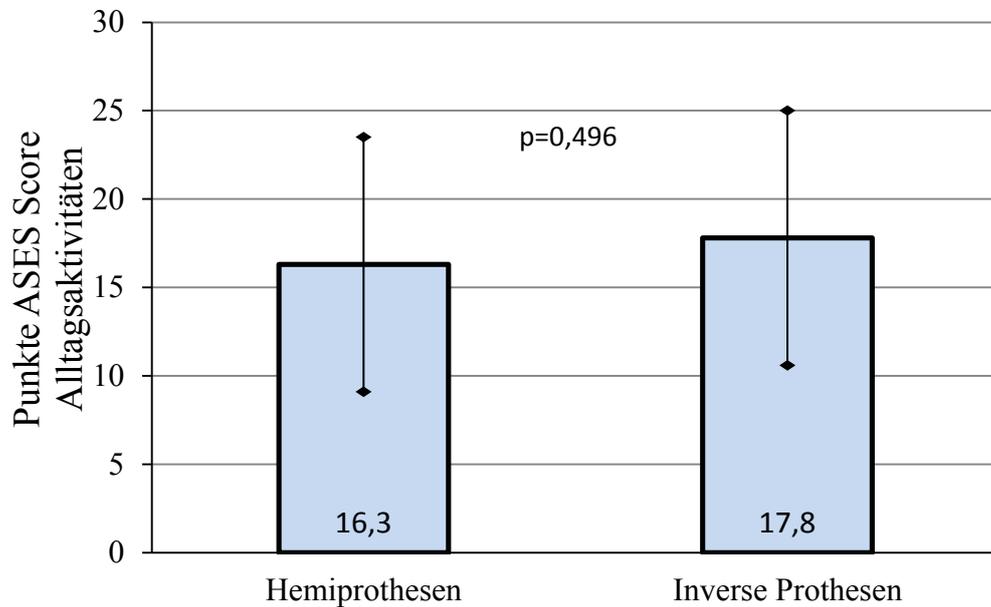


Abb. 40: Vergleich der Alltagstätigkeiten im ASES Score

Im Bereich Alltagsaktivitäten erreichte die Hemiprothesengruppe einen Durchschnittswert von 16,3 Punkten, die Gruppe mit inversen Prothesen 17,8 Punkte (Abb.40). Der vorliegende Vorteil der inversen Prothesen betrug im untersuchten Kollektiv 1,5 Punkte und ist damit nicht signifikant ($p= 0,496$).

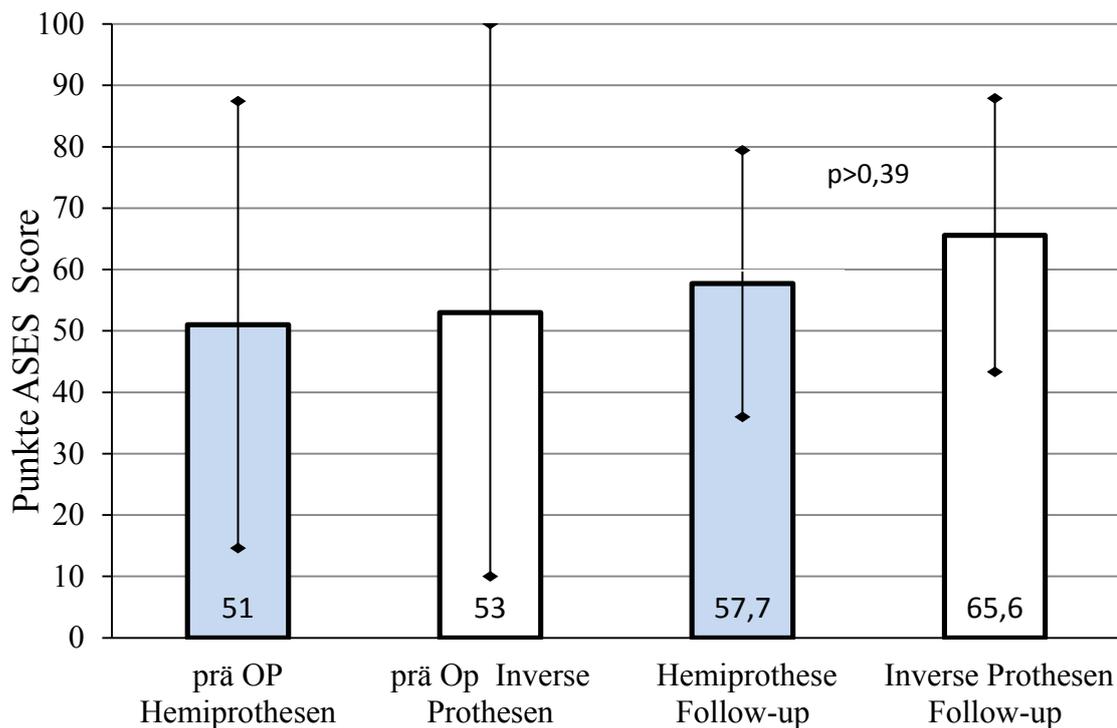


Abb. 41: ASES Score präoperativ und Follow-up im Vergleich

Die Patienten in beiden Gruppen wiesen mit einem präoperativen Ausgangswert von ca. 51 bzw. 53 Punkten im ASES Score ähnliche Ausgangswerte auf (Abb.41). Beide Gruppen verbesserten sich in ihrer Gesamtheit signifikant ($p < 0,01$). Die Hemiprothesengruppe verbesserte sich auf 57,7 Punkte, die Gruppe der Patienten mit inversen Prothesen sogar auf 65,6 Punkte. Der, um 7,9 Punkte höhere Wert bei den Patienten mit inverser Prothese ist nicht signifikant ($p > 0,39$).

3.4.3 OP-Zufriedenheit

Die subjektive Zufriedenheit aller Patienten mit dem OP Ergebnis lag bei durchschnittlich 7,8 Punkten, mit einem Minimum von einem Punkt, welches einmal angegeben wurde und einem Maximum von 10 Punkten, das 7 mal angegeben wurde.

Im Gruppenvergleich (Abb. 42) bewerteten die Patienten, die mit einer Hemiendoprothese versorgt wurden, ihre Zufriedenheit mit 6,7 von 10 möglichen Punkten. Die Patienten mit einer inversen Prothese zeigten ein höheres Maß an Zufriedenheit mit dem OP Ergebnis und bewerteten es mit durchschnittlich 8,4 von 10 Punkten.

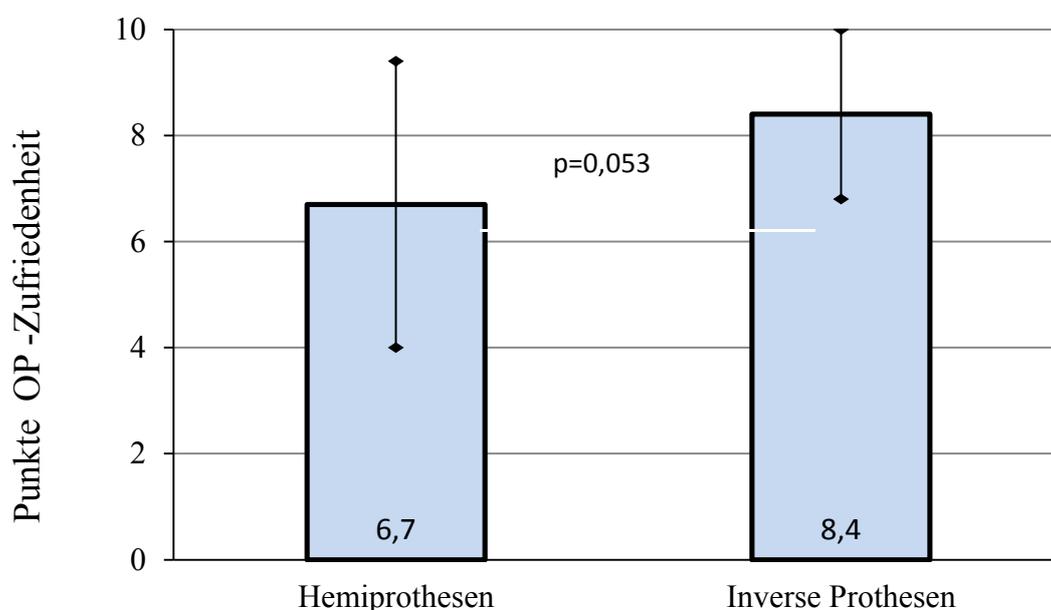


Abb. 42: Vergleich der OP Zufriedenheit

Der sich hier zeigende Unterschied ist nicht signifikant ($p=0,053$). In der Hemiprothesengruppe gab nur ein Patient die maximale Zufriedenheit von 10 Punkten an; unter den 14 Patienten mit einer inversen Prothese waren es 5. Der schlechteste gemessene Wert lag bei einem Punkt und wurde von einem Patienten mit Hemiprothese angegeben, der dies vor allem mit dem weiterhin intensiven Schmerz begründete. Der schlechteste Zufriedenheitsgrad für die inversen Prothesen lag bei 6 Punkten und wurde von 2 Patienten angegeben.

3.4.4 Flexions- und Abduktionsfähigkeit

Da die Elevationsfähigkeit über 90° in vielen Alltagsaktivitäten benötigt wird, wurden in dieser Studie die erreichten Elevationswerte an diesem Winkel gemessen. Ähnliches gilt für die Abduktion (Abb.43).

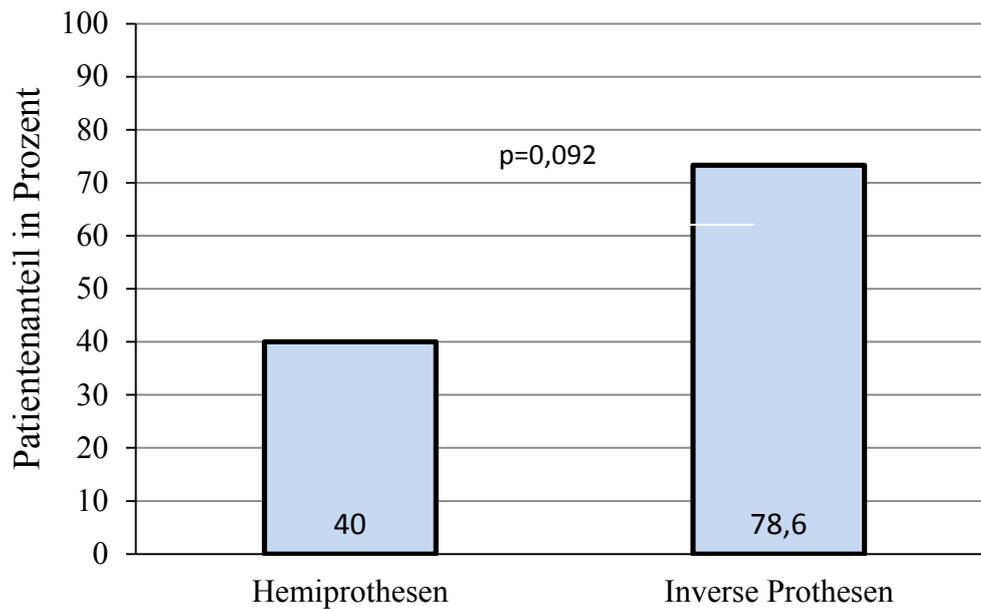


Abb. 43: Elevation > 90° im Gruppenvergleich

Hier zeigte sich, dass 40% der Patienten, also 4, mit Hemiprothese eine Flexion über 90° aktiv und schmerzfrei ausführen konnten. Bei denen mit einer inversen Prothese versorgten Patienten gelang dies in 11 von 14 Fällen, also bei 78,6%. Jedoch ist der Unterschied nicht signifikant ($p=0,092$). In weiterer Betrachtung der Ergebnisse fällt auf, dass in der Hemiprothesengruppe lediglich 3 Patienten eine Elevation größer 120° erzielen konnten. In der Vergleichsgruppe gelang dies noch 8 Patienten. Eine Elevation über 150° wurde von keinem Hemiprothesenpatienten erreicht, allerdings von 4 Patienten mit inverser Prothese.

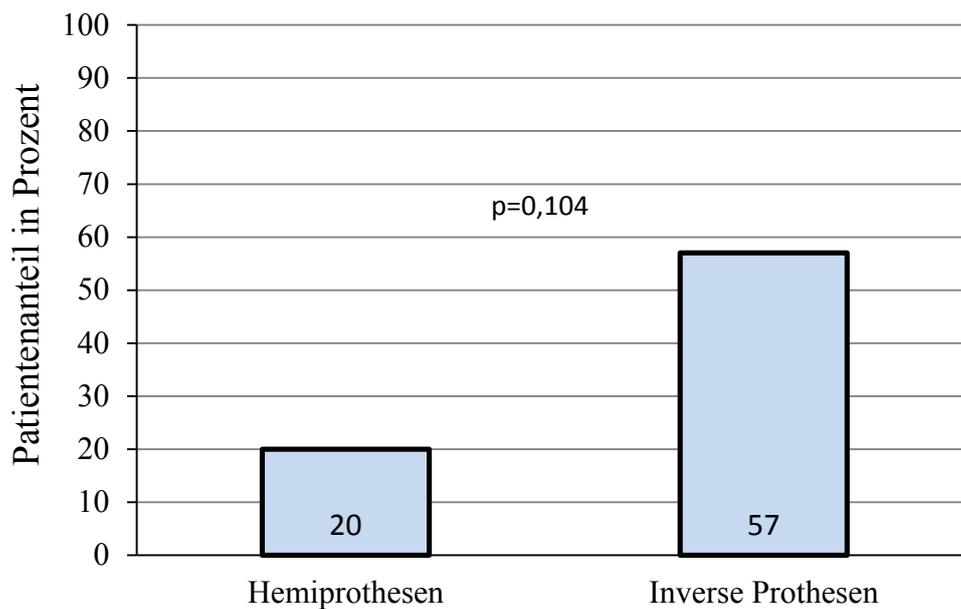


Abb. 44: Abduktionsfähigkeit >90° im Gruppenvergleich

Auch bei der Abduktion über 90° zeigte sich im untersuchten Kollektiv eine bessere Funktion auf Seiten der Patienten mit inverser Prothese (Abb. 44). Nur 20% der Patienten mit Hemiprothese, also 2, erreichten eine bessere Abduktion als 90°. Bei den inversen Prothesen gelang dies 8 Patienten, entsprechend 57%. Die statistische Überprüfung ergab, dass der vorliegende Vorteil in der Gruppe der inversen Prothesen nicht signifikant ist ($p=0,104$).

3.5 Ergebnisse Oberflächenersatz

Aufgrund der geringen Gruppenstärke von 2 Patienten, die mit einem „Copeland“ Oberflächenersatz behandelt wurden, erfolgte kein Vergleich mit den beiden anderen Gruppen.

Das Durchschnittsalter dieser Gruppe betrug zum Follow-up Zeitpunkt 68 Jahre. Beide Patienten waren männlich. Das durchschnittlich Follow-up betrug 17,5 Monate. In beiden Fällen war der rechte Arm betroffen und somit gleichzeitig der dominante Arm.

Im Constant Score wurden durchschnittlich 61 Punkte erreicht, was im alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score einem Ergebnis von 69% entsprach. Der Schmerzwert betrug 11,5 Punkte, wobei ein Patient vollkommen schmerzfrei war. In der Kategorie Kraft lag der Score Wert bei 16,5 Punkten, für Beweglichkeit bei 26 und für Kraft bei 7 Punkten. Aktive Flexion und Abduktion über 90° waren nur bei einem Patienten möglich. Die Gegenseite wurde bei beiden Patienten als gesund eingestuft. Der Constant Score für die Gegenseite betrug 81,5 Punkte, analog zum alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score von 92%.

Im ASES Score erzielten die beiden Patienten einen Durchschnittswert von 72 Punkten. Die Zufriedenheit mit dem Ergebnis der Operation lag bei durchschnittlich 8,5 von 10 Punkten.

3.6 Radiologische Ergebnisse

Die präoperative Röntgenbildgebung lag in 21 Fällen vor. Nach der Hamada Klassifikation [39] lag in keinem Fall das Stadium 1 vor. In 8 Fällen bestand eine Defektarthropathie im Stadium 2. In 3 Fällen lag ein Stadium 3 vor. Das Stadium 4a wurde 2-mal diagnostiziert, das Stadium 4b 6-mal. Der destruktive Typ 5 lag bei 2 Patienten vor. Gemäß der Loew Klassifikation [58] bestand in 11 Fällen eine Defektarthropathie vom arthrotisch-stabilen Typ I. Der areaktiv-instabile Typ II konnte 10-mal diagnostiziert werden. In einem Fall lag ein nekrotisch-destruktiver Typ 3 vor.

Die bei der Follow-up Untersuchung erstellten Röntgenbilder wurden bei den mit inverser Prothese versorgten Patienten hinsichtlich des Vorliegens eines inferioren Skapula-Notchings analysiert. Die Einteilung erfolgte nach Sirveaux [83]. Bei insgesamt 14 untersuchten Fällen konnte in 6 Fällen kein röntgenologischer Hinweis für ein Notching gefunden werden. In 7 Fällen lag ein Notching der Stufe 1 vor. Dies beinhaltet zwar eine Schädigung der Knochensubstanz, bei der die Schraube aber noch nicht frei liegt. In einem Fall zeigte sich ein Notching der Stufe 3, bei dem große Anteile der inferioren Schraube freiliegen, der Knochensubstanzverlust aber noch nicht die Basisplatte erreicht.

3.7 Fallbeispiele



Abb. 45: prä-OP Defektarthropathiefund



Abb. 46: post-OP Hemiendoprothesenversorgung

Die Abbildungen 45 und 46 zeigen das präoperative und das Follow-up Röntgenbild eines 64 jährigen Patienten, dem aufgrund einer Defektarthropathie der Schulter eine Hemiendoprothese vom Typ Arthrex 3-D Univers implantiert wurde.



Abb. 47: Röntgenbild mit Diagnose Defektarthropathie



Abb. 48: post-OP- Versorgung mit inverser Prothese

Die Abbildungen 47 und 48 zeigen das präoperative und das Follow-up Röntgenbild eines 83 jährigen Patienten, der aufgrund einer Defektarthropathie der Schulter mit einer inversen Prothese vom Typ Aequalis reversed versorgt wurde (Abb. 48).

4. Diskussion

4.1 Einleitung

Die Defektarthropathie wurde erstmals 1983 von Charles Neer et al. als eigenständige Krankheitsentität gekennzeichnet [66]. Er charakterisierte dieses Krankheitsbild als Folge einer Rotatorenmanschettenmassenruptur, welche zu einer Instabilität des Glenohumeralgelenkes führt und einen Hochstand des Humeruskopfes verursacht, der zu erosiven Veränderungen des Akromions und des AC-Gelenkes führt. Zudem verändert sich der Gelenkknorpel arthrotisch [65, 66]. Diese Pathologie bedeutet für den Patienten einerseits einen deutlichen Funktionsverlust des Gelenkes und führt andererseits zu einer erheblichen Schmerzbelastung. Bereits bevor Neer die Defektarthropathie beschrieb, war das Krankheitsbild als solches durchaus bekannt, wurde aber z.B. als Folge der glenohumeralen Arthritis mit Rotatorenmanschettendefekt beschrieben. Neuere Arbeiten zeigten, dass ca. 50% der Patienten mit rheumatoider Arthritis einen relevanten Rotatorenmanschettendefekt aufweisen [6, 50].

Die Therapie der Defektarthropathie ist bis heute schwierig. Es steht eine Vielzahl von Therapiemöglichkeiten zur Verfügung, die aber individuell für jeden Patienten ausgewählt werden müssen, um befriedigende Ergebnisse zu erzielen.

An konservativen Maßnahmen stehen die Gabe von nicht-steroidalen Antirheumatika oder Cyclooxygenase-Inhibitoren, Injektionen von Kortikosteroiden und Physiotherapie zur Verfügung. Studien konnten zeigen, dass durch Physiotherapie eine kurzfristige Verbesserung von Schmerz und Funktion erreicht werden kann [1]. Der Fortschritt der Erkrankung lässt sich jedoch nicht verzögern. Daher ist dieses Vorgehen vor allem Patienten zu empfehlen, die sich aufgrund einer erhöhten Morbidität keiner chirurgischen Intervention unterziehen können. Alternativ kann aber auch ein arthroskopisches Débridement erwogen werden, welches einen wenig invasiven Eingriff darstellt.

Bei fortgeschrittenen Defektarthropathien der Stufen II und III nach Loew [58], bei denen die Patienten unter starken Bewegungseinschränkungen oder sogar Ruheschmerz leiden, ist ein endoprothetischer Gelenksersatz indiziert.

Neer empfahl 1983 in seiner Arbeit eine Versorgung mit einer Totalendoprothese, wobei er in einem großen Kollektiv von 194 auch 16 Patienten mit einer Defektarthropathie in die Studie einschloss [66]. Die Ergebnisse wurden, entsprechend der von Neer definierten „Limited Goals“ Kriterien, als positiv beschrieben. In weiteren Studien zeigte sich jedoch, dass die Defektarthropathie eine deutliche Prädisposition für einen Glenoidverlust nach Totalprothesenimplantation ist [46, 83, 86]. In einer Studie von Franklin [30] erlitten 6 von 7 Patienten mit einer nicht rekonstruierbaren Rotatorenmanschettenläsion einen Glenoidverlust nach Totalprothesenversorgung. Zudem wurde ein intensives „rocking horse“ Phänomen beobachtet, also ein prominenter Prothesenkopfhochstand. Auch Hawkins et al. konnten zeigen, dass Läsionen der Rotatorenmanschette das Ergebnis der Therapie negativ beeinflussen [40].

Aufgrund des Risikos des Glenoidverlustes, wurde die Defektarthropathie mit Hemiendoprothesen behandelt, also ohne die Implantation einer Glenoidkomponente. Lühr zeigte in einem Kollektiv von 22 Patienten mit einem durchschnittlichen Follow-up von 55 Monaten, dass die Totalprothesen initial signifikant bessere Ergebnisse für Schmerzreduktion und Beweglichkeit aufwiesen als die Hemiprothese. Andererseits zeigten die Totalprothesen häufig radiologische Lockerungszeichen oder sogar einen Totalverlust der Glenoidkomponente [59]. In späteren vergleichenden Studien zeigte sich, dass Hemiprothese und Totalprothese sogar gleich gute Ergebnisse für die Schmerzreduktion aufwiesen und bei den Hemiprothesen eine signifikante Elevationsverbesserung vorlag. So kamen die Autoren zu dem Schluss, dass die Hemiprothese gegenüber der Totalprothese zu favorisieren sei, da das Risiko des Glenoidverlustes somit ausgeschlossen war [71]. Heute gilt der konventionelle Glenoidersatz bei Defektarthropathie als nicht mehr indiziert [58].

Ein weiteres Therapiekonzept für die besondere Pathologie der Defektarthropathie besteht in der Implantation einer inversen Prothese, welche 1985 von Grammont entwickelt wurde [34]. Das zugrunde liegende technische Konzept ist die Umkehrung der anatomischen Verhältnisse der Schulter, so dass die daraus resultierende Kaudalisierung und Medialisierung des Drehzentrums die Funktion des M. Deltoideus verbessert [10, 53]. Die Weiterentwicklung dieser Prothese resultiert in der aktuellen Delta III Prothese, die gegenüber dem Erstmodell von Grammont mit nur 2 Komponenten nun aus 5

Komponenten besteht [10] und somit mehr Anpassungsmöglichkeiten bietet. Zahlreiche Studien zeigen eine signifikante Schmerzreduktion und Bewegungsverbesserungen [9, 12, 21, 45, 74, 83, 84].

Einen weiteren Therapieansatz stellt der Oberflächenersatz dar. Dieser wurde ursprünglich in den 80er Jahren von Copeland entwickelt zur endoprothetischen Versorgung der primär degenerativen Omarthrose [47]. Dennoch haben die Erfahrungen einiger Autoren gezeigt, dass sich die Indikation für einen Oberflächenersatz auch unter bestimmten Bedingungen auf die Defektarthropathie ausdehnen lässt, da auch hier zufriedenstellende Ergebnisse erzielt werden konnten [47, 52, 81].

4.2 Zusammenfassung der Studienergebnisse

In dieser Studie wurden 26 Fälle mit der Diagnose Defektarthropathie der Schulter nachuntersucht, die mit einem endoprothetischen Verfahren im UKM therapiert wurden. 10 Patienten erhielten eine Hemiendoprothese, 14 eine inverse Prothese und 2 Patienten einen Copeland Oberflächenersatz.

Der Mindestzeitraum für das Follow-up betrug 12 Monate, das durchschnittliche Follow-up betrug 43,5 Monate. Das Durchschnittsalter zum Follow-up Zeitpunkt war 74 Jahre. Von allen Patienten wurden der Constant Score und ASES Score von operierter Seite und Gegenseite erfasst, sowie eine Kontrollröntgenaufnahme im a.p. und axialen Strahlengang angefertigt. Von 18 Patienten lag der präoperative ASES Score vor.

Im Gesamtkollektiv konnten signifikante Verbesserungen des Schmerzempfindens und der Punktzahl des ASES Score gezeigt werden. So sank der Schmerzwert von 8,3 Punkten auf 3,1 Punkte. Der ASES Score verbesserte sich von 31,4 Punkten auf 63,1 Punkte. Im Vergleich mit der Gegenseite, welche in 50% der Fälle als gesund einzustufen war, zeigte sich im Constant Score kein Unterschied in der Kategorie Schmerzempfinden. In den Bereichen Alltagsbelastbarkeit mit 12,7 Punkten gegen 15,3 Punkten und Beweglichkeit

mit 22,5 gegen 29 Punkten, sowie im Kraft Score mit 7,9 Punkten gegen 10,7 Punkte, zeigten sich signifikant bessere Ergebnisse für die Gegenseite.

Im Vergleich der Prothesenmodelle wurde der Schwerpunkt auf den Vergleich der Ergebnisse zwischen inversen Prothesen und Hemiendoprothesen gesetzt. Die Patienten mit einer inversen Prothese wiesen sowohl im Constant Score mit 58,5 Punkten gegen 44,7 Punkten, als auch im ASES Score mit 65,6 gegen 57,7 Punkten, die besseren Werte auf. Auch in allen einzelnen Kategorien des Constant Score wiesen die Patienten mit einer inversen Prothese durchschnittlich höhere Punktzahlen auf als die Gruppe der Hemiprothesenpatienten (Kap. 4.4.1). Ebenso wiesen die mit einer inversen Prothese versorgten Patienten im Follow-up eine niedrigere Schmerzbelastung mit 3,0 Punkten gegen 3,9 Punkte im ASES Score auf. Bei der Patientenzufriedenheit mit dem OP-Ergebnis gaben die Patienten mit inverser Prothese eine Zufriedenheit von 8,4 Punkten an (10= maximale Zufriedenheit), die mit einer Hemiprothese nur 6,7 Punkte. Zusammenfassend zeigte sich in keiner Kategorie ein signifikanter Unterschied.

Die beiden mit einer Copelandprothese versorgten Patienten wiesen einen durchschnittlichen Schmerz von 2,5 Punkten auf. Im Constant Score wurden 61 Punkte erreicht, im ASES Score 72,5 Punkte. Aufgrund der kleinen Gruppengröße wurde kein Vergleich mit den anderen Gruppen vorgenommen und keine Signifikanzen bestimmt.

4.3 Methodenkritik

Aufgrund der Größe des Patientenkollektivs und den somit relativ kleinen Untergruppen, ist nur eine eingeschränkte Aussage über die Unterschiede möglich. Die Gruppe der Copelandprothesen mit nur 2 Patienten ist zu klein, um signifikante Unterschiede zu den Vergleichsgruppen zu berechnen. Im Vergleich zwischen Hemiprothesengruppe und inversen Prothesen lässt sich zwar eine klare Tendenz ausmachen, dennoch sind auch hier die Gruppenstärken zu gering, als dass sich eine Signifikanz zeigen ließe.

Desweiteren lagen nur für 18 der insgesamt 26 Patienten die präoperativen ASES Score Ergebnisse vor. Somit büßt der Vergleich, von präoperativen Ergebnissen mit dem Follow-up, etwas an Aussagekraft ein. Die Implantation der Prothesen erfolgte durch verschiedene Operateure.

4.4 Literaturübersicht

4.4.1 Hemiprothesen

Die Verwendung von Hemiprothesen, bzw. Humeruskopfprothesen ist ein etabliertes Verfahren der endoprothetischen Therapie bei der Rotatorenmanschetten Defektarthropathie. Die Studien zu diesem Prothesenmodell zeigen allerdings gewisse Unterschiede im Hinblick auf die Ergebnisse.

In einer Studie von Rockwood und Williams von 1996 wurden die Nachuntersuchungsergebnisse von 21 Schultern dokumentiert. 86% der Patienten erreichten gemäß Neers „Limited Goals“ Kriterien [67] ein zufriedenstellendes Ergebnis. Die Schmerzbelastung sank von 2,9 Punkten präoperativ auf 0,6 Punkte im Follow-up (in einer Skala von 0-3), wobei 12 Schultern vollkommen schmerzfrei waren. Die Elevationsfähigkeit verbesserte sich im Durchschnitt von 70° auf 120°, wohingegen bei 5 Patienten die Elevation weiterhin weniger als 90° erreichte. Die Autoren bewerten die Ergebnisse als schlechter, als bei Patienten mit intakter Rotatorenmanschette. Sie sehen dieses Verfahren aber als gute Alternative zur Arthrodeese und Totalprothese, da so eine gewisse Beweglichkeit erreicht wird und kein Verlust der Glenoidkomponente droht [92].

Noch 2002 beurteilten Schill et al., aufgrund der hohen Verlustraten von Glenoidkomponenten bei totaler Prothese, die Kopfprothese als Therapie der Wahl bei rheumtaoider Arthritis und massiven Rotatorenmanschettendefekten. Es wird aber auch betont, dass diese Therapie noch keine Ideallösung darstellt [78].

Field et al. veröffentlichten 1997 ihre Studie mit einem Kollektiv von 16 Schultern. Bei 10 Patienten wurden, gemäß den Limited Goal Kriterien, ein zufriedenstellendes Ergebnis

erreicht, also eine Elevation größer 90° , eine Außenrotationsfähigkeit von mindestens 20° sowie Schmerzfreiheit. Bei 6 Patienten hingegen, also bei 37,5%, waren die Ergebnisse nicht zufriedenstellend. In der als zufriedenstellend bewerteten Gruppe lag die Elevation bei 108° , in der nicht erfolgreichen Gruppe nur bei 80° . Field beschreibt zusätzlich, dass die Funktion des M. subscapularis ein wichtiger Faktor für ein zufriedenstellendes Ergebnis darstellt. Auch ein erhaltener coracoakromialer Bogen ist eine wichtige Voraussetzung, da dieser eine übermäßige Translationsbewegung des Prothesenkopfes limitiert. 4 von 6 Patienten mit schlechtem Outcome wiesen ein Funktionsdefizit dieser Struktur auf [28].

Die Funktionalität des coracoakromialen Bogens wird ebenfalls in einer Studie von Arntz et. al. hervorgehoben. Die Autoren machten die Funktionalität des coracoakromialen Bogens sogar zur Voraussetzung für die Versorgung mit einer Kopfprothese. Es wurden 18 Schultern mit einem Follow-up zwischen 25 und 122 Monaten erfasst. Schmerzfreiheit oder milde Schmerzbelastung konnten nur bei 10 Patienten erreicht werden, also bei 55,5%. Bei 3 Patienten persistierten dauerhafte Schmerzen, bei 5 Patienten trat nur bei Bewegung Schmerz auf. Die Anteversion konnte von einem Ausgangswert von 66° auf 109° gesteigert werden [4]. Zudem empfahlen die Autoren dieser Studie eine Verwendung von kleinen Prothesengrößen, um eine zu hohe Spannung der posterioren Kapsel zu vermeiden [4].

Zuckermann et al. untersuchten 2000 die Entwicklung von 15 Kopfprothesen. Das Durchschnittsalter der Patienten lag bei 73 Jahren, das Follow-up betrug im Mittel 28,8 Monate, die Anteversion lag im Follow-up durchschnittlich bei 86° , die Außenrotation bei 29° . Die Behandlung führte bei 13 Patienten zu einer Verbesserung der Alltagsaktivitäten, zudem bei 14 zu einer signifikanten Schmerzreduktion [94]. In dieser Studie wurde die UCLA (Shoulder Rating Scale) zur Bewertung der Schulterfunktion genutzt. Dabei wurde eine Verbesserung von 11 Punkten auf 22 beobachtet [94], wobei das Maximum bei 30 Punkten liegt und Werte, die mehr als 27 Punkte betragen, für eine gute Funktion sprechen.

Ein relativ großes Kollektiv von 33 Patienten mit insgesamt 37 beobachteten Schultern untersuchten Sanchez Sotelo et al. 2001. Der Schmerz wurde in einem 5 Stufenschema erfasst, welches von Stufe 1 „kein Schmerz“ bis Stufe 5 „starker Schmerz“ reichte. Die

Bewertung veränderte sich von präoperativ 4,2 Punkten auf 2,2 Punkte im Follow-up. Die Elevation verbesserte sich von durchschnittlich 72° auf 91°, entsprechend einer Verbesserung von 19°. Insgesamt erfuhren 75% der Patienten eine Schmerzreduktion, gemäß Neers limited Goals konnten 69% als erfolgreiches Ergebnis gewertet werden. Zusätzlich beobachteten die Autoren bei 9 Schultern eine anteriosuperiore Instabilität. 7 dieser 9 Patienten hatten in ihrer vorhergehenden Krankengeschichte eine subakromiale Dekompression erhalten, so dass die Autoren hier einen direkten Zusammenhang annahmen [76]. In dieser Studie wurde zusätzlich der Status der Prothese durch die Auswertung von Röntgenbildern erfasst. In einer post-operativen Aufnahme zeigten sich milde bis moderate superiore Subluxationen in 10 Fällen. In 23 Fällen wurden diese als „ernsthaft“ beschrieben. Eine anteriore Subluxation wurde in 17 Fällen geschildert, aber in keinem Fall als ernsthaft eingestuft. Im Follow-up zeigten die radiologischen Ergebnisse in 19 Fällen keine Veränderung. In 8 Fällen zeigte sich eine progressive Glenoiderosion, bei 14 Patienten eine Erosion des Akromions und in 2 Fällen sogar eine Fraktur des Akromions. Die Akromionfraktur war zugleich die schwerwiegendste Langzeitkomplikation [76].

2004 veröffentlichten Visotsky et al. eine Studie von 60 Patienten, bei denen eine Rekonstruktion der Rotatorenmanschette nicht mehr möglich war. Nach Kopfprothesenimplantation konnte der Schmerz von 9,2 auf 1,9 (Skala von 0-10) reduziert werden. Die Außenrotation verbesserte sich von 8° auf 30°, Anteversion von 56° auf 116°; der ASES stieg von 29% auf 79. 89% der Ergebnisse wurden nach den Limited Goal Kriterien Neers [67] als erfolgreich bewertet [88].

Die aktuellste Untersuchung zur Verwendung von Kopfdoprothesen bei Defektarthropathie stellten Goldberg et al. 2008 vor. In dieser Studie erzielten 26 von 43 Schultern, also ca. 60% ein zufriedenstellendes Ergebnis. Die Elevation verbesserte sich von 78° präoperativ auf 111°. Die Außenrotation stieg von 15° auf 38°, der Follow-up ASES betrug 67. Die Autoren beobachteten den Einfluss präoperativer Faktoren auf das Resultat. Es fiel auf, dass Patienten die präoperativ noch über eine Elevationsfähigkeit über 90° verfügten ein signifikant besseres Outcome hatten. 16 Patienten erfüllten diese Voraussetzung, 14 von ihnen erzielten ein zufriedenstellendes Ergebnis. Andere präoperative Faktoren wie Alter, Geschlecht oder der präoperative ASES Score hatten

keinen Einfluss auf das Ergebnis. Die Autoren kamen in der Bewertung ihrer Arbeit zu dem Schluss, dass Patienten mit präoperativer Elevation von über 90°, aufgrund der guten Ergebnisse in Bezug auf Schmerz und Beweglichkeit, eine Hemiprothese empfohlen werden kann. Bei Patienten die eine geringere präoperative Elevation erzielen, sollten hingegen andere Therapieoptionen abgewogen werden, wie z.B. die Implantation einer inversen Prothese. Andererseits weisen Patienten, die mit einer Hemiprothese versorgt wurden, eine hohe subjektive Zufriedenheit und eine niedrige Komplikationsrate auf [33].

Die Streubreite der Ergebnisse ist erheblich. In dem aufgezeigten Literaturüberblick zeigt sich, dass nach Neers „Limited Goals“ Kriterien die Erfolgsraten zwischen 89% [88] und 63% [28] lagen. Ebenso wurden für die Elevation Werte zwischen 86° [76] und 120° [92] gemessen. Insgesamt wird eine signifikante Schmerzreduktion durch die Hemi-Prothese ermöglicht [76, 88]. Dies gelingt aber nur bei ca. 75% der Patienten [76]. Vergleiche zwischen den Studien, die über das erfasste Bewegungsausmaß hinausgehen sind schwierig, da verschiedene Schmerzscores und Bewertungskriterien durch die Autoren genutzt wurden. Die Hemiprothese wird zudem in der Literatur als eine an Langzeitkomplikationen arme Therapie gesehen. Ausnahme ist hier der progressive Verlust von Knochensubstanz im Bereich des Glenoids und des Akromions, welcher in der Studie von Sanchez Sotelo [76] beschrieben wird.

4.4.2 Inverse Prothese

Aufgrund der nicht optimalen Ergebnisse, die die konventionelle totale Schulterprothese und die Humeruskopfprothese bei Defektarthropathien aufweisen entwickelte der französische Schulterchirurg Grammont Mitte der 80er Jahre die inverse Schulterprothese. Seine Zielsetzung war Komplikationen, wie den Verlust einer Glenoidkomponente zu vermeiden, Beweglichkeit und Schmerzbelastung aber gegenüber den damals etablierten Methoden zu verbessern [9, 34].

1996 präsentierte Grammont eine Studie mit einem Kollektiv von 16 Patienten mit Rotatorenmanschettendefekt. Nach Versorgung mit einer inversen Prothese konnte der

Constant Score von 14 Punkten auf 69 verbessert werden. Eine erneute chirurgische Intervention war aber bei 13% erforderlich [9]. Im Folgejahr konnten De Buttet et al. an einem wesentlich größeren Kollektiv von 71 Patienten den Constant Score post-OP von 19 auf 59 Punkte steigern, sowie eine durchschnittliche Elevation von 120° erreichen [21]. Ähnliche Ergebnisse lieferte eine Studie von 2001 von Jacobs et al., wobei der Constant Score post-operativ bei 56,7 Punkten lag. Allerdings umfasste diese Studie nur 7 Schultern. Die Autoren legten besonderen Wert darauf, dass bei keinem Patienten ein Verlust der Glenoidkomponente beobachtet wurde [45].

Die Gruppe um Sirveaux et al. beobachtete eine Gruppe von 80 Schultern [83, 84] mit einem durchschnittlichen Follow-up von 44 Monaten. 96% der Patienten waren schmerzfrei oder litten nur noch unter minimalem Schmerz. Die Verbesserung des Constant Score betrug durchschnittlich 43 Punkte, von 22,6 auf 65,6 Punkte. Er setzte sich wie folgt zusammen: Schmerz 13,4 Punkte, Aktivität 16,9 Punkte, Mobilität 27,8 Punkte und Kraft 7,4 Punkte. Die Elevation verbesserte sich von 73° auf 138°. 5 Patienten erlitten einen Glenoidverlust im Beobachtungszeitraum, bei 7 stellte sich eine Lockerung der Glenoidkomponente ein. In der radiologischen Evaluation zeigte sich dass 63% der Schultern ein Scapulanotching verschiedenster Ausprägung erkennen ließen. Gemäß dem Nérot-System [83, 90] zeigten 26 Schultern ein Notching der Stufe 1, Stufe 2 in 10 Fällen, Stufe 3 in 7 Fällen und in 6 Fällen sogar Stufe 4. Die Ergebnisse bei Patienten mit Notching der Stufen 3 und 4, also einem Notching welches über die inferiore Verankerungsschraube hinaus geht, wiesen signifikant schlechtere Ergebnisse im Constant Score auf [83]. Dieser Sachverhalt ist jedoch bisher nicht eindeutig geklärt [25], da z.B. eine Studie von Werner et al. zu dem Ergebnis kam, dass kein signifikanter Zusammenhang zwischen Scapula Notching und den erreichten Werten im Constant Score besteht [90]. Daneben beobachtete Sirveaux, dass ein schlechter Zustand des M. Deltoideus oder M. teres minor ebenfalls mit signifikant schlechteren Ergebnissen verbunden war [83].

Diese Ergebnisse werden durch andere Studien gestützt. Diese zeigten dass Atrophien des M. teres minor zu deutlich schlechteren Werten für die Außenrotation führten und damit

das funktionelle Ergebnis negativ beeinflussten [8, 9, 82]. In einer Studie von Simovitch et al. aus dem Jahr 2007 wurde bei 42 Patienten präoperativ, mittels einer MRT-Untersuchung die Konstitution des M. teres minor erfasst. Mit Hilfe der Goutallier Skala wurde der Einfluss von Fettinfiltration des M. teres minor auf das Outcome beschrieben. 30 Schultern wiesen eine Infiltration der Stufen 0, 1 oder 2 auf, welche einer moderaten Infiltration entsprechen. Diese Gruppe wies deutlich bessere Ergebnisse auf, als die 12 Schultern, in denen eine Fettinfiltration des M. teres minor der Stufen 3 oder 4 nachgewiesen wurde [82].

In einer Studie mit 45 Schultern verglichen Boileau et al. [9] die Ergebnisse entsprechend der verschiedenen Indikationen, für eine inverse Prothese. Insgesamt wurden 21 Patienten mit Defektarthropathie, 5 Patienten mit Frakturen und 19 Patienten, die sich einer Revisionsoperation unterzogen, in die Studie eingeschlossen. Die Patienten mit der Diagnose Defektarthropathie zeigten im Gruppenvergleich die besten Ergebnisse. So betrug die Anteversion im Follow-up 123° , der Constant Score betrug 66 Punkte. 81% der Patienten waren schmerzfrei oder klagten über diskreten Schmerz. Lediglich die Außenrotation verbesserte sich nur leicht von 9° auf 14° . In der Revisionsgruppe und in der Frakturgruppe wurden weniger gute Ergebnisse für Schmerz erreicht, wohingegen die Werte für Elevation mit 122° bzw. 113° ähnlich waren. Die Komplikationsrate in der Gruppe von Patienten mit Defektarthropathie war wesentlich niedriger als in den Vergleichsgruppen. 68% der Patienten zeigten ein Skapula Notching. Es konnte aber bei keiner Stufe ein negativer Einfluss auf die Prothesenfunktion nachgewiesen werden. Die einzige schwere Komplikation in der Defektarthropathiegruppe war eine Läsion des N. axillaris. In den beiden anderen Gruppen traten eine intraoperative Glenoidfraktur, 3 tiefe Infektionen, 2 periprothetische Humerusfrakturen und ein aseptischer Verlust der Glenoidkomponente auf. Die Reoperationsrate in der Defektarthropathiegruppe betrug nur 5% im Vergleich zu 20% in der Frakturgruppe und 45% in der Revisionsgruppe. Aufgrund dieser Daten empfehlen die Autoren die Verwendung einer inversen Prothese bei älteren Defektarthropathien. Sie stehen einer Verwendung bei Revisionen skeptisch gegenüber, da die Komplikationsrate hoch ist und die Ergebnisse weniger vorhersehbar erscheinen [9].

In einer älteren Studie von 2001 sprechen sich De Wilde et al. für die Verwendung inverser Prothesen bei Revisionen aus, da sie so eine signifikante Verbesserung des Constant Score

erreichen konnten. Sie geben ebenfalls die hohe Komplikationsrate zu bedenken [22]. Eine Studie von Delloye et. al bei Revisionspatienten zeigte desgleichen initial gute Verbesserungen, doch auch hier lag die Rate schwerer Komplikationen im Verlauf hoch [24].

Werner et al. beobachteten die Entwicklung von 58 Patienten mit irreparablen Rotatorenmanschettenrupturen, die mit einer inversen Prothese versorgt wurden. 17 Patienten wurden primär mit einer inversen Prothese versorgt, 41 hingegen wurden als Revisionen gekennzeichnet. Die Komplikationsfälle in beiden Gruppen waren ähnlich (50% vs.51%), wo hingegen die Notwendigkeit einer Re-Operation in der Revisionsgruppe mit 33% deutlich höher lag, als in der Primärgruppe mit 18% [90]. Die Autoren stellten fest, dass die meisten Komplikationen jedoch keinen Einfluss auf das langfristige Outcome ausübten. Ausnahmen waren hier Lockerungen der Glenoidkomponente und Infektionen.

Werner schloss in seine Studie [90] nur Patienten ein, die präoperativ eine Elevationsfähigkeit unter 90° aufwiesen. Im Gesamtkollektiv verbesserte sich der alters- und geschlechtsmodifizierte Constant Score von 29% auf 64%, die Elevation stieg auf 100°, die Abduktion auf 90°. Auffällig war, dass die Außenrotationsfähigkeit von ursprünglich 17° auf nur noch 12° zurückging. Die Autoren fanden insgesamt keine signifikanten Unterschiede zwischen der Gruppe mit Primäroperation und der Revisionsgruppe [90].

Das Erreichen guter Ergebnisse für die Außenrotation bei der Implantation inverser Prothesen bei Defektarthropathie stellt im Allgemeinen ein Problem dar. So werden in den meisten Studien mäßige Ergebnisse zwischen 14° und 11° erreicht [9, 83, 90]. Nur die Studie von Frankle et al. [29] weist einen guten Außenrotationswert von 41° auf.

Aufgrund dieser bekannten Problematik kombinierten Boileau et al. [8] die Verwendung einer inversen Prothese mit einem Muskeltransfer. Dabei werden die Ansatzpunkte des M. latissimus dorsi und des M. teres major zum Tuberculum majus transferiert und dadurch diese Muskeln zu Außenrotatoren umfunktioniert. In Ihrer Studie erfassten Boileau et al. [8] 17 Patienten, die mit dem geschilderten Verfahren behandelt wurden. Dabei zeigte sich ein deutlicher Zuwachs der Außenrotationsfähigkeit gegenüber den prä-operativen Werten.

Auf der anderen Seite verschlechterte sich die Innenrotationsfähigkeit signifikant. Andere Studiengruppen führten ebenfalls bei Rotatorenmanschettendefektarthropathie einen Muskeltransfer durch [31, 37], allerdings ohne gleichzeitige Implantation einer inversen Prothese. Trotzdem konnten deutliche Verbesserungen auf Außenrotationswerte von 29° bzw. 30° erreicht werden.

Neben den Verbesserungen in den Kategorien Beweglichkeit und Schmerzempfinden, die die inverse Prothese ermöglicht, müssen auch die möglichen Komplikationen betrachtet werden. Das inferiore Skapula Notching wird in vielen Studien als die häufigste Komplikation genannt [9, 10, 74, 83, 90]. Wie bereits dargelegt, ist der Stellenwert für das Langzeitergebnis noch nicht endgültig gesichert.

Der häufigste Grund für eine Revision einer inversen Prothese ist der Verlust der Glenoidkomponente [26]. Molé et al beziffern das Risiko für einen aseptischen Glenoidkomponentenverlust mit 4,1%, [63] für Prothesen, die in den ersten 24 Monaten post-operativ nicht revidiert werden mussten. Es ist gelungen protektive Faktoren gegen Glenoidkomponentenverlust zu identifizieren. So sollte z.B. die inferiore Schraube kaudal in Knochen möglichst guter Qualität implantiert werden [14, 68].

Eine weitere schwerwiegende Komplikation stellt die Infektion der Prothese dar. Die Prävalenz beträgt hier um 5% [25] und ist damit höher als bei konventionellen totalen Schulterprothesen [80]. Als Ursache wird vermutet, dass bei der Defektarthropathie der Weichteilmantel in Form der defekten Rotatorenmanschette zu gering ist. Dem zur Folge wird die Prothese kaum von vitalem Material bedeckt und die Wundhöhle ist verhältnismäßig groß, was die Infektionsentstehung begünstigen kann [25]. Der verursachende Keim ist häufig Propionibakterium Acnes, welcher verstärkt in der Achselhöhle vorkommt [63]. Zu beachten ist des weiteren, dass das Hämatom, welches eine sehr häufige postoperative Komplikation darstellt [63], ebenfalls begünstigend für die Entstehung einer Infektion ist [15].

Die Haltbarkeit einer inversen Prothese ist ein weiterer Faktor, der in der Diskussion berücksichtigt werden muss. So zeigten Studien, dass nach ca. 6 Jahren die Verlustrate der Prothesen signifikant steigt [35, 83]. Sirveaux et al. zeigten in ihrem Kollektiv von 80

Patienten, dass nach 5 Jahren noch 91% der Prothesen bestanden, nach 7 Jahren hingegen nur noch 72% und nach 8 Jahren sogar nur noch 29% [83]. Die von Guery et al. durchgeführte Studie zeigte ähnliche Ergebnisse; dort bestanden nach 6 Jahren nur noch 58% der Prothesen. Zudem konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen Schmerzen, schlechter Funktion und Prothesenverlust aufgezeigt werden [35]. Neuere Studien hingegen dokumentieren eine längere Haltbarkeit von durchschnittlich 10 Jahren [8].

4.4.3 Oberflächenersatz

Die Datenlage für die Verwendung eines Oberflächenersatzes bei Defektarthropathie ist relativ limitiert, vor allem für Studien mit größeren Kollektiven.

Jerosch et. al beobachteten ein Kollektiv von 25 Patienten mit einem Follow-up von 26 Monaten. Im Constant Score verbesserten sich die Patienten von 14 Punkten auf 53, wobei in der Kategorie Schmerz ein Wert von 9,6 Punkten ermittelt wurde, im Bereich Beweglichkeit 22,7 Punkte. 22 Patienten waren mit dem Ergebnis zufrieden. Die Autoren betonen als Vorteile die gute anatomische Anpassbarkeit der Prothese, so wie die niedrige Komplikationsrate [47].

Diese Vorteile werden auch in einer weiteren Studie hervorgehoben, die den DASH Fragebogen nutzt und daher schwer mit anderen vergleichbar ist. Dennoch haben sich die Schmerzparameter deutlich verbessert. 5 von 6 Patienten waren mit dem OP Ergebnis zufrieden. Die Autoren kommen zu der Schlussfolgerung, dass die Copeland Prothese eine gute Alternative zur Hemiprothese bei jungen Patienten mit Defektarthropathie ist [81].

Levy et al. beobachteten 98 mit einer Copelandprothese versorgten Schultern mit einem Follow-up von 6,8 Jahren. Dabei zeigte sich, dass Patienten, die aufgrund einer Osteoarthritis mit dieser Prothese versorgt wurden, mit 73% im adaptierten Constant Score die besten Ergebnisse aufwiesen. Patienten mit der Diagnose Defektarthropathie hingegen zeigten mit nur 61,3% die schlechtesten Ergebnisse. In der Elevation zeigte die Osteoarthritisgruppe einen durchschnittlichen Wert von 105°, die Gruppe der Patienten mit

Defektarthropathie nur 73°. In 58 Fällen kam es zur Lockerung der Humeruskomponente, in 8 davon zu einer schwerwiegenden Lockerung. Alle Patienten mit einer schwerwiegenden Lockerung gehörten der Defektarthropathiegruppe an. Insgesamt mussten 8 Revisionen durchgeführt werden, 50% davon bei Defektarthropathiepatienten [51]. Allerdings verweisen die Autoren auch darauf, dass die Revisionen aufgrund des technischen Konzepts gut durchzuführen sind.

Auch in der Untersuchung von Mullett et al. sind die Ergebnisse für die Defektarthropathie schlechter als bei Osteoarthritis. Der adaptierte Constant Score für die Defektarthropathie verbesserte sich von 9,8% auf 42,6%, die Elevation stieg von 48° auf 88°. Bei der Osteoarthritis erreichte der Follow-up Constant sogar 82%, die Elevation steigerte sich von 48,5° auf 105°. Auch hier empfehlen die Autoren die Verwendung der Copelandprothese, aufgrund der niedrigen Komplikationsraten und der guten Patientenzufriedenheit [64].

4.5 Bewertung der eigenen Ergebnisse

Betrachtet man die vorliegenden Ergebnisse, sowohl der Patienten mit Hemiprothese als auch der Patienten mit inverser Prothese, erzielen nahezu alle Patienten Verbesserungen, wobei diese bei den Patienten mit inverser Prothese in vielen Kategorien etwas besser ausfallen. Auf eine Bewertung der Ergebnisse für die Verwendung des Oberflächenersatzes wird aufgrund der kleinen Follow-up Gruppe verzichtet.

4.5.1 Constant Score

Die vorliegenden Ergebnisse im Constant Score, vor allem die für die Gruppe der inversen Prothesen, sind gut vergleichbar mit denen anderer Studien [9, 10, 12, 21, 22, 45]. Der Constant Score Wert, von 58,5 Punkten entspricht dabei dem Wert den Boileau et al. in einer retrospektiven Untersuchung von 45 Patienten beobachten konnten [9]. Dennoch werden in diversen anderen retrospektiven Studien bei inversen Prothesen sogar noch bessere Werte im Constant Score verzeichnet [74, 83, 90]. Auch die im alters- und

geschlechtsadaptierten Constant Score erzielten Ergebnisse von 68,1% zeigen sich in ähnlicher Form auch in weiteren Studien, wie z.B. mit 64% in einer Studie von Werner et al. [90]. Andere Studien [10] erzielten sogar Werte von 87% im Gesamtkollektiv. Simovitch et al. vermuten, dass die im Constant Score erreichten Leistungen stark durch den Zustand des M. teres minor beeinflusst werden und untermauern dies mit ihren Ergebnissen [82]. In der Gruppe mit guter Funktion des M. teres minor erreicht der adaptierte Constant Score 83% ähnlich wie in der Studie von Boileau et al. [10]. In der Gruppe mit schlechterer Konsistenz des M. teres minor liegt der Constant Score mit nur 61% deutlich unter dem dieser Studie.

Für die Gruppe der Hemiprothesen fällt ein Vergleich der Ergebnisse hinsichtlich des Constant Scores schwer, da zahlreiche Studien [28, 92] entweder keinen Score verwenden oder nur den ASES Score nutzen [33, 88].

4.5.2 ASES Score

Im ASES Score erreichten wir im Follow-up für das Gesamtkollektiv 63,1 Punkte, mit Werten von 57,7 für die Hemiprothesengruppe und 65,6 für die inversen Prothesen. Andere Studien zeigten für Hemiprothesen höhere ASES Score Werte von 67 [33] oder sogar 79 in einer Studie von Visotsky et al. [88]. Goldberg et al. [33] beobachteten, dass eine präoperative Elevation über 90° mit signifikant besseren Ergebnissen im ASES Score verbunden ist. In unserer Studie wurde diese Voraussetzung dagegen von keinem Patienten erfüllt.

Eine Studie von Frankle et al. untersuchte die Funktion inverser Prothesen mittels ASES Score und kam zu einem vergleichbaren Ergebnis wie diese Studie mit einem ASES Score von 68,2 [29]. Auch die Resultate einer Studie Boileaus deuten mit einem durchschnittlichen ASES Score von 65 Punkten in die gleiche Richtung [10].

4.5.3 Schmerz

Der Schmerz im Gesamtkollektiv konnte von Ausgangswerten von 8,3 Punkten auf 3,1 Punkte gesenkt werden. Betrachtet man die beiden Prothesengruppen werden im Follow-up 3,9 Punkte (Hemiendoprothese), bzw. 3 Punkte (inverse Prothesen) erreicht.

Die Reduktion des Schmerzes in der Hemiprothesengruppe entspricht den in der Literatur berichteten Ergebnissen [76, 94]. 7 von 10 Patienten weisen eine deutliche Schmerzreduktion auf. Eine vergleichbare Schmerzreduktion wird z.B. von Sanchez-Sotelo et al. oder Zuckermann et al. beschrieben [76, 92, 94]. Deutlich bessere Resultate mit einer Schmerzreduktion von 9,3 auf 1,9 Punkte werden von Visostky et al. beschrieben [88]. Arntz et al. hingegen beobachteten eine geringe Quote bei Patienten mit guten Schmerzergebnissen [4]. Insgesamt weist die Literatur eine große Spannweite für den Anteil schmerzfreier Patienten auf [76].

In der Gruppe der Patienten mit inverser Prothese zeigten 9 Patienten keinen oder leichten Schmerz, entsprechend 64%. 3 weitere zeigten moderaten Schmerz. Vergleichbare Daten zum Schmerzempfinden werden unter anderem von Boileau et al. [9] beschrieben. Dort konnten 67% der Patienten der Kategorie kein bzw. milder Schmerz zugeordnet werden. Auch weitere Studien formulieren gut vergleichbare Resultate [10, 24]. Sirveaux et al. [83] allerdings beobachteten mit 96% der Patienten, die keinen oder wenig Schmerz aufweisen, deutlich bessere Ergebnisse.

Auch in der Betrachtung der Kategorie Schmerz des Constant Score zeigen sich mit 10,5 Punkten im Follow-up überzeugende Ergebnisse für die Gruppe der inversen Prothesen [90].

4.5.4 Beweglichkeit

Im Bereich der Anteversion über 90°, welche hinsichtlich der von Neer formulierten „limited Goals“ bei Defektarthropathie einen Hauptfaktor für die Bewertung des

Therapieergebnisses darstellt [67], erreichen 40% bei den Hemiprothesen und 71,4 % der Patienten mit inversen Prothesen dieses Niveau.

Die Ergebnisse für die Hemiprothesengruppe lassen sich in etwa mit den Daten von Zuckermann et al. und Field et al. vergleichen [28, 94]. Dort wird eine Flexion von durchschnittlich 86° erreicht. Ebenso fällt auf, dass bei den Hemiprothesen die Verbesserungen gegenüber den Ausgangswerten nur mäßig ausfallen [76, 94] Andere Studien erzielten größere Zuwächse bei der Elevationsfähigkeit und steigerten die Elevation auf Werte über 100° [33, 88].

Die Tendenz der besseren Beweglichkeit bei Patienten mit inverser Prothese zeigt sich nicht nur in unserer Studie, sondern auch im Literaturüberblick. In vielen Studien werden durchschnittliche Elevationsfähigkeiten zwischen 100° und 120° angegeben [9, 10, 29, 90]. Den besten Wert beobachteten Sirveaux et al. [83] mit einer Elevationsfähigkeit von 138°. 8 von 14 Patienten, also 57% der Patienten mit inverser Prothese erreichen sogar eine Elevationsfähigkeit über 120°, so dass die Ergebnisse der vorgelegten Studie durchaus im Kontext der genannten Quellen anzusiedeln sind.

4.5.5 Notching

Bei insgesamt 14 implantierten inversen Prothesen konnte im Follow-up in 8 Fällen, also 57%, ein inferiores Skapulanotching identifiziert werden. Damit liegt das Gesamtergebnis am unteren Rand des in der Literatur beschriebenen Auftretens. In 7 Fällen liegt ein mildes Notching der Stufe 1 vor, nur in einem Fall wurde Stufe 3 identifiziert. In der Literatur wird das Notching mit Raten zwischen 96% [90] und 64% [83] beschrieben.

In unserer Studie ist der Grad 1 die häufigste aufgetretene Stufe des inferioren Skapulanotchings. Boileau et al. beobachteten in einer Studie, dass sich 64% aller Notchingfälle auf der Stufe 1 befanden [9]. In weiteren Studien lagen die milden Notchingstufen in etwas über 50% der Fälle vor [83, 90]. Damit zeigt unsere Studie mit

insgesamt 7 milden Notchingfällen, also einer Häufigkeit der Stufe 1 von 87,5%, gute Ergebnisse.

Die Bedeutung des inferioren Skapulanotchings ist noch nicht sicher aufgeschlüsselt [25]. Es besteht die Vermutung das Notching mit Glenoidverlust assoziiert sein könnte. Sirveaux et al. zeigten, dass zumindest der Notching Grad 4 mit signifikant schlechteren Ergebnissen im Constant Score verbunden ist [83].

4.5.6 Zufriedenheit

Die Zufriedenheit mit der endoprothetischen Therapie liegt im Gesamtkollektiv bei 7,7 von 10 Punkten. Für die Einzelgruppen beträgt sie 6,7 Punkte (Hemiprothese) bzw. 8,4 Punkte (inverse Prothese).

Zahlreiche Studien für Hemiendoprothetik orientieren sich eher an Neers „limited goals“ Kriterien als an der subjektiven Patientenzufriedenheit [33, 76, 92] für ein zufriedenstellendes Ergebnis. Die Ergebnisse schwanken zwischen 63% [28] und bis zu 89% [88]. Ähnlich zu der Studie von Zuckermann, in der 13 von 15 Patienten subjektiv zufrieden waren [94], sind in der vorgelegten Studie 8 von 10 Hemiprothesenpatienten mit dem OP-Ergebnis subjektiv zufrieden oder sehr zufrieden.

Für die inversen Prothesen zeigen sich insgesamt gute Zufriedenheitsergebnisse. In einer Studie Boileaus waren 17 von 21 Patienten mit Defektarthropathie subjektiv sehr zufrieden mit dem Therapiergebnis [9]. Dies korrespondiert mit den hier erhobenen Ergebnissen, bei denen 13 von 14 Patienten zufrieden oder sehr zufrieden sind. Auch in großen Studien, wie der von Frankle [29] mit insgesamt 60 Schultern, erzielten 57 Patienten ein zufriedenstellendes oder sehr zufriedenstellendes Outcome. Dies entspricht einer Quote von 95%. Sirveaux untersuchte 80 Schultern und erreichte mit 74 von 80 zufriedenen Patienten eine Quote von 92,5% [83]. Zusammenfassend entsprechen unsere Ergebnisse denen in der Literatur mit einer Zufriedenheit von 92,8%, und können auch dem Vergleich mit großen Kollektiven standhalten.

4.6 Schlussfolgerungen

Die Defektarthropathie der Schulter stellt nach wie vor aufgrund der schweren Beeinträchtigung der Schultermuskulatur eine schwierig zu therapierende Krankheitsentität dar.

Die vorliegenden Daten zeigen, dass bis auf wenige Ausnahmen alle Patienten hinsichtlich der Kategorien Schmerz und Beweglichkeit durch die Implantation einer Schulterprothese deutlich profitiert haben. Im Vergleich zur Gegenseite zeigt die mit einer Prothese versorgte Schulter gewisse Defizite, sofern die Gegenseite als gesund einzustufen war. Besonders in den Bereichen Kraft und Beweglichkeit zeigt sich eine Differenz. Im Bereich der Schmerzbelastung besteht jedoch kein Unterschied.

Im Vergleich der Prothesenmodelle zeigen die Daten eine klare Tendenz. Patienten mit einer inversen Prothese empfinden gegenüber den Patienten mit einer Hemiprothese etwas weniger Schmerzen. Deutlicher zeigen sich Vorteile der Versorgung mit einer inversen Prothese in den Kategorien Kraft, Beweglichkeit und Alltagstauglichkeit im Constant Score. Die Ergebnisse der Einzelgruppen können dem Literaturvergleich wie gezeigt standhalten.

Hinzu kommt der subjektive Parameter der Patientenzufriedenheit, welcher bei der Bewertung eines Therapiekonzepts eine wichtige Rolle spielt. Hier geben ebenfalls die Patienten mit inverser Prothese die höhere persönliche Ergebniszufriedenheit an.

Im Vergleich der vorliegenden Literatur werden bessere Ergebnisse im Hinblick auf Funktion und Schmerz bei Verwendung inverser Prothesenmodelle beschrieben. Dieser Unterschied spiegelt sich tendenziell auch in unseren Ergebnissen wieder.

Dennoch sollte man nicht pauschal zur Implantation einer inversen Prothese bei Vorliegen einer Defektarthropathie raten. Hierbei ist vor allem die erhöhte Komplikationsrate gegenüber konventionellen Schulterprothesen zu beachten, sowie der in verschiedenen Studien beschriebene „Haltbarkeitsknick“ nach ca. 6-8 Jahren [35, 83]. Die Komplikationen der inversen Prothesen haben sich in der hier vorliegenden Studie

hauptsächlich in Form des inferioren Skapulanotchings gezeigt, welches bei 57% der implantierten Prothesen vorlag. Es ist nicht schlussendlich geklärt wie sich dieses Phänomen auf die Langzeitergebnisse auswirkt. Es erscheint eher wahrscheinlich, dass sich höhere Notchingstufen tendenziell negativer auswirken, als niedrige, bei denen nur wenig Schraubenmaterial freiliegt. Daher ist es ratsam, bei jüngeren Patienten zunächst die Implantation einer Hemiendoprothese zu evaluieren, weil diese bei einem später wahrscheinlich notwendigen Prothesenwechsel gut in eine inverse Prothese konvertiert werden kann. Inverse Prothesen sollten daher bevorzugt bei älteren Patienten verwendet werden.

Die Verwendung eines Oberflächenersatzes bei jungen Patienten kann unter bestimmten Umständen erwogen werden, die Literatur weist aber deutlich darauf hin, dass mit diesem Prothesenverfahren nicht die optimalen Ergebnisse für den Patienten erreicht werden können. Insgesamt stellt die Verwendung einer Oberflächenprothese für die Indikation einer Defektarthropathie kein allgemeines Standardverfahren dar.

Definitive Empfehlungen können allerdings erst auf der Grundlage von Langzeitstudien mit deutlich größeren Untersuchungskollektiven formuliert werden.

5. Literaturverzeichnis

1. Ainsworth, R., Physiotherapy rehabilitation in patients with massive, irreparable rotator cuff tears. *Musculoskeletal Care*, 2006. 4(3): p. 140-151.
2. Ambacher, T., Postoperative Maßnahmen, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 217-232.
3. Ambacher, T., et al., Operationstechnik, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 69-130.
4. Arntz C, K.S., Matsen FA 3rd, Prosthetic replacement of the shoulder for the treatment of defects in the rotator cuff and the surface of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1993. 75-A: p. 485-91.
5. Arthrex. Univers™ 3D-Schulterendoprothese OP-Anleitung (Produktbroschüre). 2010 [cited].
6. Barrett WP, T.T., Thomas WH, Gebhart EM, Sledge CB., Nonconstrained total shoulder arthroplasty in patients with polyarticular rheumatoid arthritis. *J Arthroplasty*, 1989. 41: p. 91-96.
7. Blasier R.B. , G.R.E., Rothman ED, Anterior shoulder stability: contributions of rotator cuff forces and the capsular ligaments in a cadaver model. *J. Shoulder and Elbow Surgery*, 1992. 1: p. 140-150.
8. Boileau, P., A.P. Rumian, and M.A. Zumstein, Reversed shoulder Arthroplasty with modified L'Episcopo for combined loss of active elevation and external rotation. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 2010. 19(2): p. 20-30.
9. Boileau, P., et al., Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: Results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 2006. 15(5): p. 527-540.
10. Boileau, P., et al., Grammont reverse prosthesis: Design, rationale, and biomechanics. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 2005. 14(1): p. S147-S161.

11. Boileau P, W.G., Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique consideration and prosthetic design rationale. *Shoulder arthroplasty*, ed. W.G. Boileau P. 1999, Berlin Heidelberg New York, Tokyo: Springer. 69-82.
12. Boulahia, T.B.E., G. Walch and R.V. Baratta, Early results of a reverse design prosthesis in the treatment of arthritis of the shoulder in elderly patients with a large rotator cuff tear. *Orthopedics*, 2002. 25: p. 129–133.
13. Burkhart, Fluoroscopic comparison of kinematic patterns in massive rotator cuff tears. A suspension bridge model. *Clin. Orthop*, 1992. 284: p. 144-152
14. Chebli, C., et al., Factors affecting fixation of the glenoid component of a reverse total shoulder prosthesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2008. 17(2): p. 323-327.
15. Cheung, E., J. Sperling, and R. Cofield, Infection Associated With Hematoma Formation After Shoulder Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 2008. 466(6): p. 1363-1367.
16. Constant, C.R., et al., A review of the Constant score: Modifications and guideline for its use. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2008. 17(2): p. 355-361
17. Constant CR, M.A., A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.*, 1987. Jan;(214): p. 160-4.
18. Copeland, S., Cementless shoulder replacement. *Surgery of the shoulder*, ed. M.B. Post M, Hawkins R 1990, St.Louis: Mosby Year Book. 289-293.
19. Copeland, S., The Continuing Development of Shoulder Replacement: "Reaching the Surface". *J Bone Joint Surg Am*, 2006. 88(4): p. 900-905.
20. Cruess , R., Corticosteroid-induced osteonecrosis of the humeral head. *Orthop Clin North Am.* , 1985. Oct;16(4): p. 789-96.
21. De Buttet, Y.B., D. Capon and J. Delfosse, Grammont shoulder arthroplasty for osteoarthritis with massive rotator cuff tears—report of 71 cases *J Shoulder Elbow Surg*, 1997. 6: p. 197.
22. De Wilde L, M.M., Van Petegem P, Verdonk R, Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): report of five cases. *Acta Orthop Belg.*, 2001. Oct;67(4): p. 348-53.

23. Delaunay, L., et al., Analgesia after arthroscopic rotator cuff repair: Subacromial versus interscalene continuous infusion of ropivacaine. *Regional Anesthesia and Pain Medicine*, 2005. 30(2): p. 117-122.
24. Delloye C, J.D., Colette A, Eudier A, Dubuc JE, [Mechanical complications of total shoulder inverted prosthesis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2002. Jun;88(4): p. 410-4.
25. Farshad, M. and C. Gerber, Reverse total shoulder arthroplasty—from the most to the least common complication. *International Orthopaedics*, 2010. 34(8): p. 1075-1082.
26. Fevang BT, L.S., Havelin LI, Skredderstuen A, Furnes O, Risk factors for revision after shoulder arthroplasty: 1,825 shoulder arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop.*, 2009. Feb;80(1): p. 83-91.
27. Fialka, C., et al., Modification of the Constant-Murley shoulder score--introduction of the individual relative Constant score: Individual shoulder assessment. *Injury*, 2005. 36(10): p. 1159-1165.
28. Field, L.D., et al., Hemiarthroplasty of the shoulder for rotator cuff arthropathy. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1997. 6(1): p. 18-23.
29. Frankle, M., et al., The Reverse Shoulder Prosthesis for Glenohumeral Arthritis Associated with Severe Rotator Cuff Deficiency. A Minimum Two-Year Follow-up Study of Sixty Patients Surgical Technique. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. 88(1_suppl_2): p. 178-190.
30. Franklin JL, B.W., Jackins SE, Matsen FA 3rd., Glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J Arthroplasty*, 1988. 3(1): p. 39-46.
31. Gerber, C., G. Maquieira, and N. Espinosa, Latissimus Dorsi Transfer for the Treatment of Irreparable Rotator Cuff Tears. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. 88(1): p. 113-120.
32. Goebel, S., U. Schwemmer, and F. Gohlke, Präoperative Planung und Vorbereitung, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2009, Springer Berlin Heidelberg. p. 55-68.
33. Goldberg, S.S., et al., Hemiarthroplasty for the Rotator Cuff-Deficient Shoulder. *J Bone Joint Surg Am*, 2008. 90(3): p. 554-559.

34. Grammont P., T.P., Laffay J., Deries X, Etude et realisation d'une nouvelle prothèse d'épaule. *Rheumatology*, 1987. 39: p. 407-418
35. Guery, J., et al., Reverse Total Shoulder Arthroplasty. Survivorship Analysis of Eighty Replacements Followed for Five to Ten Years. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. 88(8): p. 1742-1747.
36. Habermeyer, P., *Schulterchirurgie*. 2002, München: Urban & Schwarzenberg. 273-284, 531-544.
37. Habermeyer, P., et al., Transfer of the tendon of latissimus dorsi for the treatment of massive tears of the rotator cuff: A NEW SINGLE-INCISION TECHNIQUE. *J Bone Joint Surg Br*, 2006. 88-B(2): p. 208-212.
38. Habermeyer P, S.L., *Schulterchirurgie*. 1996, München Wien Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
39. Hamada K, F.H., Mikasa M, Kobayashi Y Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. A long-term observation. *Clin Orthop*, 1990. 254: p. 92-96
40. Hawkins RJ, B.R., Jallay B., Total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1989. May;(242): p. 188-94.
41. Howell SM, G.B., Renzi AJ, Marone PJ., Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. *J Bone Joint Surgery*, 1988. 70(2): p. 227-32.
42. Inman VT, S.J., Abott LC, Observation on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surgery* 1944. 26-A: p. 1-30.
43. Irlenbusch, U., Operationstechnik, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 91-105.
44. Irlenbusch U, i.L., Aktueller Stand der Schulterendoprothetik. *Z Orthop Unfall*, 2007. update 4: p. 289-309.
45. Jacobs R., P.D.a.L.D.S., Treatment of rotator cuff arthropathy with a reversed Delta shoulder prosthesis. *Acta Orthop Belg* 2001. 67: p. 344-347.
46. Jensen, K.L., et al., Current Concepts Review - Rotator Cuff Tear Arthropathy. *J Bone Joint Surg Am*, 1999. 81(9): p. 1312-24.

47. Jerosch, J., J. Schunck, and M.G. Morsy, Oberflächenersatz bei Rotatorenmanschettendefektarthropathie mit erhaltener Subscapularisfunktion. *Z Orthop Unfall*, 2008. 146(02): p. 206,210.
48. Jerosch, J.H., J., Schulterendoprothetik- Implantate und Indikation. *Fortbildung Orthopädie-Traumatologie*, 2003. 8(12): p. 77-103.
49. Jónsson E, E.N., Kelly I, Rydholm U, Lidgren L., Cup arthroplasty of the rheumatoid shoulder. *Acta Orthop Scand.*, 1986. Dec;57(6): p. 542-6.
50. Kelly, I.G., R.S. Foster, and W.D. Fisher, Neer total shoulder replacement in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Br*, 1987. 69-B(5): p. 723-726.
51. Levy, O. and S.A. Copeland, Cementless surface replacement arthroplasty of the shoulder: 5- TO 10-YEAR RESULTS WITH THE COPELAND MARK-2 PROSTHESIS. *J Bone Joint Surg Br*, 2001. 83-B(2): p. 213-221.
52. Levy O, F.L., Sforza G, Copeland SA, Copeland surface replacement arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. Mar;86-A(3): p. 512-8.
53. Liem, D., et al., Schulterendoprothetik – Biomechanik und Design. *Der Orthopäde*, 2007. 36(11): p. 1027-1036.
54. Liem, D., et al., Technische Konzepte der Implantate, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 29-53.
55. Lippert, H., *Lerhbuch Anatomie*. 6 ed, ed. H. Lippert. 2003, München: Urban & Fischer. 273-284,.
56. Loew, M., et al., Spezielle Indikationen, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 131-216.
57. Loew, M. and M. Loew, Geschichte und Entwicklung der Schulterendoprothetik, in *AE-Manual der Endoprothetik*. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 1-10.
58. Loew, M., et al., Endoprothetik bei der Rotatorenmanschetten. *Der Orthopäde*, 2007. 36(11): p. 988-995.
59. Lohr JF, C.R., Uthoff HK, Glenoid component loosening incuff tear arthropathy. *J Bone Joint SurgAm*, 1991. 73(suppl 2): p. 106.

60. Marquardt B., K.-A.W., J.Steinbeck, Schulterendoprothetik. Endoprothetik, ed. M. Krukemeyer. Vol. 1. 2009, Berlin: Walter de Gruyter GmbH & Co KG. 31-51.
61. Mathys, R., Stand der Verwendung von Kunststoffen für künstliche Gelenke. Akt Traumatol, 1973. 3: p. 253.
62. Mc Carty DJ, H.P., Carrera GF, Brewer BJ, Kozin F “Milwaukee Shoulder”-association of microspheroids containing hydroxyapatite crystals, active collagenase, and neutral protease with rotator cuff defects. Clinical aspects Arthrit and Rheumat 1982. 24: p. 464-473.
63. Molé D, F.L., Excentered scapulohumeral osteoarthritis. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2007. 93(6): p. 37–94.
64. Mullett, H., et al., Copeland surface replacement of the shoulder: RESULTS OF AN HYDROXYAPATITE-COATED CEMENTLESS IMPLANT IN PATIENTS OVER 80 YEARS OF AGE. J Bone Joint Surg Br, 2007. 89-B(11): p. 1466-1469.
65. Neer, C., Shoulder reconstruction, ed. W.B. Saunders. 1990, Philadelphia. pp143-272 pp405-406.
66. Neer CS, C.E., Fukuda H., Cuff-tear arthropathy. J Bone Joint Surg Am., 1983. 65(9): p. 1232-44.
67. Neer CS, K.W., Recent Experience in total Shoulder Replacement. J Bone Joint Surg Am, 1982. Mar;64(3): p. 319-37.
68. Nyffeler, R.W., C.M.L. Werner, and C. Gerber, Biomechanical relevance of glenoid component positioning in the reverse Delta III total shoulder prosthesis. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2004. 14(5): p. 524-528.
69. Pearl ML, V.A., Retroversion of the proximal humerus in relationship to prosthetic replacement arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg, 1995. Jul- Aug;4(4): p. 286-9.
70. Perry, Biomechanics The shoulder, ed. R. CR. 1988, New York: Churchill Livingstone. 1-15.
71. Pollock R, D.E., McIlveen S, Flatow E, Bigliani L, Prosthetic replacement in rotator cuff-deficient shoulders. J Shoulder Elbow Surg 1992. 1: p. 173-86.

72. Radkowski CA, R.R., Pietrobon R, Moorman CT 3rd., An anatomic study of the cephalic vein in the deltopectoral shoulder approach. *Clin Orthop Relat Res*, 2006. Jan;442: p. 139-42.
73. Richards RS, A.K., Bigliani LU, Freidman RJ, Gartsman GM, Ianotti JP, MowVC, A standardized method for the assessment of shoulder function. *J Shoulder Elbow Surg* 1994. 3: p. 347-352
74. Rittmeister, M. and F. Kerschbaumer, Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, 2001. 10(1): p. 17-22.
75. Rolf, O. and F. Gohlke, Operationstechnik, in *AE-Manual der Endoprothetik*, M. Loew, Editor. 2010, Springer Berlin Heidelberg. p. 117-130.
76. Sanchez-Sotelo, J., R.H. Cofield, and C.M. Rowland, Shoulder Hemiarthroplasty for Glenohumeral Arthritis Associated with Severe Rotator Cuff Deficiency. *J Bone Joint Surg Am*, 2001. 83(12): p. 1814-1822.
77. Schiebler, T., *Anatomie*. 9 ed, ed. T. Schiebler. 2005: Springer Berlin, Heidelberg, New York. 245-262.
78. Schill, S., H. Thabe, and J. Grifka, Differentialtherapie der rheumatischen Schulter. *Der Orthopäde*, 2002. 31(12): p. 1132-1144.
79. Schünke M., S.E., Schumacher U., *Prometheus- Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. Prometheus, *Lernatlas der Anatomie*. Vol. 1. 2005, Stuttgart: Thieme. 228-291.
80. Seebauer, Total reverse shoulder arthroplasty: European lessons and future trends. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*, 2007. 36(12 Suppl 1): p. 22–28.
81. Shrivastava N, S.R., Copeland EAS hemi-resurfacing arthroplasty for rotator cuff tear arthropathy: preliminary results. *J Surg Orthop Adv*, 2009. Winter;18(4): p. 189-94.
82. Simovitch, R.W., et al., Impact of Fatty Infiltration of the Teres Minor Muscle on the Outcome of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2007. 89(5): p. 934-939.

83. Sirveaux, F., et al., Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff: RESULTS OF A MULTICENTRE STUDY OF 80 SHOULDERS. *J Bone Joint Surg Br*, 2004. 86-B(3): p. 388-395.
84. Sirveaux F, F.L., Oudet D, Huguet D, Lautman S. Grammont, Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive and non repairable cuff rupture. 2000 *Prothèses d'épaule... recul de 2 à 10 ans*, ed. B.P. Walch G, Molé D. 2001, Paris: Sauramps Médical. 247 -52.
85. Sperling, J.W. and R.H. Cofield, Pulmonary Embolism Following Shoulder Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2002. 84(11): p. 1939-1941.
86. Torchia, M.E., R.H. Cofield, and C.R. Settegren, Total shoulder arthroplasty with the neer prosthesis: Long-term results. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1997. 6(6): p. 495-505.
87. Tornier. Aequalis® Reversed Schulterendoprothese (Produktbroschüre). 2010 [cited].
88. Visotsky, J.L., et al., Cuff Tear Arthropathy: Pathogenesis, Classification, and Algorithm for Treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. 86(suppl_2): p. 35-40.
89. Walch G, B.P., Molé D, Shoulder prosthesis- two to ten year follow up. Sauramps medical, Montpellier, 2000.
90. Werner, C.M.L., et al., Treatment of Painful Pseudoparesis Due to Irreparable Rotator Cuff Dysfunction with the Delta III Reverse-Ball-and-Socket Total Shoulder Prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 2005. 87(7): p. 1476-1486.
91. Wiedemann, E., Schulterprothetik. *Unfallchirurgie*, 2006. 109: p. 1073-1083.
92. Williams, J.G.R. and J.C.A. Rockwood, Hemiarthroplasty in rotator cuff-deficient shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1996. 5(5): p. 362- 367.
93. Wirth, M.A., et al., Replicating proximal humeral articular geometry with a third-generation implant: A radiographic study in cadaveric shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2007. 16(3, Supplement 1): p. S111-S116.
94. Zuckerman JD, S.A., Gallagher MA, Hemiarthroplasty for cuff tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am*, 2000. May-Jun;9(3): p. 169-72.

6. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:* Das Schultergelenk, in Prometheus-Atlas der Anatomie Schünke, Schulte Schuhmacher, Thieme Verlag Stuttgart-New York 2005
- Abbildung 2:* Schematische Darstellung der Defektarthropathie in [56]
- Abbildung 3:* Röntgenbefund einer Defektarthropathie aus der vorliegenden Studie
- Abbildung 4:* stadienbasierte Einteilung der Defektarthropathie nach Loew in [58]
- Abbildung 5:* Schulterendoprothesen der 3. Generation mit individueller Adaptierbarkeit in [48]
- Abbildung 6:* Schulter Score- Schmerz
- Abbildung 7:* Motilitätsbewertung im Constant-Schulter-Score Constant
- Abbildung 8:* Schmerzskala im Schulterfragebogen des UKM
- Abbildung 9:* Bewertung des Alltages im Schulterfragebogen des UKM
- Abbildung 10:* Copeland-Cup (Fa. Biomed) [53]
- Abbildung 11:* Aequalis® reversed Prothese, zur Verfügung gestellt von PD Dr. med, D. Liem
- Abbildung 12:* Arthrex Univers™ 3D-Prothese, zur Verfügung gestellt von PD Dr. med, D. Liem
- Abbildung 13:* Beach-Chair Lagerung in: Orthopädische Operationslehre, Rudolf Bauer, Fridun Kerschbaumer – 3. Band Schulter- und obere Extremität, Thieme, Stuttgart 1997
- Abbildung 14:* Palpation des N. axillaris am Unterrand der Subskapularissehne in [3]
- Abbildung 15:* Eröffnung des Markraumes , zur Verfügung gestellt von PD Dr. med, D. Liem
- Abbildung 16:* Reinsertion des Subskapularissehne in [3]
- Abbildung 17:* Einbringen des Probeschafes mit Metaphyse zum Knochenschutz vor Glenoidexposition [3]
- Abbildung 18:* Darstellung des Glenoids und Einbringen eines Führdrahtes in: Orthopädische Operationslehre, Rudolf Bauer , Fridun Kerschbaumer – 3. Band Schulter- und obere Extremität, Thieme, Stuttgart 1997
- Abbildung 19:* Sicherung der Glenosphäre mit zentraler Arretierungsschraube [3]
- Abbildung 20:* Anteil der dominanten Seite in Prozentpunkten
- Abbildung 21:* Schmerzentwicklung
- Abbildung 22:* ASES Score Alltagsaktivitäten
- Abbildung 23:* Vergleich ASES Score prä-OP und im Follow-up
- Abbildung 24:* Patienten mit Abduktion/ Flexion über 90° im Gesamtkollektiv
- Abbildung 25:* Vergleich des Constant Score OP-Seite mit Gegenseite
- Abbildung 26:* Vergleich von Kraftpunkten und Prozentpunkten im adaptierten Constant Score
- Abbildung 27:* Vergleich der Schmerzpunkte im Constant Score OP-Seite und Gegenseite
- Abbildung 28:* Punkte Alltagsaktivitäten im Constant Score im Vergleich

Abbildung 29: Punkte Beweglichkeit im Constant Score im Vergleich
Abbildung 30: Summe Alltagsaktivitäten im ASES Score im Seitenvergleich
Abbildung 31: Vergleich ASES Score Follow up Seite und Gegenseite
Abbildung 32: Schmerz im Constant Score im Gruppenvergleich
Abbildung 33: Vergleich der Alltagsaktivitäten im Constant Score
Abbildung 34: Vergleich der Bewegung im Constant Score
Abbildung 35: Punkte Kraft im Constant Score im Vergleich
Abbildung 36: Vergleich Kraft im Alters- und geschlechtsadaptierten Constant Score
Abbildung 37: Vergleich der Gesamtpunktzahl des Constant Score
Abbildung 38: alters- und geschlechtsadaptierter Constant Score im Vergleich
Abbildung 39: Schmerzentwicklung ASES Score im Vergleich
Abbildung 40: Vergleich der Alltagstätigkeiten im ASES Score
Abbildung 41: ASES Score präoperativ und Follow-up im Vergleich
Abbildung 42: Vergleich der OP Zufriedenheit
Abbildung 43: Elevation > 90° im Gruppenvergleich
Abbildung 44: Abduktionsfähigkeit >90° im Gruppenvergleich
Abbildung 45: präoperativer Röntgenbefund
Abbildung 46: post-operativer Röntgenbefund nach Implantation einer
Hemiendoprothese
Abbildung 47: präoperativer Defektarthropathie Befund
Abbildung 48: Befund nach Implantation einer inversen Schulterprothese

7. Fragebögen



Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie
und Tumororthopädie
Direktor: Uni.- Prof. Dr. med. G. Gosheger

Schulterprechstunde / Patientenfragebogen

1. Haben Sie Schmerzen in der Schulter?

rechts: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
links: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
keine sehr stark

2. Haben Sie ein Instabilitätsgefühl in Ihrer Schulter?

rechts: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
links: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
nein sehr stark

3. Markieren Sie bitte, ob Sie in Verrichtungen des täglichen Lebens aufgrund Ihrer Schultererkrankung eingeschränkt sind.

0 = unmöglich: 1 = sehr schwer: 2 = schwierig: 3 = kein Problem

	rechts	links
Anziehen eines Mantels	0 1 2 3	0 1 2 3
Schlafen auf der Seite	0 1 2 3	0 1 2 3
Den Rücken waschen	0 1 2 3	0 1 2 3
Das Gesäß waschen	0 1 2 3	0 1 2 3
Kämmen	0 1 2 3	0 1 2 3
Einen 2,5kg schweren Gegenstand über Schulterniveau heben	0 1 2 3	0 1 2 3
Etwas aus einem hohen Regal nehmen	0 1 2 3	0 1 2 3
Einen Ball über Kopf werfen	0 1 2 3	0 1 2 3

4. Sind Sie in Ihrer Berufsausübung eingeschränkt?

rechts: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
links: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
nein sehr stark

5. Sind Sie in Ihrer Sportfähigkeit eingeschränkt?

rechts: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
links: 1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
nein sehr stark

6. Sind Sie mit dem OP – Ergebnis zufrieden?

1----- 2----- 3----- 4----- 5----- 6----- 7----- 8----- 9----- 10
Gar nicht sehr

© Druckerei UKM/Orthopädie/Schulterprechstunde_Patientenfragebogen 07-07-2009.doc

Constant-Schulter-Score

Name, Vorname: _____	Betroffene Schulter: <input type="checkbox"/> re <input type="checkbox"/> li
Geb.-Datum: _____	Dominanter Arm: <input type="checkbox"/> re <input type="checkbox"/> li
Untersuchungsdatum: _____	

Schmerz: (der am stärksten verspürte im Verlauf des täglichen Lebens)

kein	1	2	3	4	mild	5	6	7	8	9	mäßig	10	11	12	13	14	starke Schmerzen	15	
Punkte:	5	4	3	2	1	0	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0			15

Alltagsaktivitäten:

Arbeitsfähigkeit: 0 - 1 - 2 - 3 - 4

Freizeit-/Sportfähigkeit: 0 - 1 - 2 - 3 - 4

Schlaffähigkeit: 0 - 1 - 2

Handreichweite: Verrichtung von Arbeiten schmerzlos möglich bis

Gürtellinie	Xiphoid	Hals	Scheitel über den Kopf hinaus
2	4	6	8
			10

40

Motilität: schmerzfrei + aktiv!

	Flexion:	Abduktion:
0° - 30°	0	0
31° - 60°	2	2
61° - 90°	4	4
91° - 120°	6	6
121° - 150°	8	8
151° - 180°	10	10

Außenrotation: (Punkte jeweils addieren)

Hand auf dem Scheitel, Ellenbogen nach vorne	2
Hand auf dem Scheitel, Ellenbogen zur Seite	2
Hand an Hinterkopf, Ellenbogen nach vorne	2
Hand an Hinterkopf, Ellenbogen zur Seite	2
Uneingeschränkte Überkopfbeweglichkeit	2

Innenrotation:

Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels	0
Handrücken auf Gesäß	2
Handrücken auf lumbosacralem Übergang	4
Handrücken auf Gürtellinie (3. LWK)	6
Handrücken auf 12. Rückenwirbel	8
Handrücken zwischen den Schulterblättern	10

40

Kraft: Messwert: _____ kg → entsprechenden Punktwert unten markieren

90° Abduktion in der Scapularebene, Hand proniert.

Messung mit Isobex Kraftmessgerät (Cursor AG, Bein, Schweiz). 1 Punkt entspricht einem Pfund (=0,45 kg)

1 P 0,45 kg	6 P 2,7 kg	11 P 4,95 kg	16 P 7,2 kg	21 P 9,45 kg
2 P 0,9 kg	7 P 3,15 kg	12 P 5,4 kg	17 P 7,65 kg	22 P 9,9 kg
3 P 1,35 kg	8 P 3,6 kg	13 P 5,85 kg	18 P 8,1 kg	23 P 10,35 kg
4 P 1,8 kg	9 P 4,05 kg	14 P 6,3 kg	19 P 8,55 kg	24 P 10,8 kg
5 P 2,25 kg	10 P 4,5 kg	15 P 6,75 kg	20 P 9,0 kg	25 P 11,25 kg

Untersucher: _____

Gesamtpunktzahl: _____

100

8. Curriculum vitae

Matthias von Hoegen

*22.08.1985 in Duisburg

9. Danksagung

Sehr herzlich möchte ich mich bei Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Dennis Liem, Sektionsleiter der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie des Universitätsklinikums Münster, bedanken, der mir dieses Dissertationsthema überlassen hat und mich als Doktorvater immer überaus kompetent und freundlich betreut hat.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Georg Gosheger, Direktor der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie des Universitätsklinikums Münster, danke ich sehr für die Möglichkeit, meine Dissertation in seiner Klinik anfertigen zu können.

Frau Dr. med. Carolin Schmidt, Assistenzärztin der Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie und Tumororthopädie des Universitätsklinikums Münster, gilt mein Dank für ihre Unterstützung im Rahmen der Manuskripterstellung.

Ebenso möchte ich mich bei den pflegerischen Mitarbeitern der Schultersprechstunde des UKM bedanken, die mich im Rahmen der Datenerhebung und Aktensichtung tatkräftig unterstützt haben.

Ganz besonders möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mich über die Jahre der Erstellung der Arbeit stets begleitet, aufgebaut und unterstützt hat.

