

Aus dem Institut für Anatomie I
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Prof. Dr. med. Timm J. Filler

**Klinisches und geometrisches *Outcome* nach Implantation einer inversen,
knochensparenden Schulterprothese**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Michael Manzke

2016

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Timm J. Filler

Zweitgutachter: Priv. Doz. Dr. med. Thilo Patzer

Ich widme diese Dissertation meiner Familie, die mich im Laufe meines Lebens
jederzeit unterstützte.

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

1. Jerosch J , Manzke M, Filler T. Klinische Ergebnisse nach Implantation einer metaphysären inversen Kurzschaftprothese. OUP 2014; 10: 470–47
2. von Engelhardt LV, Manzke M, Filler TJ, Jerosch J, Short-term results of the reverse Total Evolutive Shoulder System (TESS) in cuff tear arthropathy and revision arthroplasty cases. Arch Orthop Trauma Surg (2015) 135:897–904
3. von Engelhardt LV, Manzke M, Filler TJ, Jerosch J. Modulare, schafffreie, metaphysär press-fit verankerte anatomische und inverse Schulterendoprothetik mittels TESS-System: Ein sinnvolles Konzept? OUP 2016; 1: 046–053 DOI 10.3238/oup.2015.0046–0053

Zusammenfassung

Einleitung, Ziele: Die Schulterendoprothetik hat in den letzten Jahren immer mehr Gewicht in der Orthopädie erlangt. Es wurden schaftlose Systeme entwickelt, die günstigere Grundvoraussetzungen für Revisionseingriffe bieten sollen. Zu diesen Systemen gehört die inverse TESS®-Schulterprothese. Entgegen der mittlerweile zunehmenden klinischen Anwendung mangelt es jedoch an Studien mit relevanten Fallzahlen. Dies macht die vorliegende Studie von klinischem Interesse. Das Ziel war es, klinisches *Outcome* der Patienten, deren Alltagsaktivität mit der Prothese und häufige Probleme/Komplikationen zu evaluieren. Weiterhin stellte sich die Frage, ob und in welchem Ausmaß die inverse TESS®-Prothese die funktionell wichtige Gelenkgeometrie verändern kann.

Material, Methoden, Patienten: Es wurden Daten von 75 Patienten ausgewertet, denen eine inverse TESS®-Schulterprothese implantiert wurde. Es handelte sich um 55 Frauen und 20 Männer, das Durchschnittsalter lag bei 72,7 Jahren, das *Follow-up* betrug im Mittel 17 Monate. 15 Patienten wurden mit und 60 ohne Schaft versorgt. Die Indikationen waren Defekarthropathien, Revisions- und posttraumatische Fälle. Zur Erhebung des klinischen *Outcomes* wurde der Constant Murley- und DASH-Score ausgewertet. Radiologisch wurde die Gelenkgeometrie durch die Verwendung verschiedener horizontaler und vertikaler Parameter vor und nach Implantation evaluiert. Ferner wurden Komplikationen und spezifische Probleme festgehalten.

Ergebnisse: Es konnten signifikante Verbesserungen der Schulterfunktion und Alltagsbewältigung beobachtet werden. Patienten mit einer Defekarthropathie zeigten gegenüber Patienten mit Revisions- oder posttraumatischen Situationen ein besseres Ergebnis. Es kam insgesamt bei 20% der Patienten zu Komplikationen. Die humerale Komponente lockerte sich nach Klinikaufenthalt dreimal. Ein *Scapular Notching* wurde in 12,2% und ein deformiertes Akromion in 6,7% der Fälle beobachtet, beides jedoch ohne signifikanten Einfluss auf das *Outcome*. Die Gelenkgeometrie änderte sich signifikant von prä- zu postoperativ in allen gemessenen Parametern.

Diskussion/Fazit: Das TESS®-Schulterssystem konnte in dieser Studie für ein heterogenes Patientengut subjektiv und objektiv verglichen mit der Literatur zufriedenstellende funktionelle Ergebnisse erzielen. Lockerungen der Prothesenkomponenten stellten die häufigsten Komplikationen dar. Lockerungen der humeralen Komponente nach dem Klinikaufenthalt wurden bei Patienten nach Revisions- oder posttraumatischen Eingriffen beobachtet, hier ist bei der Indikationsstellung Achtsamkeit geboten. Die Gelenkgeometrie zeigte typische Veränderungen vergleichbar mit anderen Prothesendesigns in der Literatur.

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AHD	Akromiohumerale Distanz
CoCr	Kobalt-Chrom
COR (=CIR)	<i>Center of Rotation (=Center of instant Rotation)</i>
CTA	<i>Cuff tear arthropathy</i> (=Defektarthropathie)
CM	Constant Murley
C(M)S	Constant (Murley) Score
DASH Score	<i>Disability of Arm, Hand and Shoulder Score</i>
HO	Humeruskopf-Offset (=humeral Offset)
LGHO	Laterales glenohumerales Offset
M.	Musculus
N.	Nervus
OP	Operation
PNF	Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation
Proc.	Processus
RM	Rotatorenmanschette
ROM	<i>Range of motion</i>
SN	<i>Scapular Notching</i>
TESS®	<i>Total Evolutive Shoulder System</i>
Ti6Al4V	Titanlegierung
VAS	Visuelle Analogskala

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	I
Abkürzungsverzeichnis	II
Inhaltsverzeichnis	III
I. Einleitung	1
1. Historische Entwicklung der inversen Prothese – das Grammont-Prinzip.....	1
2. Schulterendoprothetik - Epidemiologie.....	2
3. Defektarthropathie	3
4. Das TESS®-Schulterssystem	5
5. Operationsvorgang	8
6. Postoperative Rehabilitation.....	10
7. Ziele der Studie.....	12
II. Material, Methoden und Patienten	13
1. Datenerfassung.....	13
2. Patientenkollektiv	13
3. Klinische Scores	16
3.1 Constant-Murley Score.....	16
3.2 DASH Score (<i>Disability of Arm, Hand and Shoulder Score</i>)	21
4. Röntgenuntersuchung.....	23
4.1 Geometrische Analyse	23
4.2 Komplikationen und Probleme.....	25
5. Patientenzufriedenheit	27
6. Statistik	28
III. Ergebnisse	31
1. Klinische Ergebnisse.....	31
1.1 Constant-Murley Score.....	31
1.2 DASH Score.....	44
1.3 Patientenzufriedenheit	49

1.4 Subgruppen (Alter, Geschlecht, <i>Follow-up</i> , Prothesenseite)	52
2. Radiologische Untersuchung	62
2.1 Geometrische Analyse	63
2.2 Probleme	68
2.3 Komplikationen	70
3. Spezielle Patientenkollektive	72
3.1 Kollektiv Akromiondeformitäten	73
3.2 Kollektiv <i>Scapular Notching</i>	74
3.3 Kollektive nach Indikationen	75
IV. Diskussion	78
1. Klinische Ergebnisse	78
2. Radiologische Ergebnisse	80
2.1 Probleme	80
2.2 Komplikationen	84
2.3 Geometrische Analyse	87
3. Limitationen der Studie	91
V. Schlussfolgerungen	92
VI. Literaturverzeichnis	94
Danksagung	
Eidesstattliche Versicherung	

I. Einleitung

1. Historische Entwicklung der inversen Prothese – das Grammont-Prinzip

In diesem Kapitel soll ein Überblick über die stufenweise Entwicklung der inversen Schulterendoprothetik von Beginn bis heute gegeben werden.

In den 1970er Jahren beschrieb Charles Neer, dass die Ergebnisse einer anatomischen Schulterprothese schlechter waren, wenn Patienten über eine nicht-intakte Rotatorenmanschette verfügten [1, 2]. Neer entwickelte drei inverse Prothesenmodelle, die Mark-Prothesen [3]: Es setzte an das Glenoid einen konvexen Kopf und an den Humerus eine konkave Pfanne. Die Mark-1-Prothese verfügte über einen großen glenoidalen Prothesenkopf, welcher zum einen guten Bewegungsumfang möglich machte, jedoch zum anderen konnten durch diesen großen Kopf die restlichen Anteile der Rotatorenmanschette nicht rekonstruiert werden. Bei der Mark-2-Prothese wurde dann ein kleinerer Glenosphärenkopf eingesetzt, um eine Rotatorenmanschettenrekonstruktion möglich zu machen. Eine geringe Beweglichkeit und hohe Anzahl an Lockerungen der glenoidalen Komponente führte dazu, dass diese Prothese schnell wieder verworfen wurde. Um eine höhere Beweglichkeit zu erreichen, enthielt die Mark-3-Prothese eine axiale Rotation des Schaftes gegen die Diaphyse des Humerus [3, 4]. Es blieben schlechte Ergebnisse und hohe Komplikationsraten bestehen, und Neer gab 1974 sein Design auf. In den nächsten Jahren folgten eine Reihe verschiedener Prothesen, die mit verschiedenen Lösungsansätzen die Probleme wie Schmerz und das häufige Ausbrechen der glenoidalen Komponente angingen [3, 4].

1985 stellte Paul Grammont ein neues inverses Schulterssystem mit revolutionären Änderungen vor [5]: Da bei den Patienten keine Rotatorenmanschette mehr vorhanden war, entwickelte Grammont eine Prothese, bei welcher die Schulterbeweglichkeit vor allem durch den Deltamuskel wiederhergestellt werden sollte. Dazu waren eine Reihe von Faktoren notwendig [5]: (1) Eine Vergrößerung des Hebelarmes um mehr Kraft durch den Deltamuskel entwickeln zu können; (2) ein fixiertes Rotationszentrum, welches weiter medial liegt als das Glenoid selbst, um keine Bewegungsprobleme ab 60° Abduktion zu bekommen; (3) Stabilität der Prothese durch Verringerung der Scherkräfte, um Lockerungen zu vermeiden. Dies löste Grammont, indem er im Gegensatz zu seinen Vorgängern einen konvexen halbrunden Kopf ohne

Prothesenhals direkt auf das Glenoid setzte. So rückte der Humerus nach medial und kaudal, was die Vorspannung und den Hebelarm des Deltamuskels vergrößerte [5].

Heutzutage gibt es eine Vielzahl verschiedener Schulterprothesensysteme, an welche die Anforderungen gestiegen sind. Es stehen nun auch knochensparende und modulare Systeme zur Verfügung. Dem Operateur/ der Operateurin ist die Entscheidung überlassen, ob er/sie die Prothese mit oder ohne Schaft implantiert. Zusätzlich ermöglichen die neuen Schulterprothesensysteme in einer Wechseloperation einen leichteren Übergang von anatomischen zu inversen Prothesen. Es muss längst nicht mehr die ganze Prothese explantiert werden, z.B. können ein modularer Schaft oder Basisplatte in situ bleiben und müssen lediglich mit neuen Komponenten konnektiert werden. Das Grundprinzip der inversen Prothese nach dem Grammont-Prinzip ist jedoch bis heute bestehen geblieben.

2. Schulterendoprothetik - Epidemiologie

Jain et al. [6] untersuchten in einer Studie die Entwicklung der Schulterprothetik in den USA zwischen 1990-2000: Es konnte ein Anstieg der Anzahl an eingebauten Prothesen festgestellt werden. Der Anteil der Patienten mit einer Omarthrose vergrößerte sich von 56,6% (1990-1993) auf 70,9% (1998-2000). Kim et al. [7] kamen für den Zeitraum von 1993-2000 in den USA zu einem ähnlichen Ergebnis. Zwischen 2000 und 2008 zeigt die Studie einen deutlich stärkeren Anstieg eingebauter Schulterprothesen. So wurden im Jahr 2008 mit ca. 47 000 Schulterprothesen zweieinhalbmal mehr Schulterprothesen eingesetzt als im Jahr 2000 mit rund 18 500. Im Jahr 2000 war die Anzahl der Hemiprothesen gegenüber den Totalprothesen höher, was sich im Verlauf bis 2008 genau umgekehrt verhält. Diese Entwicklung hin zu totalen Schulterprothesen erklären die Autoren vor allem mit Genehmigung der *Food and Drug Administration* von inversen Schulterprothesen im Jahre 2003 [7, 8]. Eine Studie aus den USA von Bansal et al. [9] konzentriert sich vor allem auf die Entwicklung von Revisionseingriffen in den USA. Die Anzahl der Revisionen stieg laut dieser Studie von jährlich 45 (1993) auf 189 Revisionen (2010) an. Mit ca. 50% waren mechanische, Implantat-assoziierte Probleme der häufigste Grund für Revisionen. Weiterhin zeigt die Studie, dass sich die Dauer des Krankenhausaufenthaltes von ca. 6,8 (1993) auf 3,7 Tage (2010) verringert hat [9]. Im Jahr 2011 stellten die inversen Prothesen in den USA ein Drittel der Schulterprothesen dar, wobei das Patientengut verglichen mit dem der Hemi- und Totalendoprothesen älter und häufiger weiblich war [10].

3. Defektarthropathie

In diesem Abschnitt soll das Krankheitsbild der Defektarthropathie erläutert werden, da es die häufigste Indikation zur Implantation einer inversen Schulterprothese darstellt.

Die Schulter besteht aus einer Reihe wichtiger Stabilisatoren. Wichtig für die Entstehung der Defektarthropathie ist zu verstehen, dass die Rotatorenmanschette den Humeruskopf u.a. während der Abduktion nach kaudal zieht, während der Delta-Muskel dem Kopf einen nach kranial gerichteten Zug aussetzt; dies führt zu einer regelrechten dynamischen Zentrierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis [11]. Einer der ersten Autoren, der sich intensiv mit diesem kombinierten degenerativen Krankheitsbild aus Arthrose und Muskelinsuffizienz auseinandersetzte, war Charles Neer [2]. Dieser vermutete zum einen, dass sowohl Ernährungsfaktoren als auch mechanische Faktoren für die Entstehung der Defektarthropathie verantwortlich sind: Ausgeprägte Rotatorenmanschettendefekte führen zu einer schlechteren Ernährung des Gelenkes durch den Verlust von Bewegung und Aktivität mit folgender Inaktivitätsosteoporose und Erniedrigung von Wasser und Glycosaminoglycanen im Knorpel. Weiterhin kommt es zu einer Erniedrigung des Gelenkdruckes und der Menge an Gelenkflüssigkeit. Beides führt zu einer Atrophie des Knorpels und subchondraler Knochenrückbildung. Durch den Verlust von Stabilisatoren des Gelenkes (Rotatorenmanschette) beschreibt Neer eine Instabilität mit anterioren und posterioren Subluxationen, die zu Schädigungen sowohl am Glenoid als auch der Gelenkfläche des Humeruskopfes führt. Hinzu kommt eine Migration des Kopfes nach kranial, was zu einem subakromialen *Impingement* führt. Klinisch berichtete Neer bereits Anfang der 1980er Jahre von einem Patientengut. Nahezu alle diese Patienten verfügten seit ca. 10 Jahren über atraumatische Schulterschmerzen, konservative Therapiemaßnahmen waren bereits fehlgeschlagen. Charakteristisch für diese Patienten war zudem die deutlich eingeschränkte Beweglichkeit mit der Unfähigkeit der Elevation und Außenrotation des Armes [2]. Im Laufe der Jahre entwickelten sich eine Reihe von Klassifikationen, welche sich auf verschiedene Aspekte dieses Krankheitsbild beziehen.

Bei der Seebauer-Klassifikation handelt es sich um eine biomechanische Klassifikation, welche die Defektarthropathie in vier Gruppen einteilt. Unterschieden werden in den Gruppen jeweils das Ausmaß der Migration des Humeruskopfes nach kranial und das Ausmaß der Instabilität [12].

Sirveaux charakterisiert in seiner Klassifikation vor allem den Zustand des Glenoides, so beschreibt ein E0-Glenoid eine Migration des Kopfes kranial ohne Erosion des Glenoids, ein E1-Glenoid eine konzentrische Erosion, ein E2 eine superiore Erosion des Glenoids und bei einem E3-Glenoid ragt die Erosion bis zum unteren Anteil des Glenoids [13].

Die Klassifikation nach Hamada charakterisiert die Defektarthropathie im a.p.-Röntgenbild [14]. Bei Grad 1 misst die akromiohumerale Distanz mindestens sechs Millimeter. Bei Grad 2 fünf Millimeter oder niedriger. Bei Grad 3 tritt zusätzlich noch eine Azetabulisierung des Akromions auf. Unter diesem Begriff versteht der Autor eine konkave Verformung des Akromions. Grad 4 weist außerdem eine Verschmälerung des glenohumeralen Gelenkspaltes auf. Bei einem zusätzlichen vorhandenen Einbruch des Humeruskopfes spricht man von Grad 5.

Kappe et al. [15] kamen bei einer intra- und interobserver Studie zu dem Ergebnis, dass die Sirveaux Klassifikation höchste *overall*-Reliabilität hat, jedoch sich nur auf das Glenoid bezieht. Bei ungefähr gleicher Reliabilität empfehlen die Autoren die Seebauer und Hamada Klassifikation zu verwenden.

4. Das TESS®-Schulterssystem

Das TESS®-Schulterssystem setzt sich aus einer Vielzahl verschiedener Komponenten zusammen, die verschiedene Versorgungsmöglichkeiten bieten. Es kann eine Versorgung sowohl mit anatomischer Prothese (als Hemi- oder Totalendoprothese) als auch mit einer inversen Prothese erfolgen. Manche Komponenten sind für beide Versorgungsarten verwendbar, hier spricht man von Modularität. Wahlweise kann sich der Operateur je nach Befund des metaphysären Knochens für oder gegen eine Schaftversorgung entscheiden. Die Produktinformationen dieses Kapitels wurden aus einer Produktinformationsbroschüre der Firma Biomet® entnommen [16].

4.1 Humerus-Komponenten

Bei der anatomischen Corolla handelt es sich um ein sechsarmiges Implantat, welches in der Metaphyse des Humerus verankert wird (Abb. 1). Hergestellt ist diese aus einer CoCr-Legierung (Kobalt-Chrom-Molybdän) und ist mit Hydroxylapatit und einer porösen Titanlegierung beschichtet. Die Corolla kann sowohl mit zentrischen als auch exzentrischen Köpfen kombiniert werden. Die Köpfe sind ebenfalls aus einer CoCr-Legierung hergestellt. Wahlweise ist sie mit einem Schaft implantierbar.



Abb. 1: **Anatomischer Kopf mit Corolla.** Die Abbildung zeigt eine schaftlose implantierte anatomische Variante einer TESS-Prothese. Bildmaterial mit Genehmigung der Firma Biomet® Inc.

Analog zu der anatomischen Corolla ist die inverse humerale Corolla auch aus einer CoCr-Legierung hergestellt. Sie ähnelt der anatomischen Corolla, jedoch mit einer Pfanne und wird ebenfalls metaphysär verankert. In diese Pfanne wird ein Invers-*Inlay*

(Abb. 2) bestehend aus ArCom®-Polyethylen eingesetzt, welches mit dem glenoidalen Prothesenkopf artikuliert.



Abb. 2: **Humerus-Invers-Corolla**. Die Abbildung zeigt eine Humerus-Invers-Corolla. Die beschriebene Stufenstruktur ist deutlich zu erkennen. Zudem ist die kreuzförmige Struktur für eine mögliche Schaftimplantation sichtbar. Bildmaterial mit Genehmigung der Firma Biomet® Inc.

Der wahlweise verwendbare Schaft ist in zwei Bereiche aufgeteilt. Er besteht aus einem distalen polierten Teil und einem proximalen mit Titan beschichteten Teil (Abb. 3). Seitliche Rillen am polierten Anteil des Schaftes verleihen bei Zementierung eine Rotationsstabilität. Am proximalen Ende des Schaftes ermöglicht eine kreuzförmige Struktur eine Verschraubung mit einer Feststellschraube mit der jeweiligen Corolla.



Abb. 3: **Schaft TESS®-System**. Der Übergang vom polierten distalen zum porösem proximalen Teil des Schaftes ist sichtbar. Zudem ist die Rille zur Rotationsstabilität zu erkennen. Bildmaterial mit Genehmigung der Firma Biomet® Inc.

4.2 Glenoid-Komponenten

Eine Glenoid-Basisplatte besteht aus einer Titanlegierung (Ti6AL4V) und verfügt über eine Doppelbeschichtung aus Hydroxylapatit und einer porösen Titanlegierung (Ti6AL4V). Zentral verfügt die Basisplatte über einen Hohlzapfen zur Knochenverankerung. Über zwei Positionsringe können jeweils winkelstabile Schrauben eingebracht werden. Die Basisplatte kann mit einem Polyethylen-*Inlay* (anatomische Versorgung) oder auch mit einem Glenoid-Kopf (inverse Versorgung) kombiniert werden. Der Glenoid-Invers-Kopf ist in zwei verschiedenen Durchmessern vorhanden, ebenfalls aus einer CoCr-Legierung hergestellt und wird zementfrei auf der Basisplatte angebracht (Abb. 4). Der Glenoid-Invers-Kopf ist in den Durchmessern 36 bzw. 41 mm verfügbar. Im Falle einer anatomischen Versorgung kann auf die Basisplatte ein *Inlay* aus Arcom®-Polyethylen implantiert werden (Abb. 5).



Abb. 4: **Glenoid-Basisplatte mit Invers-Kopf.** Die Abbildung zeigt die Glenoid-Basisplatte mit zwei Schrauben und einem Invers-Kopf. Bildmaterial mit Genehmigung der Firma Biomet® Inc.



Abb. 5: **Glenoid-Basisplatte mit anatomischen Polyethylen-Inlay.** Die Abbildung zeigt eine Glenoid-Basisplatte mit zwei Schrauben und einem anatomischen Polyethylen-Inlay. Bildmaterial mit Genehmigung der Firma Biomet® Inc.

Für die anatomische Prothese ist eine Voll-Polyethylen (ArCom®-Polyethylen) Glenoidvariante vorhanden. Hier wird die oben erwähnte Basisplatte nicht verwendet. Diese Voll-Polyethylen Variante ist jedoch im Gegensatz zu der Basisplatte nicht modular, d.h. im Falle einer Revisions-Operation von anatomisch auf eine inverse Prothese nicht verwendbar.

5. Operationsvorgang

Im folgenden Abschnitt soll das Operationsverfahren für die TESS®-Prothesen beschrieben werden. Dieses Kapitel basiert auf ein Zusammentragen der internen Operationsberichte der behandelnden Klinik. Im Individualfall konnte der Operationsvorgang abweichen.

5.1 Operationszugang und Präparation des Humeruskopfes

Zur perioperativen Analgesie erfolgt zunächst ein Supraskapularisblock mit Lokalanästhetikum [17]. Der Hautschnitt erfolgt in der vorderen Axillarlinie. Das deltopectorale Intervall wird unter Beachtung der Vena cephalica dargestellt. M. pectoralis und M. deltoideus werden nach medial bzw. lateral mobilisiert. Der Proc. coracoideus und die Muskeln M. coracobrachialis und der kurze Bizepskopf (*conjoint tendons*) werden getastet und durch Zug am Haken des M. pectoralis sichtbar gemacht. Die Fascia clavipectoralis wird lateral der zwei Muskeln gespalten. Die Bursa subdeltoidea wird eröffnet und die Sehne des M. subscapularis wird abgebildet. Die oberen vier Fünftel der Sehne des M. subscapularis werden vom Humerus abgetrennt. Darauf wird die A. circumflexa humeri anterior und Begleitvenen koaguliert. Nach Inzision des Rotatorenmanschettenintervalls und *Release* der vorderen und unteren Gelenkkapsel wird der Oberarmkopf in Außenrotation und Extension nach vorne subluxiert. Nach Entfernung aller Osteophyten und Verwachsungen wird nun der anatomische Hals des Humerus dargestellt.

5.2 Fortsetzung der Operation – inverse Prothese

Unter Beihilfe einer intramedullären Führung im Humerusschaft wird eine Osteotomie von 0° Retroversion durchgeführt. Der Humerus wird nach der Osteotomie zunächst mit einer Schutzkappe versehen. Danach wird zuerst die OP am Glenoid fortgesetzt. Nach Bestimmung der Glenoidgröße und Platzierung des Referenzpines am Glenoid erfolgt mit einer Fräse das Anfrischen des subchondralen Knochens. Die Basisplatte wird nun platziert und anschließend wird das Glenoid mit leichten Hammerschlägen impaktiert. Es werden zwei winkelstabile Schrauben kranial und kaudal eingebracht. Die kaudale Schraube zeigt nach distal-dorsal und die kraniale Schraube zeigt nach ventral-kranial. Darauf erfolgt die Anbringung des Invers-Kopfes.

Danach erfolgt die erneute Darstellung des Humeruskopfes. Mit einer Fräse erfolgt eine Verdichtung der Metaphyse für die Invers-Corolla. Danach wird die Invers-Corolla mit einem Einschlager nach Prüfung der korrekten Positionierung eingebracht. Dann wird ein Probe-*Inlay* eingesetzt und nach Stabilitätsprüfung das definitive *Inlay*.

5.3 Fortsetzung der Operation – anatomische Prothese

Ein Referenzpin wird orthogonal zum anatomischen Hals durch das Zentrum des Humeruskopfes eingebracht. Darauf erfolgt die Resektion/Osteotomie parallel zum

anatomischen Hals. Nun erfolgt die Größenbestimmung der Corolla. Es erfolgt ebenfalls ein Anfräsen der Metaphyse. Eine Kopfformstanze wird in die Metaphyse als Probe eingebracht. Danach wird der Probekopf mit einem Kopffimpaktor eingeschlagen. Nach Reposition und Prüfung eines adäquaten Bewegungsausmaßes wird nun der Probekopf entfernt und eine Schutzplatte angebracht. Der Humeruskopf wird analog wie bei der inversen Prothese luxiert. Danach wird das Implantatlager des Glenoids präpariert. Nach Größenbestimmung und Fräsung mithilfe eines zentral eingebrachten Referenzpins wird das Probe-Glenoid eingebracht. Diese wird nach Reposition wieder entfernt. Anschließend erfolgt nach gründlichem Ausspülen und Zementierung das Einbringen des Original-Polyethylen-Glenoids in den Zement und es wird gewartet, bis der Zement aushärtet. Im Falle einer zementfreien Versorgung mittels Totalprothese erfolgt die Implantation der Basisplatte analog zur Implantation der inversen Prothese. Anstatt des Invers-Kopfes wird jedoch das Polyethylen-Inlay zunächst mit dem Daumen auf die Basisplatte aufgebracht und anschließend mit einem Glenoid-Impaktor impaktiert. Der Probekopf wird nun erneut auf den Humerus aufgesetzt, und es erfolgt eine nochmalige Reposition. Nun wird die Kopfformstanze am Humerus entfernt und die Corolla wird in die Metaphyse eingeschlagen. Anschließend wird der Kopf nachimpaktiert. Am Ende erfolgt erneute Kontrolle der Stabilität.

5.4 Ende der Operation

Der M. subscapularis wird an seinem Ansatz refixiert, dabei ist wichtig, dass die Fäden in leichter Außenrotation und Abduktion geknotet werden. Das Rotatorenmanschettenintervall wird geschlossen. In den inferioren Recessus kann bei Bedarf eine Redondrainage eingelegt werden. Abschließend erfolgt die Subkutannaht und Hautverschluss.

6. Postoperative Rehabilitation

Dieses Kapitel basiert auf ein Zusammentragen der internen Nachbehandlungsberichte der behandelnden Klinik der inversen Prothesen. Im Individualfall kann der Nachbehandlungsvorgang abweichen.

Am ersten postoperativen Tag wird die bei Bedarf eingebrachte Redondrainage entfernt. Gestattet sind Abduktion und Flexion passiv von bis zu 90°. Bei Aktivitäten auf der Station soll eine Abduktionsschiene getragen werden. Die Schiene muss nicht beim Sitzen oder im Bett getragen werden, jedoch nachts ist sie durchgängig

anzubringen. Weiterhin werden Lymphdrainage und Kryotherapie durchgeführt. Als Prophylaxe gegen Pneumonie und Thrombose soll der Patient an der Bettkante sitzen und sowohl Hand und Fingerübungen als auch aktiv-assistive Beugung und Streckung im Ellenbogen durchführen. Zur Mobilisation der Schulter werden passive Flexion, Abduktion und Außenrotation durchgeführt. Am zweiten Tag können unter physiotherapeutischer Anleitung kleine Alltagstätigkeiten mit dem operierten Arm vorsichtig durchgeführt werden. Zur Schmerz- und Resorptionsverbesserung wird weiterhin Lymphdrainage und Kryotherapie empfohlen. Die Patienten werden ermutigt, vorgeführte Übungen mehrfach am Tag in Eigenregie zu wiederholen. Zur Mobilisation des Schultergelenkes stehen folgende Übungen zur Verfügung: Wie am ersten Tag passive Beugung, Außenrotation und Abduktion, Halten der Beugung in Endposition für einige Sekunden, Pendelübungen in allen drei Ebenen, Skapula-mobilisation und isometrische Übungen. Zudem Bewegungen der Hand und des Ellenbogens. Nach einer Woche sollen die Patienten mit Kraftübungen der Schulter starten, v.a. Übungen für den vorderen Deltamuskel, Übungen für Außenrotatoren mit elastischen Bändern und Muskelstimulationen des Deltamuskels. Am 14. Tag nach der Operation werden die Fäden gezogen. Je nach Befund sollte die passive Beweglichkeit durch Dehnübungen optimiert werden. Bei Muskelschwäche des vorderen Deltadrittels werden spezielle Übungen für den vorderen Deltamuskel gestartet. Ab der sechsten Woche stehen aktive freie Bewegung und Kräftigung im Vordergrund, dabei sind Muskelkräftigungen der Rotatoren und des Deltamuskels wesentlich. Zur Anwendung kommen hier unter anderem: Propriozeptive neuromuskuläre Fazilitation (PNF), Koordinationsübungen und sensomotorisches Training. Den Patienten wurde empfohlen sich zu reguläre Nachuntersuchungen nach 6 Wochen, 3 Monaten, 6 Monaten, 12 Monaten und danach jährlich zu klinisch/radiologischen Verlaufskontrollen in der Klinik vorzustellen.

7. Ziele der Studie

Das Hauptziel der Studie ist die Auswertung der klinischen und radiologischen Nachuntersuchungen von Patienten mit einer inversen TESS®-Schulterprothese. Die Auswertung des klinischen *Outcomes* schließt subjektive und objektive Parameter wie Schmerz, Beweglichkeit und die Alltagsfunktion ein. Diese Ergebnisse sollen in die Literatur eingeordnet werden. Zudem sollen Einflussfaktoren auf das klinische *Outcome* ermittelt werden. Radiologisch wird die Gelenkgeometrie vor und nach Implantation der inversen TESS®-Prothese evaluiert und wiederum mit anderen inversen Prothesendesigns in der Literatur verglichen. Es soll die Frage beantwortet werden, ob das TESS®-System die typischen geforderten biomechanischen Änderungen der inversen Prothese erfüllt. Zudem sollen alle Komplikationen dargestellt und mögliche Ursachen diskutiert werden.

II. Material, Methoden und Patienten

1. Datenerfassung

Die Daten wurden an der Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin des Johanna-Etienne-Krankenhauses Neuss (Akademisches Lehrkrankenhaus der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf) im Zeitraum 2009-2013 erhoben. Eingeschlossen wurden alle Patienten, die im Zeitraum von 2009-2011 mit einer inversen TESS Schulterprothese versorgt wurden und Nachuntersuchungen bis Ende des Jahres 2013 in der o.g. Klinik vollzogen. Alle klinischen und personenbezogenen Daten der Patienten wurden durch den Doktoranden zunächst in pseudonymisierter Form aus den Akten und dem internen System erhoben und ausgewertet. Nach der retrospektiven wissenschaftlichen und statistischen Auswertung der Daten und Abschluss der Studie wurde die Zuordnung der Daten zu dem jeweiligen Pseudonym verworfen. In Folge handelt es sich um anonymisierte Daten. Die prä- und postoperativen Röntgenbilder wurden zusätzlich durch den Doktoranden nach dem unten beschriebenen Vorgehen geometrisch analysiert. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf akzeptiert und mit der Studiennummer 4426 versehen.

2. Patientenkollektiv

2.1 Patientenanzahl

Zwischen 2009 und 2011 wurden 82 Patienten mit 84 inversen TESS®-Schulterprothesen versorgt. Es konnten Daten von 75 nachuntersuchten Prothesen ausgewertet werden. Patienten, von denen keine Nachuntersuchungsdaten vorlagen, wurden telefonisch kontaktiert (Tabelle 1): Drei Patienten waren bereits verstorben, fünf Patienten haben sich postoperativ vollständig durch andere Ärzte nachuntersuchen lassen, ein Patient konnte nicht kontaktiert werden.

Grund der nicht-Teilnahme	Anzahl Patienten	Anzahl Prothesen
a) Gesamtzahl	82	84
b) Verstorben	3	3
c) Nachuntersuchung <i>ex domo</i>	5	5
d) Nicht erreichbar	1	1
e) In Studie eingeschlossen	73	75

Tabelle 1: **Fallzahlen Patienten/Prothesen.** Die Tabelle beschreibt die in der Studie eingeschlossenen Patienten (e) des Gesamtpatientenguts (a). Zusätzlich sind die Gründe für eine nicht mögliche Nachuntersuchung aufgelistet (b-d).

2.2 Alters- und Geschlechtsverteilung

Die 75 Fälle bestanden aus 20 männlichen (27%) und 55 weiblichen (73%) Fällen. Das Durchschnittsalter betrug 72,7 Jahre mit $\pm 8,7$ Jahren Standardabweichung, einem minimalen Alter von 45 und maximalen Alter von 92 Jahren (Tabelle 2).

Durchschnittsalter	72,7 Jahre ($\pm 8,7$)
Altersminimum	45 Jahre
Altersmaximum	92 Jahre
Anzahl Männer	20
Anzahl Frauen	55

Tabelle 2: **Alters-, Geschlechtsverteilung.** Die Tabelle beschreibt das Durchschnittsalter mit Standardabweichung, Altersminimum und –maximum, sowie die Anzahl an Männern bzw. Frauen des Patientengutes.

2.3 Nachuntersuchungszeitraum (*Follow-up*)

Die Dauer zwischen operativem Eingriff und aktuellster Nachuntersuchung betrug im Mittel 16,8 Monate (Minimum: 2 Monate, Maximum: 38 Monate, Standardabweichung: 9,8 Monate).

2.4 Prothesenseite

Die Prothesen wurden 58 mal rechts und 17 mal links implantiert. Da alle Patienten angaben, von Geburt an Rechtshänder zu sein, wurde 58 mal die dominante und 17 mal die nicht-dominante Seite mit einer Prothese versorgt.

2.5 Operationsindikationen

Die verschiedenen Operationsindikationen und deren Häufigkeit sind zur besseren Übersicht in Tabelle 3 aufgelistet. Es handelte sich um 58 Defektarthropathien, 9 Revisionsfälle und 8 posttraumatische Fälle.

Indikationen	Anzahl (n)
Defektarthropathie (inkl. fünf Humeruskopfnekrosen, ein Gelenkempyem)	58
Z.n. Infekt nach subkapitaler Humerusfraktur	1
Z.n. Humeruskopffraktur mit sekundärer Osteonekrose und Rotatorenmanschetten-Defekt	1
Posttraumatische Defektarthropathie mit fehlrotiertem Kopf und Tuberculumdislokation	1
Posttraumatisch Defektarthropathie	1
Omarthrose bei Humeruskopffraktur mit Osteosynthese	1
Chronisch verhakte vordere Dislokation mit Knochendefekt	1
Rotatorenmanschetten-Massendefekt mit Hill-Sachs-Delle nach vorderer Luxation bei Morbus Parkinson	1
Posttraumatische Omarthrose mit Humeruskopfnekrose und Malrotation des Oberarmkopfes	1
Einliegende TESS®-anatomisch mit Rotatorenmanschettenruptur	2
Einliegende Capica®-Prothese mit Rotatorenmanschettenruptur	6
Z.n. Eclipse-Prothese mit septischem Prothesenausbau + Interimsprothese	1

Tabelle 3: **Anzahl verschiedener Operationsindikationen.** Die linke Spalte zeigt die verschiedenen Indikationen. In der rechten Spalte ist die Anzahl der jeweiligen Indikation dargestellt.

2.6 Anzahl der implantierten Schäfte

Es wurden 15 Patienten primär mit Schaft versorgt. Bei 60 Patienten wurde eine Implantation ohne Schaft gewählt.

3. Klinische Scores

Im Folgenden sollen die ausgewerteten klinischen Scores erläutert werden. Prä- und postoperative Scores wurden beide zum *Follow-up*-Zeitpunkt erhoben. Es wurde der aktuellste postoperative Score verwendet.

3.1 Constant-Murley Score

Der 1987 von Constant und Murley [18] entwickelte Score dient zur Evaluierung der Schulterfunktion [19]. In einer aktuellen Untersuchung zeigte der Constant-Score verglichen mit anderen Schulter-Scores die höchste Korrelation mit der Schulterfunktion bei Patienten mit inversen Schulterprothesen [20]. Dem Patienten ist es möglich, in zehn verschiedenen *Items* eine Maximalpunktzahl von 100 Punkten zu erreichen, was einer sehr guten Schulterfunktion entspricht. Zusammengesetzt ist diese Gesamtpunktzahl aus 35 subjektiven und 65 objektiven Punkten.

Die subjektiven Empfindungen der Patienten lassen sich zunächst in Schmerz (15 Punkte, Tabelle 4) und „Alltagsaktivitäten“ (20 Punkte) unterteilen. Zu den objektiv beobachtbaren Parametern gehören Beweglichkeit (40 Punkte) und Schulterkraft (25 Punkte).

Schmerzintensität	Punktzahl
Keine Schmerzen	15 Punkte
Leichte Schmerzen	10 Punkte
Zeitweilig starke Schmerzen	5 Punkte
Schwerste Dauerschmerzen	0 Punkte

Tabelle 4: **Punkteverteilung Schmerz im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Schmerzintensität, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Unter Alltagsaktivitäten gibt der Patient an, wie sehr er sich in Beruf und Freizeit (je 4 Punkte, Tabelle 5) eingeschränkt fühlt, wie er seine Arbeitshöhe im Raum (10 Punkte, Tabelle 6) einschätzt und wie sein Schlaf (2 Punkte, Tabelle 7) durch die Schulter beeinflusst wird.

Beruf und Freizeit	Punktzahl
Nicht eingeschränkt	4 Punkte
Weniger als zur Hälfte eingeschränkt	3 Punkte
Zur Hälfte eingeschränkt	2 Punkte
Mehr als zu Hälfte eingeschränkt	1 Punkte
Vollständig eingeschränkt	0 Punkte

Tabelle 5: **Punkteverteilung Beruf und Freizeit im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Einschränkung, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Sollte der Patient nicht mehr beruflich tätig sein, so treffen die Angaben auf die Haupt-/Pflichttätigkeiten seines Alltags zu.

Arbeitshöhe	Punktzahl
Gürtelhöhe	2 Punkte
Brusthöhe	4 Punkte
Nackenhöhe	6 Punkte
Scheitelhöhe	8 Punkte
Über dem Kopf	10 Punkte

Tabelle 6: **Punkteverteilung Arbeitshöhe im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Arbeitshöhe, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Schlaf	Punktzahl
Ungestörter Schlaf	2 Punkte
Gelegentliches Aufwachen	1 Punkt
Regelmäßiges Aufwachen	0 Punkte

Tabelle 7: **Punkteverteilung Schlaf im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Schlafstörung, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Für die Darstellung der aktiven, schmerzfreien Schulterbewegung (insg. 40 Punkte) werden die Flexion und Abduktion (je 10 Punkte, Tabelle 8), kombinierte Innenrotation (10 Punkte, Tabelle 9) und kombinierte Außenrotation (10 Punkte, Tabelle 10) der Schulter angegeben.

Flexion und Abduktion	Punktzahl
0 – 30 Grad	0 Punkte
31 – 60 Grad	2 Punkte
61 – 90 Grad	4 Punkte
91 – 120 Grad	6 Punkte
121 – 150 Grad	8 Punkte
> 150 Grad	10 Punkte

Tabelle 8: **Punkteverteilung Flexion und Abduktion im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Beweglichkeit, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Bei der kombinierten Innenrotation hinter dem Körper wird gemessen, wie hoch der Patient seine Hand hinter den Rücken führen kann, ohne Schmerzen zu verspüren.

Kombinierte Innenrotation	Punktzahl
Keine Bewegung möglich	0 Punkte
Taschenbeginn	2 Punkte
Unter den Gürtel	4 Punkte
Gürtelhöhe	6 Punkte
Über den Gürtel	8 Punkte
Zwischen die Schulterblätter	10 Punkte

Tabelle 9: **Punkteverteilung kombinierte Innenrotation im Constant Score.** Die linke Spalte beschreibt die jeweilige Beweglichkeit, die rechte Spalte die dazugehörige Punktzahl.

Die Außenrotation setzt sich aus fünf einzelnen Handgriffen zusammen, bei denen jeweils bewertet wird, ob der Patient im Stande ist, diese schmerzfrei durchzuführen (Tabelle 10).

Kombinierte Außenrotation		Möglich	Nicht möglich
a) Hand im Nacken	Ellenbogen vorne	2 Punkte	0 Punkte
	Ellenbogen seitlich	2 Punkte	0 Punkte
b) Hand am Scheitel	Ellenbogen vorne	2 Punkte	0 Punkte
	Ellenbogen seitlich	2 Punkte	0 Punkte
c) Hand über den Kopf		2 Punkte	0 Punkte

Tabelle 10: **Punkteverteilung kombinierte Außenrotation im Constant Score.** Bei diesem *Item* wird bewertet, ob der Patient in der Lage ist, die Hand a) zum Nacken zu führen mit jeweils dem Ellenbogen vorne oder seitlich (je 2 Punkte), b) zum Scheitel zu führen mit dem Ellenbogen vorne oder seitlich (je 2 Punkte) oder c) die Hand über den Kopf zu führen (2 Punkte). Maximal sind 10 Punkte zu erreichen.

Die isometrische Kraft ist der zweite objektive Parameter. Hier wird bei 90 Grad Abduktions- und 30 Grad Anteversionsstellung in der Schulter ein Gewicht an die ausgestreckte Hand gehängt. Dieses Gewicht soll für fünf Sekunden lang gehalten werden. In unserem Fall wurde den Patienten eine Tasche in die zu untersuchende Hand gegeben, welche schrittweise mit 0,5 kg Scheiben gefüllt wurde. Das maximale Gewicht beträgt 12,5 kg, was einer Maximalpunktzahl von 25 entspricht (Tabelle 11). Für jedes halbe Kilogramm wird ein Punkt vergeben. Bezüglich der Standardisierung der Kraftmessung im Constant Murley-Score fehlt es in der Literatur jedoch noch an Einheitlichkeit [21].

Kraftmessung			
Gewicht	Punktzahl	Gewicht	Punktzahl
0,5 kg	1	7 kg	14
1 kg	2	7,5 kg	15
1,5 kg	3	8 kg	16
2 kg	4	8,5 kg	17
2,5 kg	5	9 kg	18
3 kg	6	9,5 kg	19
3,5 kg	7	10 kg	20
4 kg	8	10,5 kg	21
4,5 kg	9	11 kg	22
5 kg	10	11,5 kg	23
5,5 kg	11	12 kg	24
6 kg	12	12,5 kg	25
6,5 kg	13		

Tabelle 11: **Punkteverteilung Kraft im Constant Score.** Die Tabelle beschreibt die Zuteilung von Gewicht und jeweiliger Punktzahl. Alle 0,5 kg wird ein weiterer Punkt vergeben.

Da im Alter physiologisch die Schulterfunktion abnimmt, hat Constant 1986 alters- und geschlechtsspezifische Normalwerte ermittelt. Anhand dieser Werte konnten unsere absoluten Ergebnisse in relative Zahlen umgerechnet werden [22] (Tabelle 12).

Alters- und geschlechtsadaptierte Werte des Constant Score		
Alter	Männer	Frauen
21 - 30	98	97
31 - 40	93	90
41 – 50	92	80
51 – 60	90	73
61 – 70	83	70
71 – 80	75	69
81 – 90	66	64
91 - 99	56	52

Tabelle 12: **Relative Werte Constant Score.** Die Tabelle zeigt Referenzwerte des Constant Scores von gesunden Schultern abhängig von Alter und Geschlecht.

3.2 DASH Score (*Disability of Arm, Hand and Shoulder Score*)

Der DASH Score wurde Ende der 1990er Jahre entwickelt und dient der Beurteilung der Funktion der oberen Extremität [23]. Es wurde eine deutsche Adaptation des DASH-Fragebogens basierend auf der Übersetzung von Germann und Mitarbeiter (1999) Version 2.0 verwendet [24, 25]. Diese gliedert sich in drei Segmente, bestehend aus Funktion (23 Fragen), Symptomatik (7 Fragen) und einem speziellen Teil bestehend aus einem Sport-/Musik- und Arbeitsmodul (jeweils 4 Fragen). Aufgrund des Patientenkollektivs wurde nur der Funktions- und Symptomatikteil mit insgesamt 30 Fragen ausgewertet (siehe Tabelle 13). Für jede Frage steht dem Patienten eine Skala von 1-5 zur Verfügung: 1 bedeutet ‚keine Schwierigkeiten‘ beim Ausführen der Tätigkeit oder ‚keine Beschwerden‘. Wohingegen 5 gleichzusetzen ist mit ‚es ist unmöglich‘ die Tätigkeit auszuführen, bzw. ‚sehr starke‘ Beschwerden. Es handelt sich um rein subjektive Angaben. Es ergibt sich eine Punktzahl zwischen 30 und 150. Je kleiner das Ergebnis, desto besser ist die jeweilige Schulterfunktion. Die Rohwerte werden in eine 100-Punkte-Skala umgewandelt, um den Score besser mit anderen 100-Punkte-Scores vergleichen zu können. Es gilt bei 0 Punkten eine minimale Einschränkung und bei 100 Punkten eine maximale Einschränkung. Der Patient muss in der Lage sein, 27 der 30 Fragen zu beantworten. Ist dies erfüllt, so kann man die Rohwerte mit folgender Formel in den 100-Punkte-Score umrechnen:

$$\text{DASH Score} = \frac{\text{Rohwert} - \text{minimaler Rohwert}}{\text{maximale Spannweite der Rohwerte}/100}$$

DASH-Score					
Funktionsteil	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
1. Glas öffnen	1	2	3	4	5
2. Schreiben	1	2	3	4	5
3. Schlüssel umdrehen	1	2	3	4	5
4. Mahlzeit zubereiten	1	2	3	4	5
5. Schwere Tür öffnen	1	2	3	4	5
6. Gegenstand über Kopf handhaben	1	2	3	4	5
7. schwere Hausarbeit	1	2	3	4	5
8. Garten-/ Hofarbeit	1	2	3	4	5
9. Betten machen	1	2	3	4	5
10. leichte Einkaufstasche tragen	1	2	3	4	5
11. 5 kg tragen	1	2	3	4	5
12. Glühbirne über Kopf wechseln	1	2	3	4	5
13. Haare waschen/fönen	1	2	3	4	5
14. Rücken waschen	1	2	3	4	5
15. Pullover anziehen	1	2	3	4	5
16. mit Messer Lebensmittel schneiden	1	2	3	4	5
17. Freizeit mit geringer körperlicher Anstrengung	1	2	3	4	5
18. Freizeit mit Stoß auf Schulter	1	2	3	4	5
19. Freizeit Arm frei bewegen	1	2	3	4	5
20. Fortbewegungsmittel	1	2	3	4	5
21. Sexuelle Aktivität	1	2	3	4	5
22. Soziale Aktivität	1	2	3	4	5
23. berufliche/ alltägliche Aktivität	1	2	3	4	5
Symptomteil: Intensität der Symptome	Keine	Leichte	Mäßige	Starke	Sehr starke
24. Schmerzen	1	2	3	4	5
25. Schmerzen bei bestimmter Bewegung	1	2	3	4	5
26. Kribbeln	1	2	3	4	5
27. Schwächegefühl	1	2	3	4	5
28. Steifheit	1	2	3	4	5
29. Schlafstörungen	1	2	3	4	5
30. Selbstvertrauen Minderung	1	2	3	4	5

Tabelle 13: **Übersicht DASH Score Items 1-30.** Der DASH Score enthält 30 verschiedene Unterpunkte. Die ersten 23 sind der sog. Funktionsteil. *Item* 24-30 sind der sog. Symptomteil. Jedem Unterpunkt kann eine Punktzahl von 1-5 vergeben werden. Die Summe aller *Items* ergibt den Rohwert des DASH-Scores.

4. Röntgenuntersuchung

Der erste Teil des folgenden Kapitels beschäftigt sich mit der Methodik der geometrischen Analyse der prä- und postoperativen Röntgenbilder. Dazu gehören vertikale Parameter wie die akromiohumerale Distanz und die Höhe des Rotationszentrums, horizontale Parameter wie das Humeruskopf-*Offset* und das laterale glenohumerale *Offset* und zusätzlich der Hals-Schaft-Winkel. Im zweiten Teil werden die verschiedenen radiologischen Probleme und Komplikationen beschrieben, die im Verlauf mit einer inversen Prothese auftreten können.

4.1 Geometrische Analyse

4.1.1 Geometrische Parameter

Für die geometrische Analyse der Prothesen zum *Follow-up* und der präoperativen Anatomie wurden die a.p.-Röntgenbilder der betroffenen Schultern verwendet und mit dem Programm MediCAD® ausgewertet. Qualitätskriterien der Röntgenbilder waren: Eine komplette, überlagerungsfreie Abbildung des Humeruskopfes oder der Prothese, sowie des Gelenkes mit Cavitas glenoidalis (strich- bis ovalförmig, präoperativ), gute Beurteilbarkeit des Subakromialraumes, sowie des Processus coracoideus und der lateralen Grenze des Tuberculum majus.

Diese Analyse wurde angelehnt an ein Verfahren von Thomas et al. [26] (Abb. 6 a.). Zum einen wurde das humerale *Offset* (HO, Humeruskopf-*Offset*) bestimmt, welches sich vom Rotationszentrum des Humeruskopfes zur lateralen Grenze des Tuberculum majus erstreckt, zum anderen das laterale glenohumerale *Offset* (LGHO) von der Mitte des Processus coracoideus zur lateralen Grenze des Tuberculum majus, die Höhe des Rotationszentrums über der unteren Grenze des Glenoids (*height* COR) und zusätzlich die akromiohumerale Distanz (AHD). Als Hilfslinien wurde eine Senkrechte durch die Mitte des Coracoids gezeichnet und eine parallel verlaufende Tangente am Tuberculum majus. Diese beiden Linien werden von einer Orthogonalen durch das gemittelte Rotationszentrum des Humeruskopfes (sagittale Achse) geschnitten. Dieses Rotationszentrum um eine sagittale Achse wurde durch eine 3-Punkt-Technik mit dem Programm MediCAD® ermittelt. Alle Bilder mussten zusätzlich mit demselben Programm skaliert werden: Bei allen präoperativen Röntgenbildern handelte es sich um Messaufnahmen, bei den Bildern mit Prothese wurde die jeweilige Prothesengröße zur Skalierung herangezogen.

Diese Vorgehensweise wurde bereits von z.B. Jerosch et. al. [27] [28] verwendet, jedoch wurde sie bei allen Autoren nur für die präoperativen Bilder und den

Oberflächenersatz durchgeführt. In der vorgelegten Arbeit handelt es sich um metaphysär verankerte, inverse Schulterprothesen. Für das Auswerten der inversen Prothesen, wie in Abb. 6 b zu sehen, musste diese Zeichnung noch modifiziert werden: Zunächst wurde die Kalotte des Humeruskopfes aus der anatomischen Zeichnung entfernt und eine Linie eingezeichnet, die in etwa dem Verlauf der Osteotomie an der Kalotte entsprechen soll. Weiterhin wurde am Humerus ein grauer Halbkreis eingefügt, der die humerale Prothesenkomponente skizzieren soll. Als letzter Schritt am humeralen Teil der Zeichnung wurde der gesamte Humerus einige Millimeter im Bild nach unten verschoben. Das vorher konkave Glenoid wurde durch eine senkrechte gerade Linie ersetzt. An diese Linie wurde nun ein graufarbiger Halbkreis gezeichnet, welcher die glenoidale Komponente der inversen Prothese skizzieren soll. Es wurde darauf geachtet, dass dieser Halbkreis die untere Glenoidkante etwas nach kaudal überragt. Akromion und Coracoid sind identisch übernommen worden. Auch für die Hilfslinien sind die gleichen Kriterien wie bei dem anatomischen Bild angewandt worden.

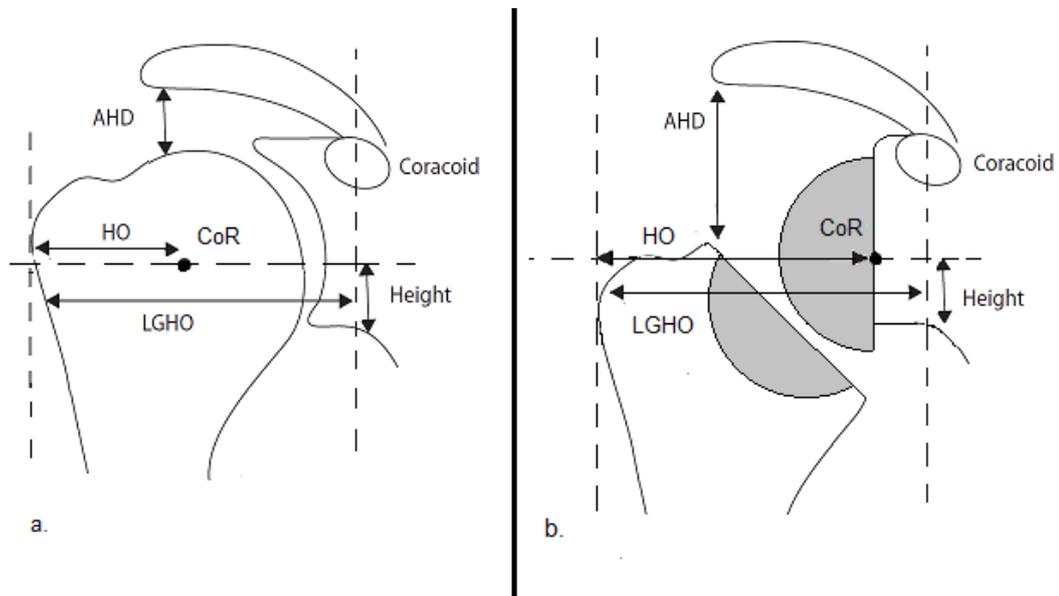


Abb. 6: **Geometrische Parameter anatomisch und invers.** Es sind die geometrischen Parameter humerale *Offset* (HO) vom Rotationszentrum (CoR) zur lateralen Grenze des Tuberculum majus, das laterale glenohumerale *Offset* (LGHO) von der Mitte des Proc. coracoideus zur lateralen Grenze der Tuberculum majus, die akromiohumerale Distanz (AHD) und die Höhe des Rotationszentrums bezogen auf die Unterkante des Glenoids (*Height*) eingezeichnet. Der linke Bildteil a. zeigt die anatomische präoperative Situation und der rechte Bildteil b. die inverse postoperative Situation.

Die Parameter Humeruskopf-*Offset* (HO) und laterales glenohumerales *Offset* (LGHO) können durch Rotation beeinflusst werden, da es sich um eine zweidimensionale Aufnahme handelt. Zu diesem Thema haben Rozing und Obermann [29] Untersuchungen durchgeführt. Diese ergaben, dass die bei uns verwendete Strecke des Humeruskopf-*Offsets*, die sich nur auf den Humeruskopf bezieht, sich bei einer Innen- oder Außenrotation von 20° nur minimal verändert. Messungen, die sich mit der scapulo-humeralen Anordnung wie das laterale glenohumerale *Offset* (LGHO) befassen, sind laut dieser Studie durch Rotation stärker beeinflusst. Trotzdem weichen die Werte des LGHO bei 20° Innen- und Außenrotation weniger als 10% von dem Wert ohne Rotation ab [29].

4.1.2 Hals-Schaft-Winkel (α)

Der Hals-Schaft-Winkel wurde definiert als der mediale Winkel zwischen der Schaftachse des Humerus und einer orthogonalen Linie zum anatomischen Hals des Humerus bzw. der humeralen Prothesenkomponente (Abb. 7).

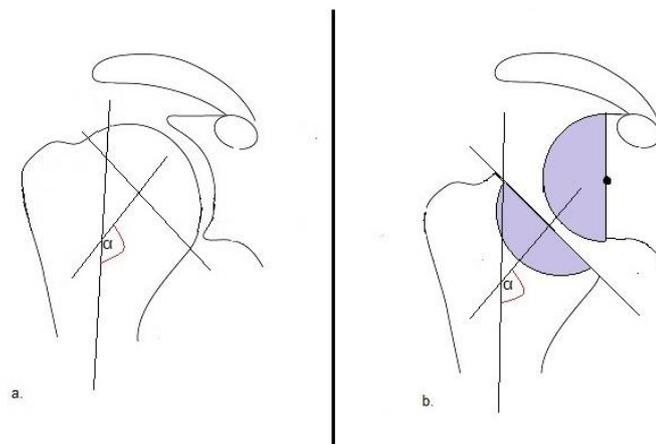


Abb. 7: **Hals-Schaft-Winkel.** Der mediale Winkel (α) zwischen der Humerusschaftachse und einer orthogonalen zum anatomischen Hals bzw. zur humeralen Osteotomie. Der linke Bildteil a. zeigt die anatomische, präoperative Situation und der rechte Bildteil b. die inverse, postoperative Situation.

4.2 Komplikationen und Probleme

Komplikationen sind Ereignisse, welche sich auf das Ergebnis des Patienten stark auswirken, dazu zählen Lockerungen der Prothesenkomponenten (septisch oder aseptisch), Infektionen, Dislokationen, Frakturen, Nervenverletzungen. Probleme hingegen sind Beobachtungen die im Verlauf der Implantation einer inversen Prothese auftreten, jedoch bisher klinisch keine Beschwerden bei den Patienten hervorrufen. Es handelt sich dabei um die meist radiologisch beobachtbaren Phänomene des *Scapular*

Notchings und der Akromiondeformitäten. Diese Differenzierung von Problemen und Komplikationen erfolgte nach Anlehnung an Zumstein et al. [30]. Nachdem alle Daten aus den Ambulanzberichten und Radiologie-Befunden erhoben wurden, wurden die Röntgenbilder aller Fälle in zweiter Durchsicht mit dem Klinikleiter der Abteilung erneut auf Probleme und Komplikationen untersucht.

4.2.1 Akromionfraktur/-deformitäten

Das Akromion ist bei Patienten mit inverser Prothese einer besonderen Belastung ausgesetzt. Zum einen kommt es bei einem Großteil der Patienten durch das Vorliegen einer Defektarthropathie präoperativ zu einem Humeruskopfhochstand und einem Reiben des Humeruskopfes am Akromion. Zum anderen führt die in inversen Prothesendesigns vorgenommene Distalisierung des Rotationszentrums zu einer erhöhten Vorspannung des Deltamuskels, welcher teilweise am Akromion entspringt [31]. Dies ist zum einen sehr wichtig, da diese Spannung maßgeblichen Anteil an der Stabilität der Prothese hat, zum anderen wird ein vermehrter Stress auf das Akromion ausgeübt, welcher eine Fraktur/Deformität zur Folge haben kann. Sinkt das Akromion z.B. durch eine Fraktur nach unten ab, so sinkt auch ein Teil des Ursprungs des Deltamuskels ab, was zu einer verminderten Muskelspannung und so zu erhöhter Instabilität der Prothese führen kann [32]. Es soll dokumentiert werden, wie häufig Frakturen oder die oft klinisch inapparent verlaufende Deformitäten mit Absinken des Akromions im untersuchten Patientenkollektiv vorkommen.

4.2.2 *Scapular Notching* (SN)

Bei dem Begriff *Scapular Notching* handelt es sich um ein häufig beschriebenes Phänomen, welches in der inversen Schulterprothetik ausgiebig diskutiert wird. Um ein vorzeitiges Ausbrechen der glenoidalen Komponente zu verhindern, medialisierte Paul Grammont mit seinem damaligen Design das Rotationszentrum deutlich [5]. Diese Medialisierung ist in den modernen inversen Prothesendesigns ebenfalls wiederzufinden, so auch bei der inversen TESS®-Prothese. Dadurch kommt es zu einer deutlichen Abnahme der Scherkräfte an der Schnittstelle von glenoidaler Komponente und Knochen, automatisch nimmt der Hebelarm für den Deltamuskel zu [31]. Bei Adduktion kommt es zum Kontakt bzw. zu einem Anschlag der humeralen Komponente an den lateralen unteren Anteil des Skapulahalses dicht an der Prothese (*inferiore Notching*). Kommt es zu diesem Phänomen, muss nicht zwingend ein klinischer Effekt eintreten [33], jedoch ist über langen Zeitraum die Gefahr eines Ausbruchs der Prothese gegeben. Somit sollte ein *Scapular Notching*, wenn möglich, vermieden werden.

Für die Klassifikation wurde die Einteilung nach Sirveaux verwendet (Abb. 8). Diese teilt das *Scapular Notching* in 4 Stufen ein [13]:

1. *Notching* beschränkt sich auf den unteren lateralen Sockel des Skapula Halses
2. *Notching* breitet sich bis zum Kontakt mit der unteren Schraube der glenoidalen Komponente aus
3. *Notching* überschreitet die untere Schraube
4. *Notching* breitet sich bis unter die Basisplatte aus

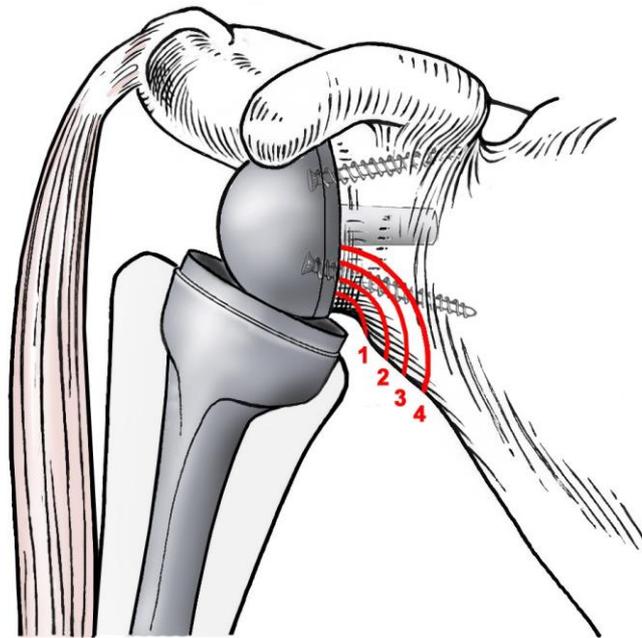


Abb. 8: **Einteilung *Scapular Notching* nach Sirveaux [13]**. Die Abbildung zeigt eine implantierte inverse Schulterprothese. Es sind die 4 Grade des *Scapular Notchings* eingezeichnet. Grad 1 beschränkt sich auf den unteren lateralen Sockel des Skapula-Halses, Grad 2 breitet sich bis zum Kontakt mit der unteren Schraube der glenoidalen Komponente aus, Grad 3 überschreitet die untere Schraube, Grad 4 breitet sich bis unter die Basisplatte aus. Graphik aus der Graphikabteilung für Anatomie I der HHU Düsseldorf.

5. Patientenzufriedenheit

Um die Zufriedenheit der Patienten bezüglich ihrer Schulterprothese zu ermitteln, wurde eine Analogskala (VAS, visuelle Analogskala) verwendet. Es handelt sich um eine 10 cm lange Skala, die farblich in vier verschiedene Untereinheiten unterteilt ist. Die Farben erstrecken sich von links nach rechts von Rot, Orange über Hellgrün und Grün. Jeder Farbbereich ist 2,5 cm lang. Der Patient markiert seine Zufriedenheit mit einem senkrechten Strich durch die 10 cm lange Linie. Im Bereich 0 liegt eine minimale

Zufriedenheit und im Bereich 10 eine maximale Zufriedenheit (Abb. 9). Es wurden nur VAS aus dem aktuellsten *Follow-up* ausgewertet.

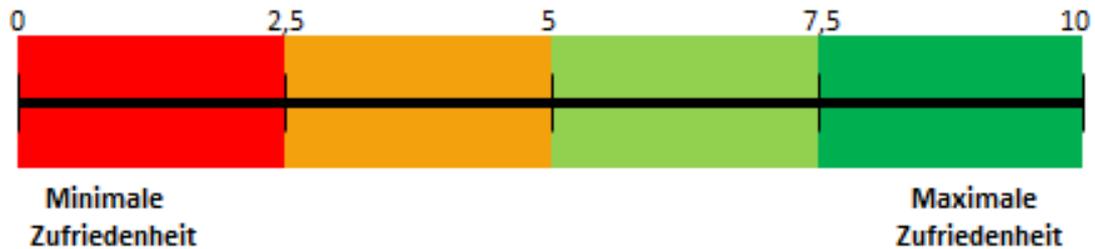


Abb. 9: **Zufriedenheitsskala.** Es handelt sich um eine Skala, die von 0-10 die Zufriedenheit der Patienten darstellt, wobei 0 einer minimalen Zufriedenheit entspricht und 10 einer maximalen Zufriedenheit. Unterteilt wird die Skala in 4 farbliche Abschnitte in je 2,5er Schritten (rot, orange, hellgrün, grün).

6. Statistik

Für die Auswertung der Daten erfolgte mit IBM SPSS® Statistics 20. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = .05$ gesetzt.

Für die deskriptive Beschreibung der erhobenen Daten wurden Mittelwert, Minimum, Maximum und die Standardabweichung angegeben, zusätzlich in manchen Fällen der Median. In einigen Fällen wurden Diagramme angefertigt. Neben dem Mittelwert wurde hier auch die Standardabweichung (zur besseren Übersicht jedoch nur der Balken in die obere Richtung) grafisch dargestellt.

Für die induktive Auswertung der Daten wurden die im Folgenden genannten Verfahren verwendet:

6.1 Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test)

Um zu ermitteln, ob die Daten normalverteilt waren, wurde der KS-Test durchgeführt. Dies war wichtig für die Entscheidung, ob im Weiteren parametrische oder non-parametrische Tests durchgeführt wurden.

6.2 Wilcoxon-Rangsummentest

Testvoraussetzungen: Keine Normalverteilung der Daten, keine Intervallskalierung, verbundene Stichproben. Er wurde verwendet, um zu untersuchen, ob sich die Ergebnisse der Patienten zwischen prä- und postoperativ voneinander signifikant unterscheiden. Zweiseitige Fragestellung: Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen

signifikanten Unterschied zwischen den prä- und postoperativen Werten. Alternativhypothese (H_1): Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den prä- und postoperativen Werten.

6.3 Mann-Whitney- U-Test

Testvoraussetzungen: Keine Normalverteilung der Daten, keine Intervallskalierung, unabhängige Stichproben. Er wurde verwendet, um Unterschiede zwischen verschiedenen Gruppen zu überprüfen, wie z.B. Geschlecht, Prothesenseite, Akromiondeformitäten, *Scapular Notching*. Zweiseitige Fragestellung: Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den zwei getesteten Gruppen. Alternativhypothese (H_1): Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei getesteten Gruppen.

6.4 Kruskal-Wallis-Test

Testvoraussetzungen: Keine Normalverteilung der Daten, keine Intervallskalierung, mehrere unabhängige Stichproben. Dies war der Fall bei Altersgruppen und Gruppen, die nach ihrer Nachuntersuchungszeit aufgeteilt wurden. Zweiseitige Fragestellung: Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Gruppen. Alternativhypothese (H_1): Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Gruppen.

6.5 Rangkorrelation nach Spearman

Die Spearman Rangkorrelation ist ein non-parametrisches Verfahren um die Abhängigkeit zweier Variablen darzustellen. Sie wurde gebraucht, um Zusammenhänge zwischen der Zufriedenheit und verschiedenen Parametern festzustellen.

6.6 *Student t-Test* für abhängige Stichproben

Testvoraussetzungen: Intervallskalierte Daten, normalverteilte Messwertpaare, abhängige Stichproben. Der t-Test für abhängige Stichproben wurde für den Vergleich der geometrischen Messungen der prä- und postoperativen Werte verwendet, da es sich hier um normalverteilte und intervallskalierte, parametrische Daten handelt. Zweiseitige Fragestellung: Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den prä- und postoperativen Werten. Alternativhypothese (H_1): Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den prä- und postoperativen Werten.

6.7 *Student t-Test* für unabhängige Stichproben

Testvoraussetzungen: Intervallskalierte Daten, Normalverteilung der Daten, unabhängige Stichproben. Der t-Test für unabhängige Stichproben wurde verwendet

um geometrische Parameter verschiedener Gruppen zu vergleichen, da es sich hier um normalverteilte und intervallskalierte, parametrische Daten handelt. Zweiseitige Fragestellung: Nullhypothese (H_0): Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den zwei getesteten Gruppen. Alternativhypothese (H_1): Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen den zwei getesteten Gruppen.

III. Ergebnisse

1. Klinische Ergebnisse

In diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse des Constant-Murley Scores, des DASH Scores und der Zufriedenheit der Patienten dargestellt werden.

1.1 Constant-Murley Score

Es konnten 70 präoperative und 74 postoperative Scorebögen ausgewertet werden. Der absolute Constant Score stieg von präoperativ 8,3 Punkten auf postoperativ 54,5 Punkte um 46,2 Punkte (Tabelle 14, Abb. 10) und der relative Constant Score stieg von präoperativ 11,6 % auf postoperativ 76,8 % um 65,2 % (Tabelle 14, Abb. 11). Der Anstieg der Werte von prä- zu postoperativ war jeweils signifikant (Wilcoxon: $p < .01$).

<i>Item</i>	n	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	Minimum	Maximum
CS präop.	70	8,3	5	8,9	2	53
CS postop.	74	54,5	59	17,1	11	78
%-CS präop.	70	11,6	7,2	12,3	2,2	70,7
%-CS postop.	74	76,8	81,1	26	17,1	123,2

Tabelle 14: **Prä- und postoperative Ergebnisse des absoluten und relativen Constant Scores (%-CS)**. Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des absoluten und relativen Constant Scores mit ihrer Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

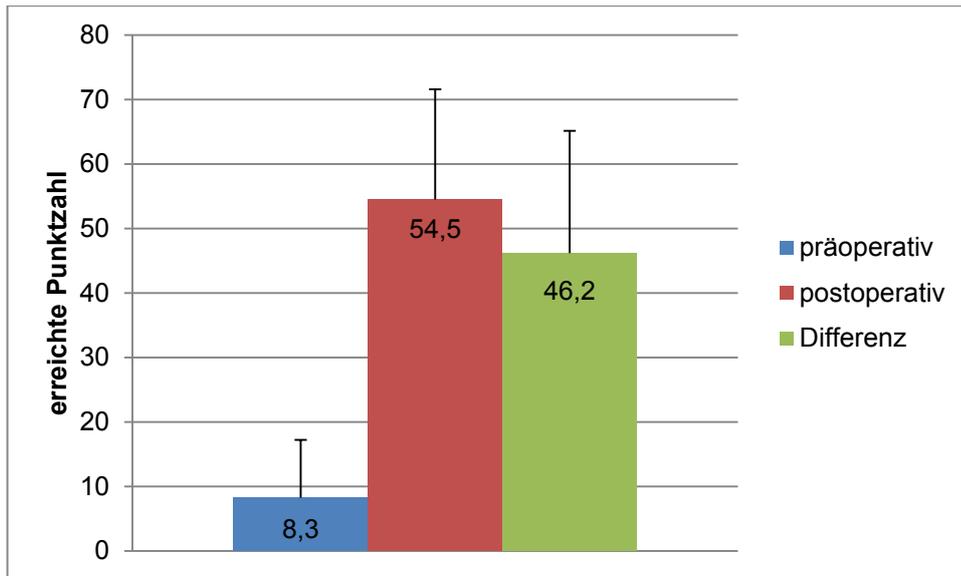


Abb. 10: **Absoluter Constant Score Gesamtkollektiv.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

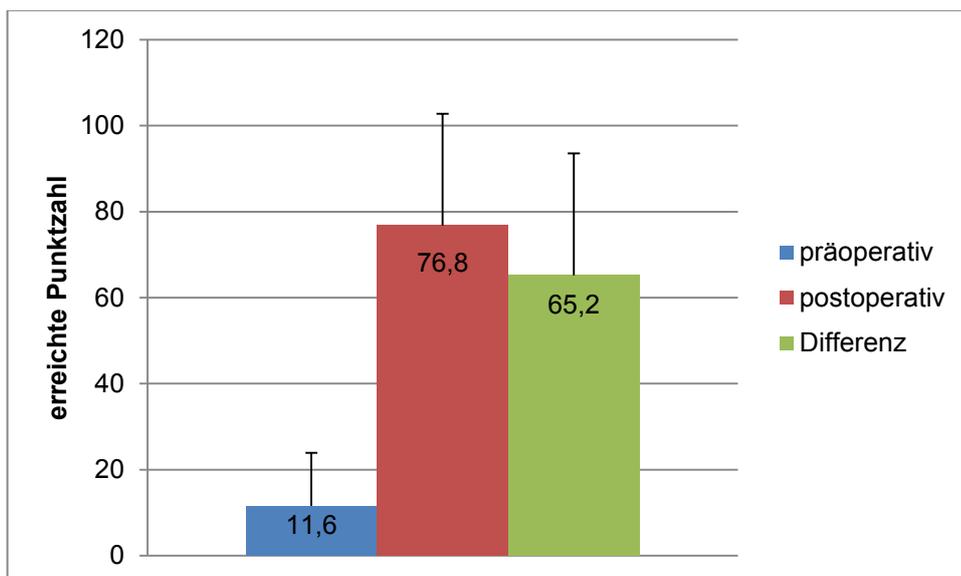


Abb. 11: **Relativer Constant Score Gesamtkollektiv.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

In den folgenden Abschnitten soll der Score genauer in seinen Einzelheiten dargestellt werden. Es werden alle 10 *Items* einzeln aufgezeigt und funktionell in Gruppen zusammengefasst.

1.1.1 Schmerz

Das *Item* Schmerz stieg um 11,5 Punkte von präoperativ 1 auf postoperativ 12,5 Punkte (Tabelle 15, Abb. 12). Dieser Unterschied war signifikant (Wilcoxon: $p < .01$).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	Minimum	Maximum
Schmerz präop.	1	0	2,3	0	10
Schmerz postop.	12,5	15	3,3	5	15

Tabelle 15: **Prä- und postoperative Ergebnisse Schmerz Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Schmerzes mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

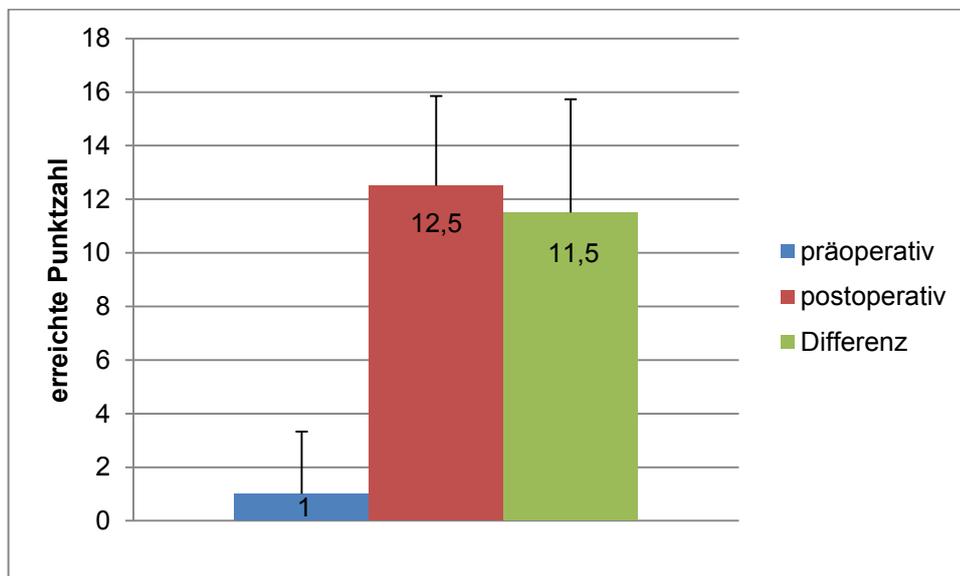


Abb. 12: **Constant Score Schmerz.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.2 Beruf/Alltagsaktivitäten

Es ließ sich ein signifikanter (Wilcoxon: $p < .01$) Anstieg der Werte von 0,7 präoperativ auf 2,9 postoperativ beobachten (Tabelle 16, Abb. 13).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Beruf präop.	0,7	0	0,9	0	3
Beruf postop.	2,9	3	1,1	0	4

Tabelle 16: **Prä- und postoperative Ergebnisse Beruf Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Berufs mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

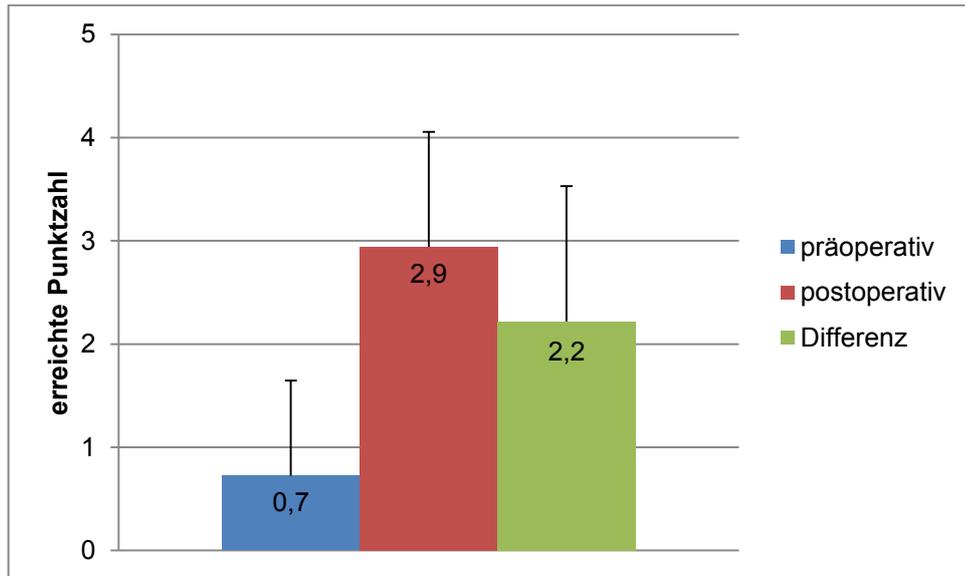


Abb. 13: **Constant Score Beruf/Alltag.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.3 Freizeit

Bei dem *Item* Freizeit ließ sich ein signifikanter (Wilcoxon: $p < .01$) Unterschied von präoperativ 0,7 auf postoperativ 2,8 beobachten (Tabelle 17, Abb. 14).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Freizeit präop.	0,7	0	1,0	0	4
Freizeit postop.	2,8	3	1,1	0	4

Tabelle 17: **Prä- und postoperative Ergebnisse Freizeit Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Freizeit mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

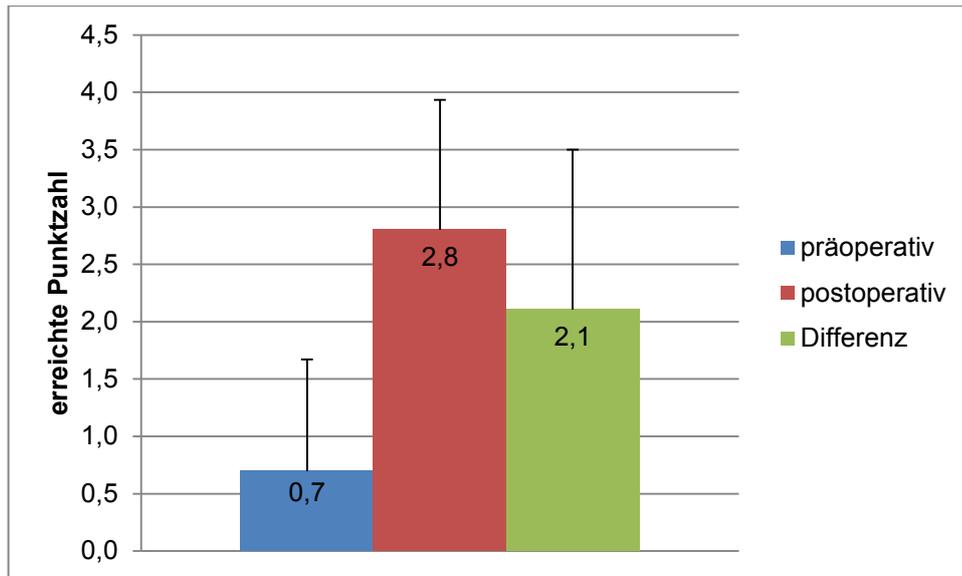


Abb. 14: **Constant Score Freizeit.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.4 Arbeitshöhe

Es war eine signifikante (Wilcoxon: $p < .01$) Verbesserung der Arbeitshöhe von durchschnittlich präoperativ 2,6 auf postoperativ 7,6 zu beobachten (Tabelle 18, Abb. 15).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Arbeitshöhe präop.	2,6	2	1,4	2	10
Arbeitshöhe postop.	7,6	8	2,7	0	10

Tabelle 18: **Prä- und postoperative Ergebnisse Arbeitshöhe Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Arbeitshöhe mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

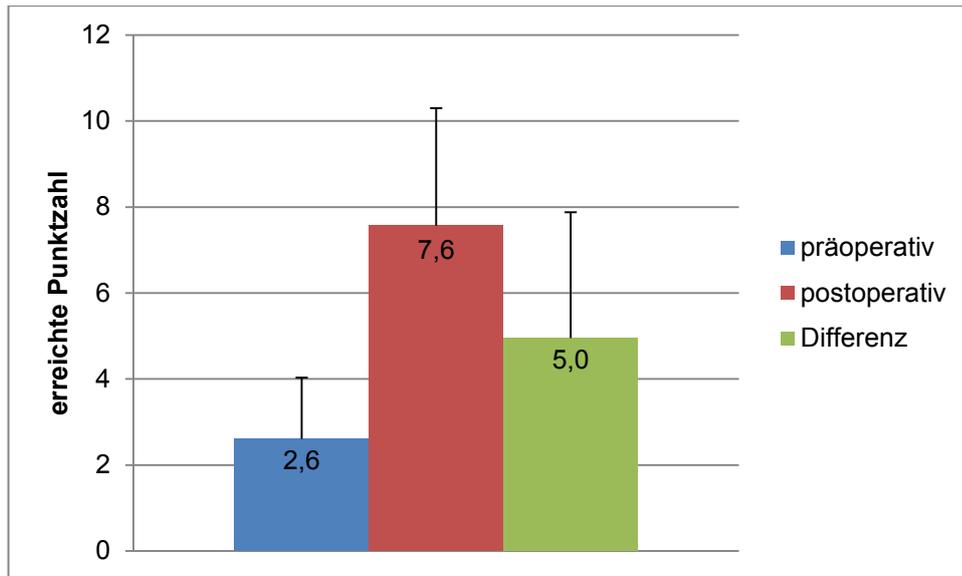


Abb. 15: **Constant Score Arbeitshöhe.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.5 Schlaf

Es war eine signifikante (Wilcoxon: $p < .01$) Verbesserung der Werte von präoperativ 0,5 auf postoperativ 1,5 zu beobachten (Tabelle 19, Abb. 16).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	Minimum	Maximum
Schlaf präop.	0,5	0	0,7	0	2
Schlaf postop.	1,5	2	0,7	0	2

Tabelle 19: **Prä- und postoperative Ergebnisse Schlaf Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Schlafes mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

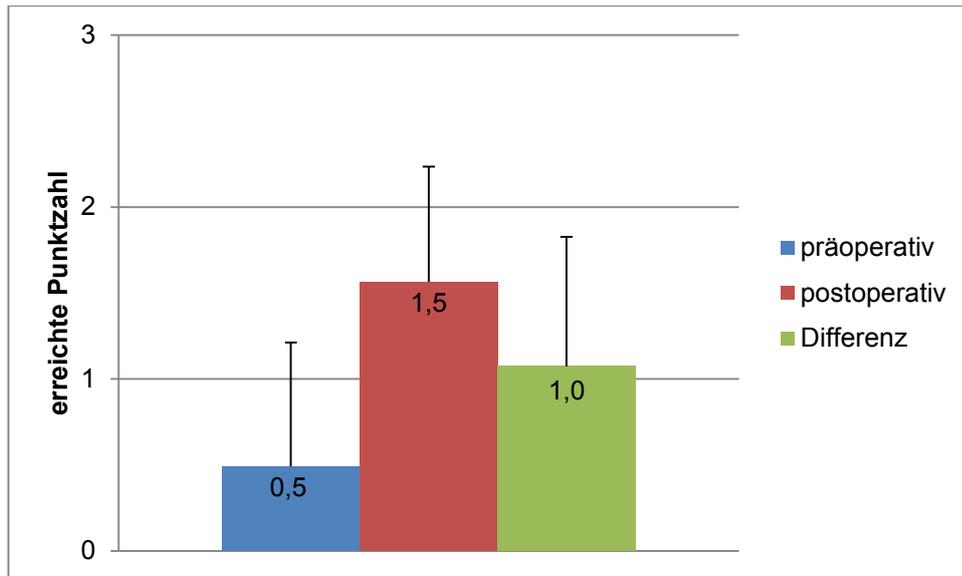


Abb. 16: **Constant Score Schlaf.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.6 Aktivität

Die Aktivität ist die Zusammenfassung der vorangegangenen vier beschriebenen *Items*: Einschränkung im Beruf/Alltag, Einschränkung in der Freizeit, Arbeitshöhe und Schlaf. Maximal sind in allen vier *Items* zusammen 20 Punkte zu erlangen. Es konnte ein signifikanter Anstieg (Wilcoxon: $p < .01$) von 4,5 auf 14,7 Punkte um durchschnittlich 10,2 Punkte beobachtet werden (Tabelle 20, Abb. 17).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Aktivität präop.	4,5	4	2,9	2	18
Aktivität postop.	14,7	15	4,9	3	20

Tabelle 20: **Prä- und postoperative Ergebnisse Aktivität Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Aktivität mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

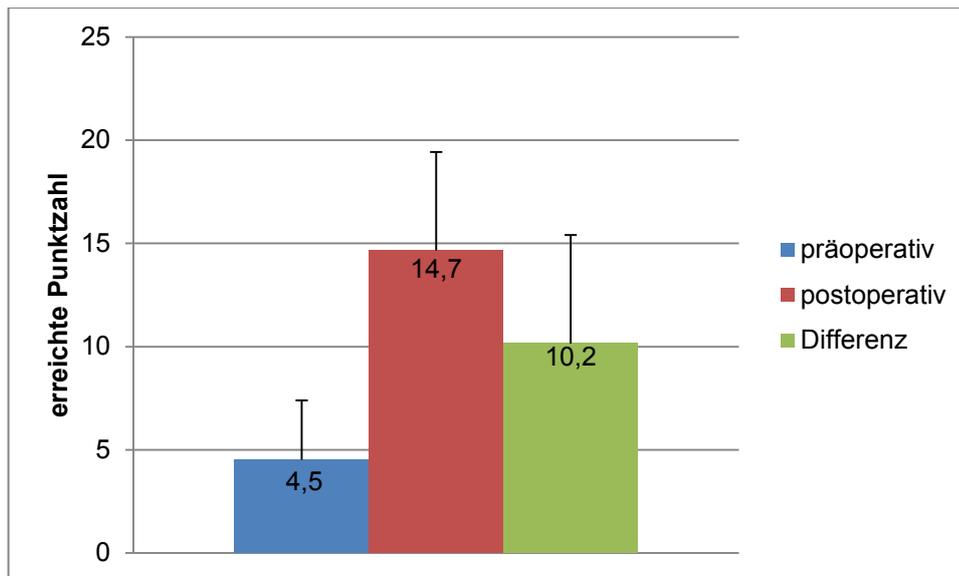


Abb. 17: **Constant Score Aktivität.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.7 Anteversion

Ein signifikanter (Wilcoxon: $p < .01$) Anstieg von präoperativ 1,1 auf postoperativ 7,5 Punkte um 6,4 Punkte war bei der Anteversion zu beobachten (Tabelle 21, Abb. 18).

Item	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Anteversion präop.	1,1	0	1,8	0	10
Anteversion postop.	7,5	8	2,7	0	10

Tabelle 21; **Prä- und postoperative Ergebnisse Anteversion Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Anteversion mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

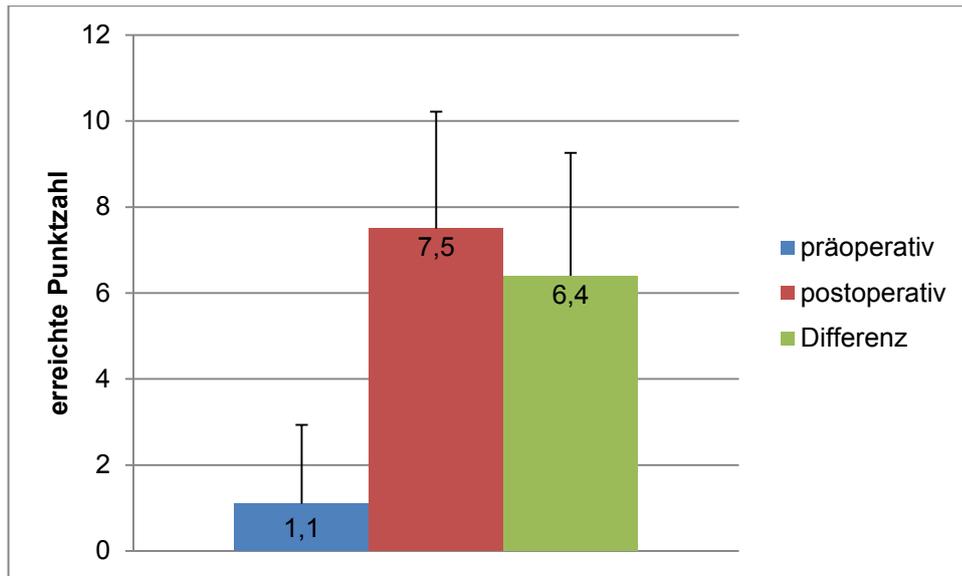


Abb. 18: **Constant Score Anteversion.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.8 Abduktion

Es war ein signifikanter (Wilcoxon: $<.01$) Anstieg von 5 Punkten von präoperativ 0,9 auf postoperativ 5,9 Punkte zu beobachten (Tabelle 22, Abb. 19).

Item	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Abduktion präop.	0,9	0	1,6	0	10
Abduktion postop.	5,9	6	2,6	0	10

Tabelle 22: **Prä- und postoperative Ergebnisse Abduktion Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Abduktion mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

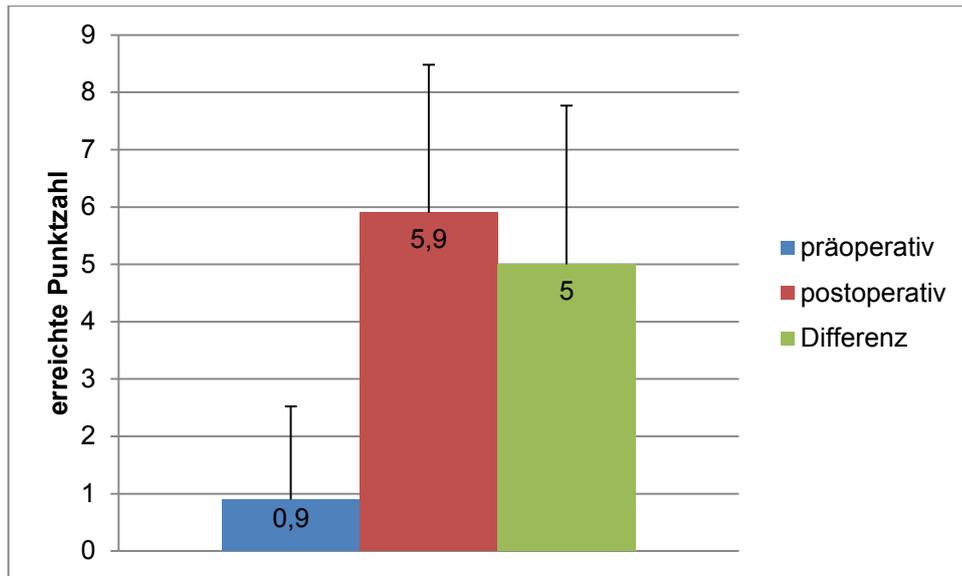


Abb. 19: **Constant Score Abduktion.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.9 Funktionelle Innenrotation

Die funktionelle Innenrotation stieg signifikant (Wilcoxon: $p < .01$) von präoperativ 0,6 auf postoperativ 3,9 Punkte um 3,3 Punkte (Tabelle 23, Abb. 20).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Innenrotation präop.	0,6	0	1,9	0	10
Innenrotation postop.	3,9	4	2,5	0	10

Tabelle 23: **Prä- und postoperative Ergebnisse funktionelle Innenrotation Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der funktionellen Innenrotation mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

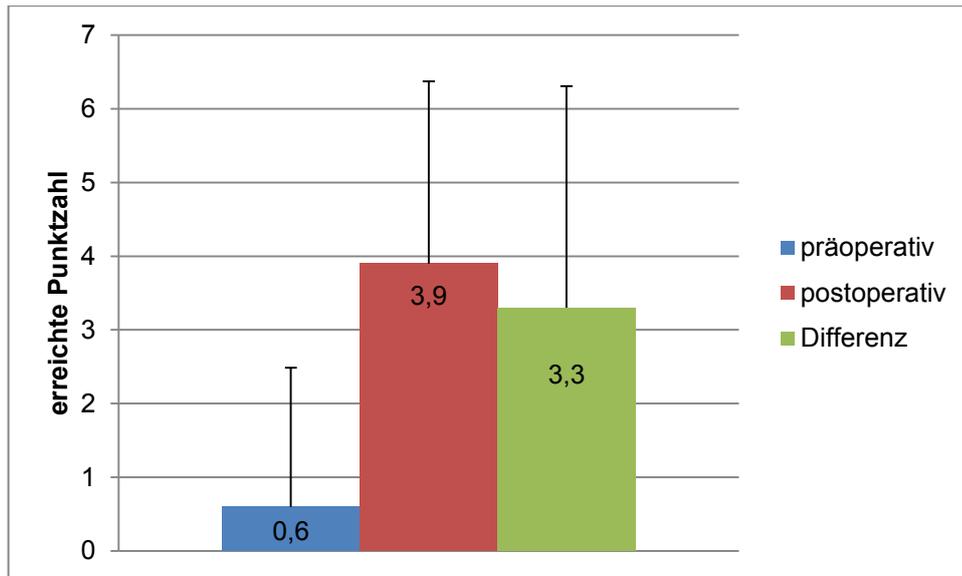


Abb. 20: **Constant Score Funktionelle Innenrotation.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.10 Funktionelle Außenrotation

Die funktionelle Außenrotation stieg signifikant (Wilcoxon: $p < .01$) um 7 Punkte von präoperativ 0,2 auf postoperativ 7,2 Punkte (Tabelle 24, Abb. 21).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	Minimum	Maximum
Außenrotation präop.	0,2	0	1,1	0	8
Außenrotation postop.	7,2	10	4	0	10

Tabelle 24: **Prä- und postoperative Ergebnisse funktionelle Außenrotation Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Außenrotation mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

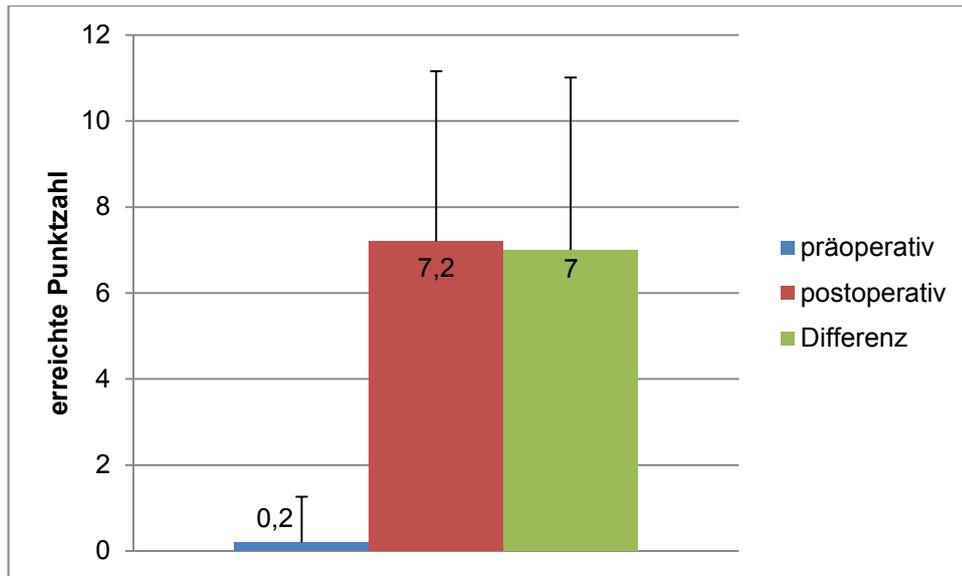


Abb. 21: **Constant Score funktionelle Außenrotation.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.11 Bewegung

Nun wurden die *Items* Anteversion, Abduktion, funktionelle Innen- und Außenrotation zusammengefasst. Insgesamt konnten in der Bewegung von präoperativ 2,8 zu postoperativ 24,5 signifikante (Wilcoxon: $p < .01$) Verbesserungen beobachtet werden (Tabelle 25, Abb. 22).

<i>Item</i>	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Bewegung präop.	2,8	0	5,1	0	30
Bewegung postop.	24,5	28	9,8	2	38

Tabelle 25: **Prä- und postoperative Ergebnisse Bewegung Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Bewegung mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

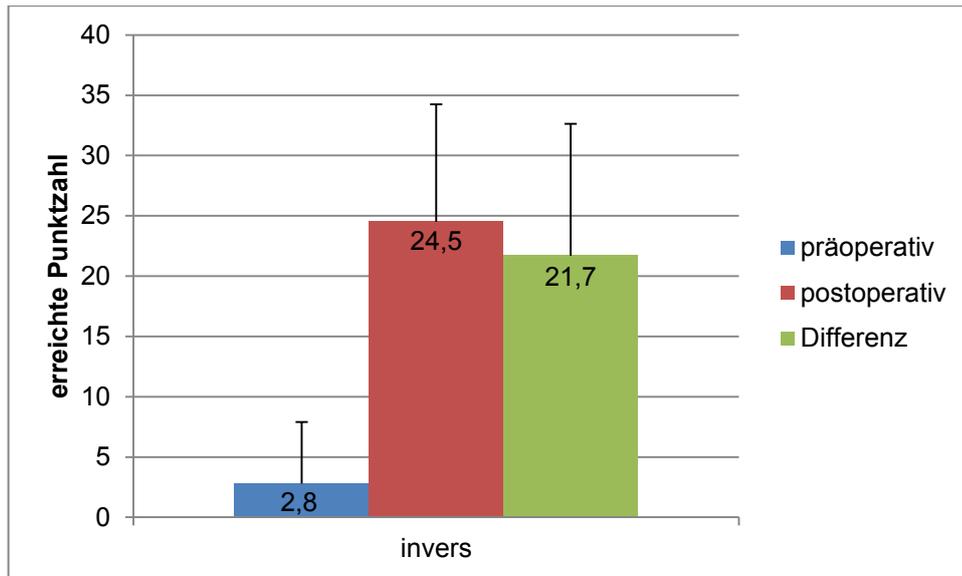


Abb. 22: **Constant Score Bewegung.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und die Differenz der Bewegung angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.1.12 Kraft

Es konnte prä- zu postoperativ ein signifikanter (Wilcoxon: $p < .01$) Anstieg der Werte um ca. 2,9 Punkte beobachtet werden (Tabelle 26, Abb. 23).

Item	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Kraft präop.	0,01	0	0,1	0	1
Kraft postop.	2,9	3	2	0	7

Tabelle 26: **Prä- und postoperative Ergebnisse Kraft Constant Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Kraft mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

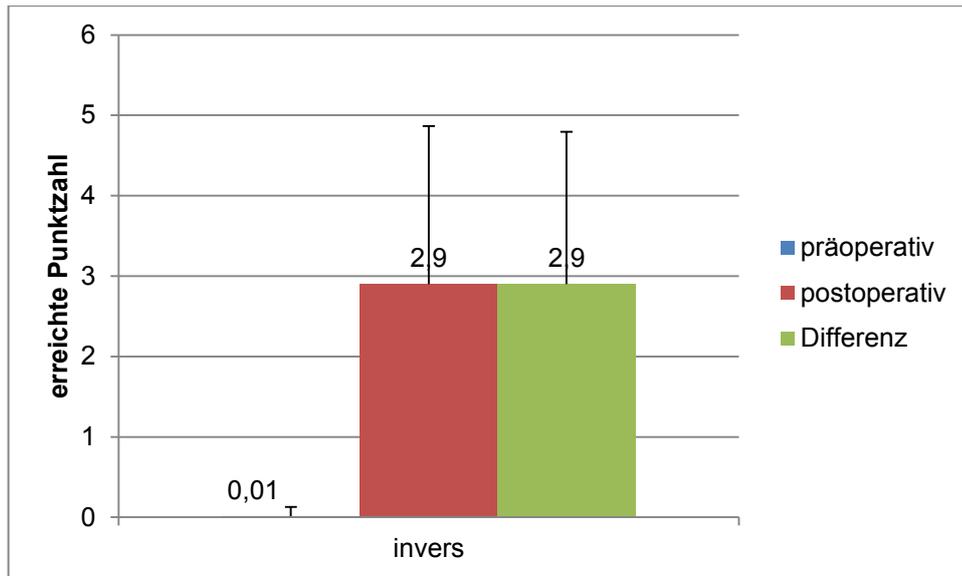


Abb. 23: **Constant Score Kraft.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.2 DASH Score

Um den DASH Score auswerten zu können, mussten die Patienten mindestens 27 der 30 *Items* beantworten. So konnten 71 postoperative und 65 präoperative Bögen ausgewertet werden. Die Rohwerte wurden direkt in einen 100 Punkte Score umgerechnet.

Der DASH Score konnte sich durchschnittlich von präoperativ 73,0 auf postoperativ 33,7 um 39,3 Punkte signifikant (Wilcoxon: $p < .01$) verbessern (Tabelle 27, Abb. 24).

Item	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
DASH präop.	65	73	75	17,1	20,7	99,1
DASH postop.	71	33,7	32,5	19,5	3,4	93,1

Tabelle 27: **Prä- und postoperative Ergebnisse DASH Score.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des DASH Scores mit der Anzahl, dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

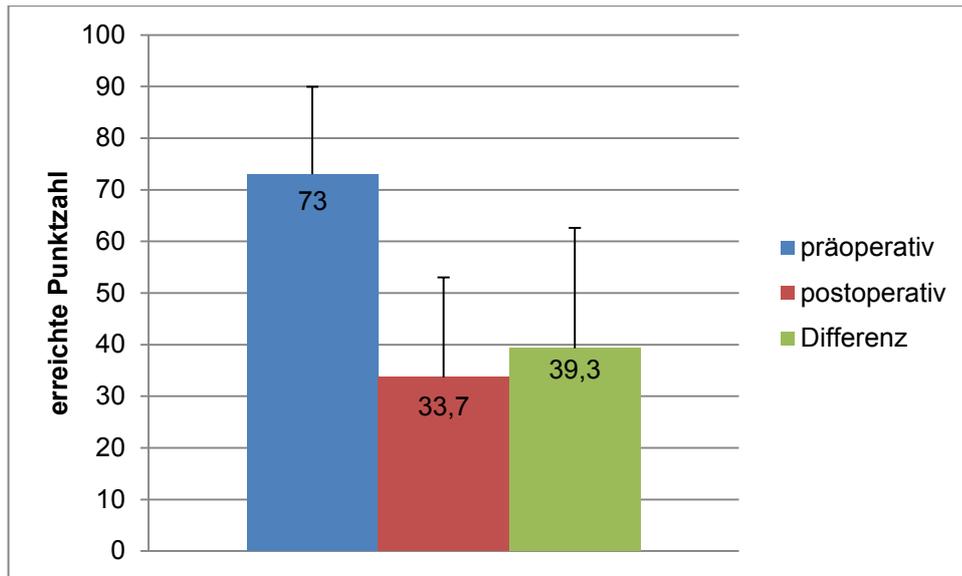


Abb. 24: **DASH Score gesamt.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

1.2.1 Funktionsteil

Der Funktionsteil beschäftigt sich mit den ersten 23 Fragen. Hier sind zwischen 23 und 115 Punkte zu vergeben.

Es verbesserte sich der Funktionsteil signifikant (Wilcoxon: $p < .01$) um 31,6 Punkte von präoperativ 86,0 auf postoperativ 54,4 Punkte (Tabelle 28, Abb. 25).

Item	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Funktionsteil DASH präop.	65	86	87	15,5	36	112
Funktionsteil DASH postop.	71	54,4	54	18,5	24	105

Tabelle 28: **Prä- und postoperative Ergebnisse DASH Score Funktionsteil Summe.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Funktionsteils, mit der Anzahl, dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

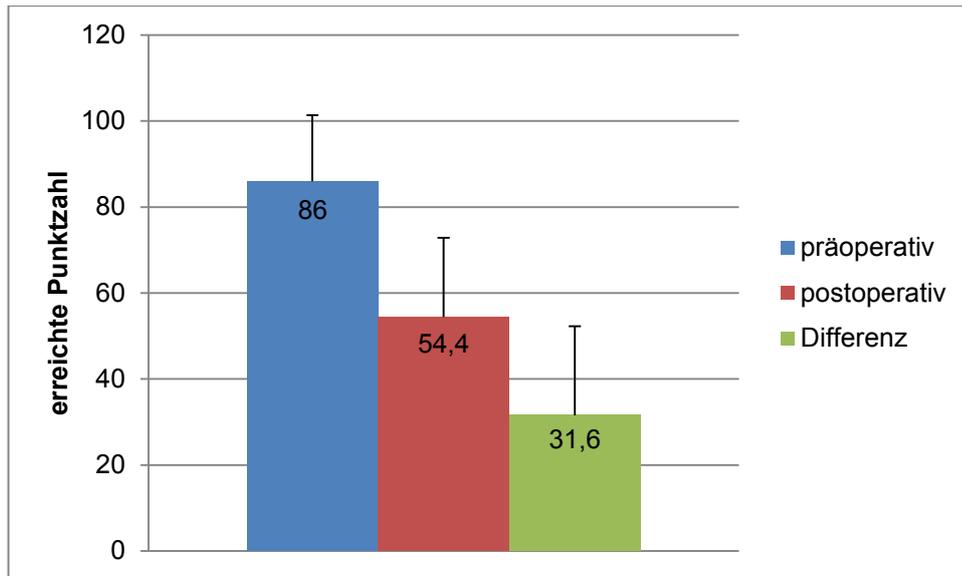


Abb. 25: **DASH Funktionsteil.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

Zur besseren Übersicht wurden die einzelnen *Items* des Funktionsteils in Tabelle 29 aufgelistet.

Item	erreichte Punktzahl			
	präop.	postop.	Diff.	p
1. Glas öffnen	4,0	2,6	1,4	*
2. Schreiben	2,4	1,5	0,9	*
3. Schlüssel umdrehen	2,3	1,3	1,0	*
4. Mahlzeit zubereiten	3,4	2,0	1,4	*
5. Schwere Tür öffnen	3,9	2,6	1,3	*
6. Gegenstand über Kopf	4,5	2,8	1,7	*
7. schwere Hausarbeit	4,3	2,9	1,4	*
8. Garten-/ Hofarbeit	4,0	2,6	1,4	*
9. Betten machen	4,1	2,5	1,6	*
10. leichte Einkaufstasche tragen	3,9	2,0	1,9	*
11. 5kg tragen	4,4	3,1	1,3	*
12. Glühbirne über Kopf wechseln	4,7	3,2	1,5	*
13. Haare waschen/fönen	4,2	2,6	1,6	*
14. Rücken waschen	4,8	4,2	0,6	*
15. Pullover anziehen	4,1	2,4	1,7	*
16. mit Messer Lebensmittel schneiden	3,6	1,8	1,8	*
17. Freizeit mit geringer körp. Anstrengung	3,2	1,6	1,6	*
18. Freizeit mit Stoß auf Schulter	4,2	3,0	1,2	*
19. Freizeit Arm frei bewegen	4,5	3,4	1,1	*
20. Fortbewegungsmittel	3,5	2,1	1,4	*
21. Sexuelle Aktivität	3,8	1,9	1,9	*
22. Soziale Aktivität	2,8	1,4	1,4	*
23. berufliche/ alltägliche Aktivität	4,0	2,5	1,5	*

Tabelle 29: **Prä- und postoperative Ergebnisse DASH Score Funktionsteil Item 1-23.** Die Tabelle zeigt die prä- zu postoperative Entwicklung der einzelnen *Items* 1-23 des DASH Scores. Signifikante Änderungen präop. zu postop. sind in der letzten Spalte (p) mit einem Stern versehen (*).

1.2.2 Symptomteil

Der Symptomteil beinhaltet die letzten 7 *Items* des DASH Scores. Es waren Punkte zwischen 7 und 35 erreichbar. Er verbesserte sich signifikant (Wilcoxon: $p < .01$) von präoperativ 24,7 auf postoperativ 12,5 Punkte um 12,2 Punkte (Tabelle 30, Abb. 26).

Item	N	Mittelwert	Median	Standard-abweichung	Minimum	Maximum
DASH Symptomteil präop.	65	24,7	25	5,0	11	34
DASH Symptomteil postop.	71	12,5	11	5,3	6	32

Tabelle 30: **Prä- und postoperative Ergebnisse DASH Score Symptomteil Summe.** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Symptomteils mit der Anzahl, mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

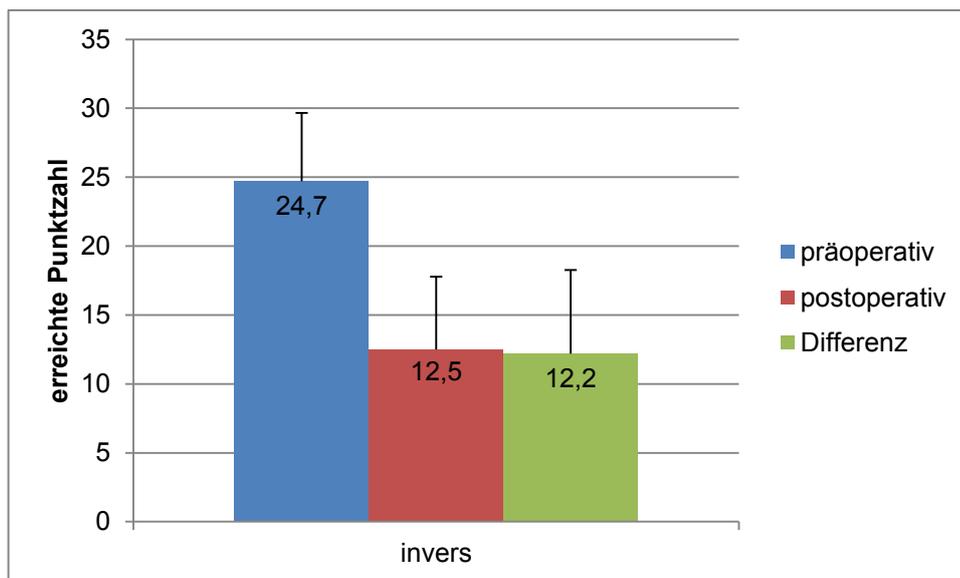


Abb. 26: **DASH Symptomteil.** Es sind die prä- und postoperativen Mittelwerte und deren Differenz angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen.

Zur besseren Übersicht wurden die einzelnen *Items* des Symptomteils in Tabelle 31 aufgelistet.

Item	erreichte Punktzahl			
	präop.	postop.	Diff.	p
24. Schmerzen	4,5	1,5	3,0	*
25. Schmerzen bei bestimmter Bewegung	4,8	2,4	2,4	*
26. Kribbeln	1,4	1,2	0,2	*
27. Schwächegefühl	3,7	2,2	1,5	*
28. Steifheit	3,3	1,6	1,7	*
29. Schlafstörungen	3,8	1,7	2,1	*
30. Selbstvertrauen	3,3	1,9	1,4	*

Tabelle 31: **Prä- und postoperative Ergebnisse DASH Score Symptomteil Item 24-30.** Die Tabelle zeigt die prä- zu postoperative Entwicklung der einzelnen *Items* 24-30 des DASH Scores. Signifikante Änderungen sind in der letzten Spalte (p) mit einem Stern versehen (*).

1.3 Patientenzufriedenheit

1.3.1 Visuelle Analogskala (VAS)

Es konnten Daten von 74 Patienten mit einer visuellen Analogskala ausgewertet werden (Tabelle 32). Es wurden nur Daten zum *Follow-up* Zeitpunkt ausgewertet. Die durchschnittliche Zufriedenheit betrug 7,3 mit einem Minimum 0,8 einem Maximum von 10 und einer Standardabweichung von 2,3. Der Median betrug 7,1.

Item	n	Mittelwert	Median	Standardabweichung	Minimum	Maximum
VAS	74	7,3	7,1	2,3	0,8	10

Tabelle 32: **Ergebnisse Patientenzufriedenheit.** Es ist die Zufriedenheit in der VAS mit dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

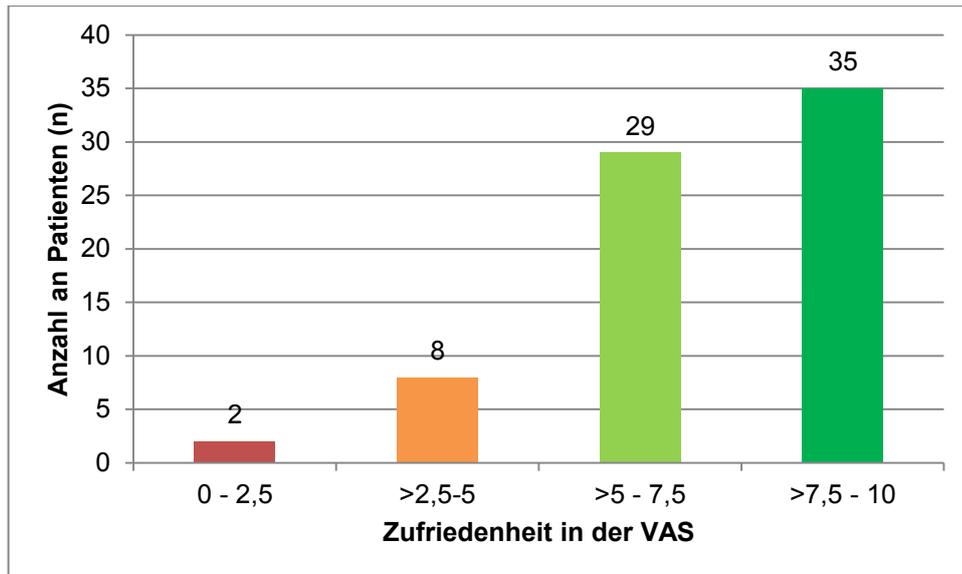


Abb. 27: **Patientenzufriedenheit.** Die Patienten sind den einzelnen farblichen Untergruppen der Zufriedenheit zugeteilt. Auf der y-Achse ist die Anzahl der Patienten und auf der x-Achse sind die vier Zufriedenheitsbereiche in 2,5er Schritten aufgezeichnet.

Zwei der 74 Patienten (2,7%) waren im Bereich 0-2,5. Weitere 8 Patienten (10,8%) im Bereich >2,5-5. 29 Patienten (39,2%) waren im Bereich >5-7,5 und 35 Patienten waren im Bereich >7,5-10 (47,3%). Zur besseren Übersicht wurde die Verteilung der Zufriedenheit in Abb. 27 dargestellt.

1.3.2 Korrelation mit klinischen Parametern

Nun wurde untersucht, inwiefern die in den klinischen Scores ermittelten Parameter mit der Zufriedenheit korrelieren. Verwendet wurde jeweils die Differenz aus den prä- und postoperativen Werten. Es wurden die Parameter Schmerz, Aktivität, Anteversion, Abduktion, kombinierte Innen- und Außenrotation und Kraft mit dem Wert der Zufriedenheitsskala korreliert (Tabelle 33).

<i>Items</i> korreliert mit VAS		
	Spearman- Rho	Signifikanz (2-seitig)
Schmerz	0,6	<.01
Aktivität	0,62	<.01
Anteversio	0,6	<.01
Abduktion	0,61	<.01
Komb. Innenrotation	0,31	<.01
Komb. Außenrotation	0,54	<.01
Kraft	0,53	<.01

Tabelle 33: **Zufriedenheit Korrelation mit Constant Score Items.** Die erste Spalte zeigt das jeweilige *Items* des Constant Scores, die zweite Spalte den Korrelationskoeffizienten und die dritte Spalte die Signifikanz.

Die *Items* Schmerz, Aktivität, Anteversio und Abduktion zeigten eine signifikante Korrelation von $r \geq 0,6$. Kombinierte Außenrotation und Kraft wiesen eine Korrelation von $r \geq 0,5$. Die Ergebnisse der kombinierten Innenrotation wiesen nur eine Korrelation von 0,31 auf. Weiterhin wurden alle 30 *Items* des DASH Scores mit der angegebenen Zufriedenheit in der Zufriedenheitsskala auf Korrelation untersucht. Zur besseren Übersicht wurden alle Korrelationen über $r > 0,5$ tabellarisch erfasst und der Größe nach aufgelistet (Tabelle 34).

Items		
	Spearman Rho	Signifikanz
Haare waschen	0,600	<.001
Alltagsaufgaben	0,576	<.001
Schmerz bei bestimmter Bewegung	0,565	<.001
Glühbirne auswechseln	0,557	<.001
Mahlzeit zubereiten	0,540	<.001
Schwere Hausarbeiten	0,525	<.001
Pullover anziehen	0,519	<.001

Tabelle 34: **Zufriedenheit Korrelation mit DASH Score.** Die erste Spalte zeigt das jeweilige *Item* des DASH Scores, die zweite Spalte den Korrelationskoeffizienten und die dritte Spalte die Signifikanz.

1.4 Subgruppen (Alter, Geschlecht, *Follow-up*, Prothesenseite)

Im folgenden Kapitel sollen mögliche Einflussfaktoren auf das klinische *Outcome* näher beleuchtet werden. Die Ergebnisse wurden hinsichtlich der Aspekte Patientenalter, *Follow-up*, Geschlecht und Prothesenseite in Gruppen eingeteilt und vergleichend gegenübergestellt. Verwendet wurden dafür die Differenzen des Constant- und DASH Scores, sowie die Zufriedenheitswerte der visuellen Analogskala.

1.4.1 Patientenalter

Das Patientengut wurde in drei verschiedene Altersgruppen unterteilt. Die erste beinhaltet Patienten bis 65 Jahre, die zweite die Patienten von 66 bis 75 Jahre und die dritte alle Patienten >75 Jahre (Tabelle 35).

Gruppe	n
0-65 Jahre	13
66-75 Jahre	30
>75 Jahre	32

Tabelle 35: **Patientenverteilung (n=Anzahl der Patienten) Subgruppe Alter.**

Bei den Differenzen des absoluten Constant Scores ließen sich nur geringe Unterschiede bezüglich der gewählten Altersgruppen erkennen (Abb. 28). Die Gruppe ‚0-65 Jahre‘ erreicht eine Differenz von 45,8 Punkten, die Gruppe ‚66-75 Jahre‘ 47,6 Punkte und die letzte Gruppe ‚>75 Jahre‘ 50,8 Punkte. Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen waren statistisch nicht signifikant (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

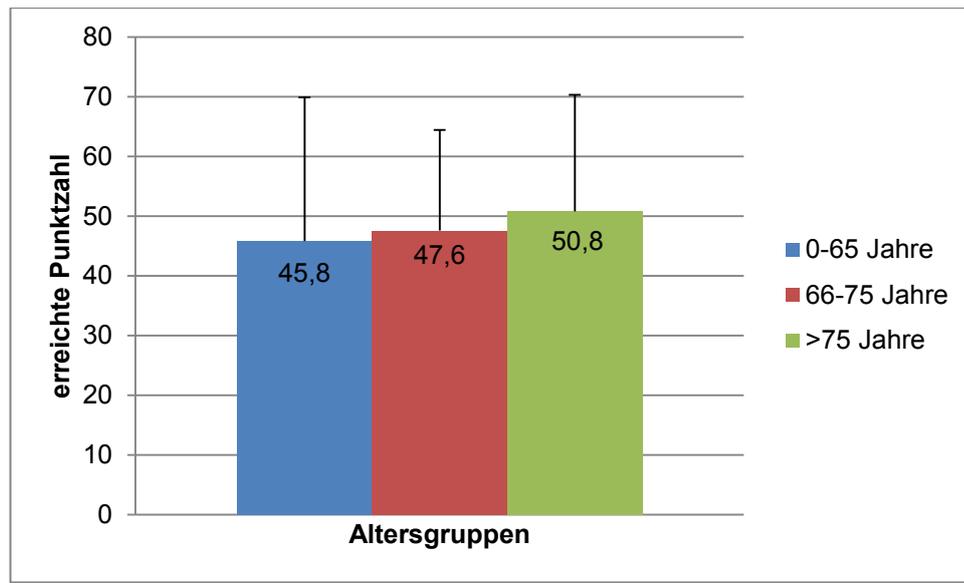


Abb. 28: **Constant Score Altersgruppen.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen des absoluten Constant Scores angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Altersgruppen.

Die Differenzen des DASH Scores unterschieden sich mit 39,5 (0-65 Jahre), 40,8 (66-75 Jahre) und 40,0 (>75 Jahre) nur sehr gering (Abb. 29). Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen waren statistisch nicht signifikant (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

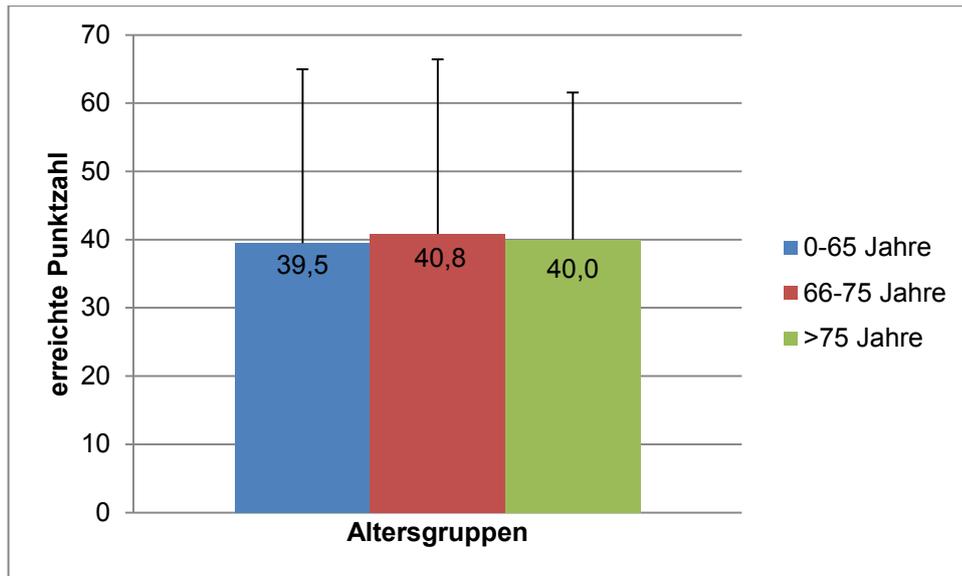


Abb. 29: **DASH Score Altersgruppen.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Altersgruppen.

In der VAS betrug die Zufriedenheit bei Patienten unter 65 Jahre 7,5. Bei Patienten zwischen 66-75 Jahren betrug sie 7,2 und bei Patienten älter als 75 Jahre 7,7 (Abb. 30). Auch hier war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

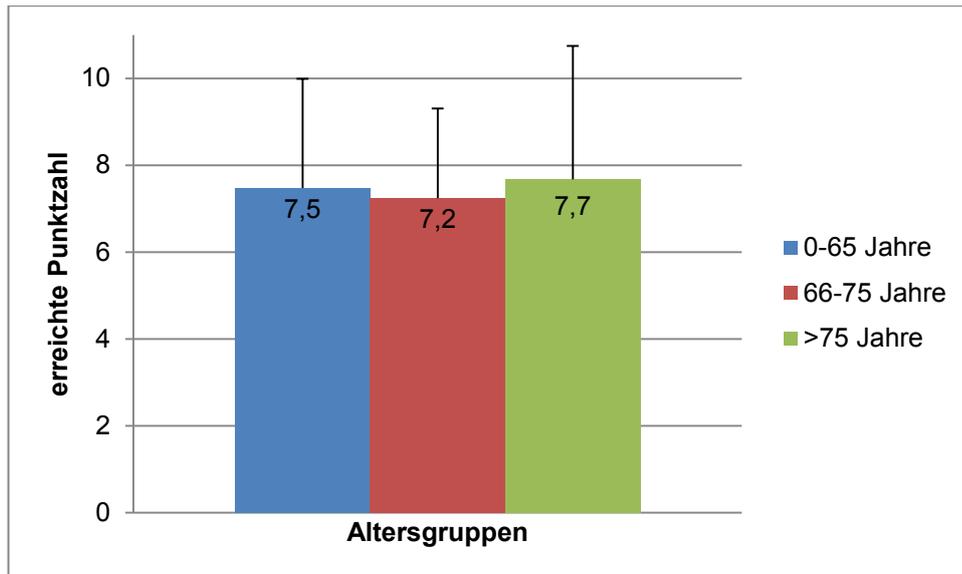


Abb. 30: **Zufriedenheit Altersgruppen.** Es sind die Mittelwerte der Zufriedenheit angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl der VAS aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Altersgruppen.

1.4.2 Nachuntersuchungszeit (*Follow-up*)

Da die Nachuntersuchungszeiten der verschiedenen Patienten sich zum Teil deutlich unterschieden, sollte der *Score* im Verhältnis zur vergangenen Zeit zwischen Operation und Nachuntersuchungstermin gestellt werden. Dafür wurde das Patientenkollektiv in jeweils drei Gruppen unterteilt. Bei der ersten Gruppe lagen 0-12 Monate zwischen Operation und Nachuntersuchung, bei der zweiten 13-24 Monate und der dritten >24 Monate (maximale Nachuntersuchungszeit 38 Monate). Die Anzahl der Patienten in der jeweiligen Gruppe ist in Tabelle 36 dargestellt.

Gruppe	n
0-12 Monate	32
13-24 Monate	28
>24 Monate	15

Tabelle 36: **Patientenverteilung (n=Anzahl der Patienten) Subgruppe Nachuntersuchungszeit.**

Man erkennt im *Constant Score*, dass mit längerer Nachuntersuchungszeit die Differenzen größer wurden (Abb. 31). Vor allem der Anstieg zwischen der Gruppe ‚0-12 Monate‘ und ‚13-24 Monate‘ mit 8,2 Punkten ist deutlich zu erkennen. Ein statistisch signifikanter Unterschied war nicht festzustellen (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

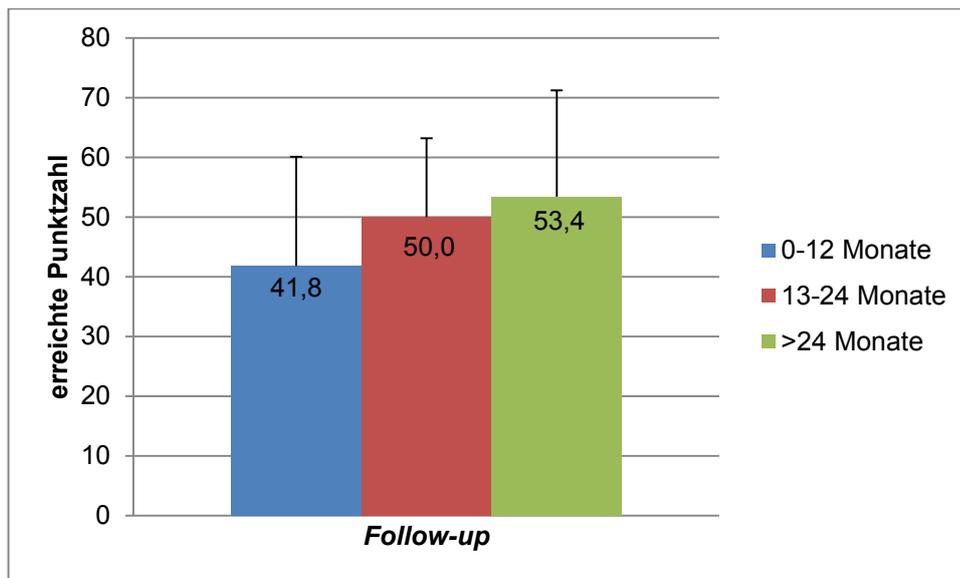


Abb. 31: **Constant Score Nachuntersuchungszeit (*Follow-up*)**. Es sind die Mittelwerte der Differenzen des absoluten Constant Scores angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Nachuntersuchungszeiträume.

Im DASH Score war eine stetig leichte Verbesserung der Differenzen mit vergangener Nachuntersuchungszeit zu beobachten (36,7 bei 0-12 Monate; 42,0 bei 13-24 Monate; 44,0 bei >24 Monate, Abb. 32). Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Nachuntersuchungszeit feststellen (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

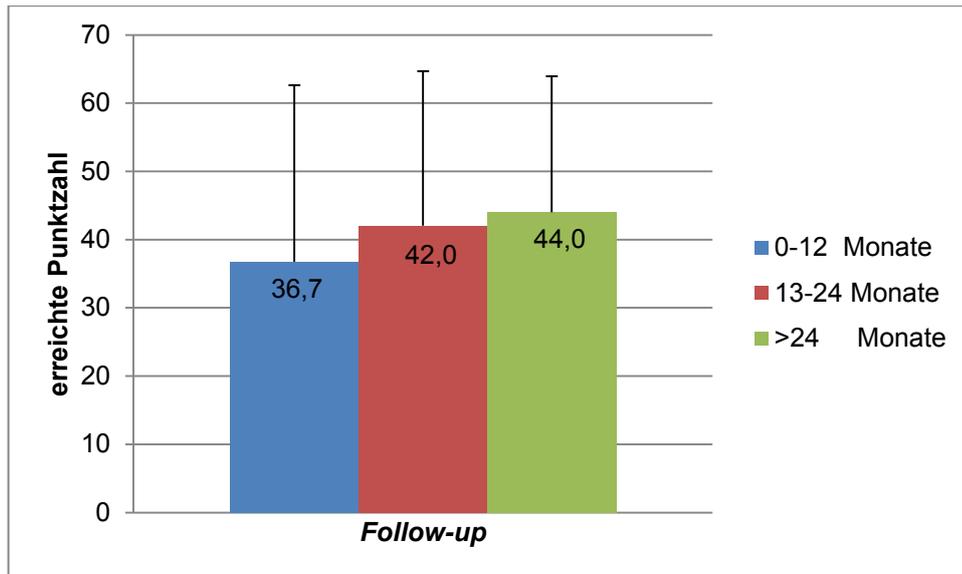


Abb. 32: **DASH Score Nachuntersuchungszeit (Follow-up)**. Es sind die Mittelwerte der Differenzen angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Nachuntersuchungszeiträume.

Die Zufriedenheit der Patienten mit einem *Follow-up* von 0-12 Monaten betrug im Mittel 6,9 in der VAS, bei 13-24 Monaten 7,9 und >24 Monate 6,7 (Abb. 33). Es war kein statistisch signifikanter Unterschied zu beobachten (Kruskal-Wallis: $p > .05$).

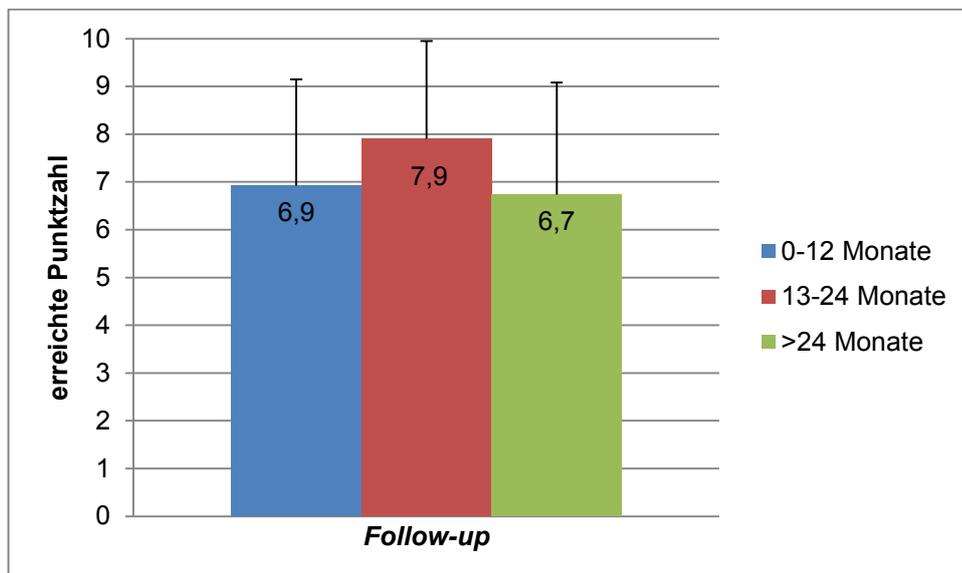


Abb. 33: **Zufriedenheit Nachuntersuchungszeit (Follow-up)**. Es sind die Mittelwerte der Zufriedenheit angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl der VAS aufgetragen, auf der x-Achse die verschiedenen Nachuntersuchungszeiträume.

1.4.3 Geschlecht

Die Geschlechterverteilung ist in Tabelle 37 zur besseren Übersicht noch einmal dargestellt.

Geschlecht	n
männlich	20
weiblich	55

Tabelle 37: **Patientenverteilung (n=Anzahl der Patienten) Subgruppe Geschlecht.**

Die Frauen wiesen im absoluten Constant Score eine Differenz von 48,7 und die Männer von 39,9 auf (Abb. 34). Es waren keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Geschlechts in den Differenzen des absoluten Constant Scores zu beobachten (Mann-Whitney: $p > .05$). Jedoch fällt der Unterschied zwischen Männern und Frauen mit 8,8 Punkten Unterschied deutlich aus.

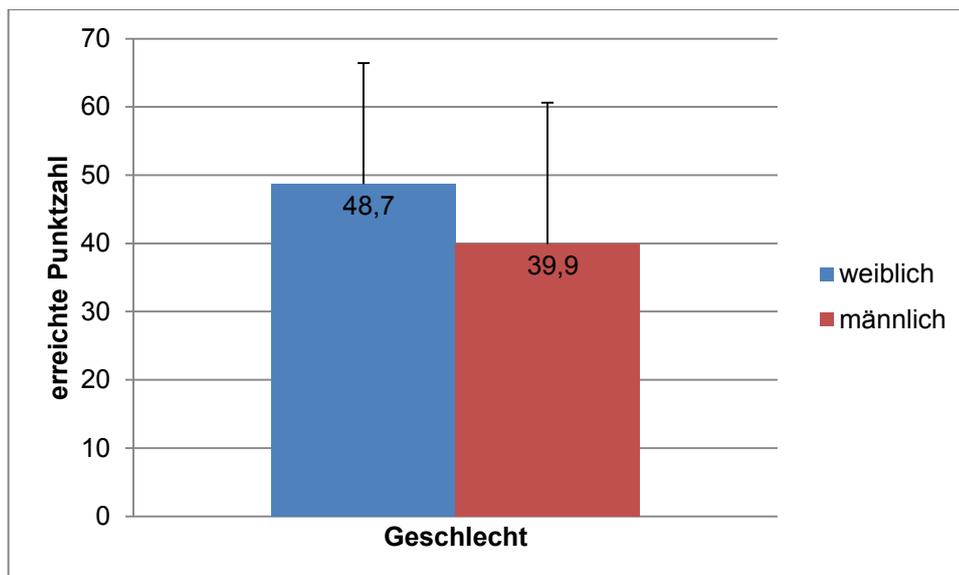


Abb. 34: **Constant Score Geschlecht.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen des absoluten Constant Scores angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die beiden Geschlechter.

Im DASH Score erreichten die Frauen eine Differenz von 42,6 gegenüber 33,4 bei den Männern (Abb. 35). Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (Mann-Whitney: $p > .05$).

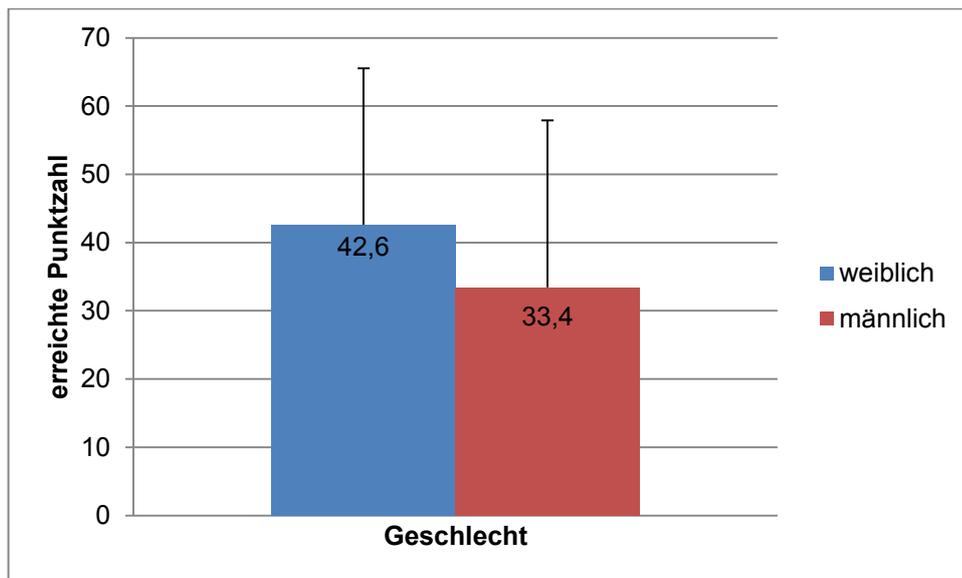


Abb. 35: **DASH Score Geschlecht.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die beiden Geschlechter.

In der VAS war die Zufriedenheit der Frauen mit 7,6 signifikant höher als die der Männer mit 6,5 (Mann-Whitney: $p < .05$). Dazu siehe Abb. 36.

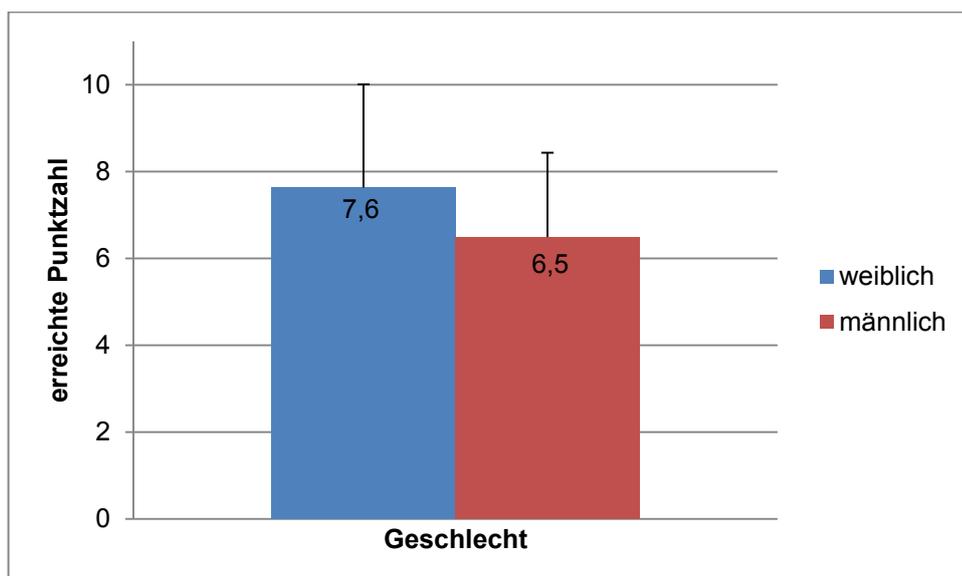


Abb. 36: **Zufriedenheit Geschlecht.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl der VAS aufgetragen, auf der x-Achse die beiden Geschlechter.

1.4.4 Prothesenseite

Es wurden zwei Gruppen gebildet. In einer Gruppe sind dominante Seite und Seite der Prothese gleich und einer zweiten sind jene Seiten ungleich. Die Verteilung der Patienten auf die zwei Gruppen ist in Tabelle 38 dargestellt.

Prothesen- und dominante Seite	n
gleich	58
ungleich	17

Tabelle 38. **Patientenverteilung Subgruppe Prothesenseite.** Dargestellt ist die Anzahl der Fälle (n), bei denen die Prothesenseite gleich der dominanten bzw. ungleich der dominanten Seite war.

Die Differenzen des absoluten Constant Scores unterschieden sich nicht signifikant hinsichtlich der Prothesenseite (Mann-Whitney-U: $p > .05$). Die Differenzen unterschieden sich um 3,5 Punkte (gleich: 47,8 Punkte, ungleich 44,3 Punkte, Abb. 37).

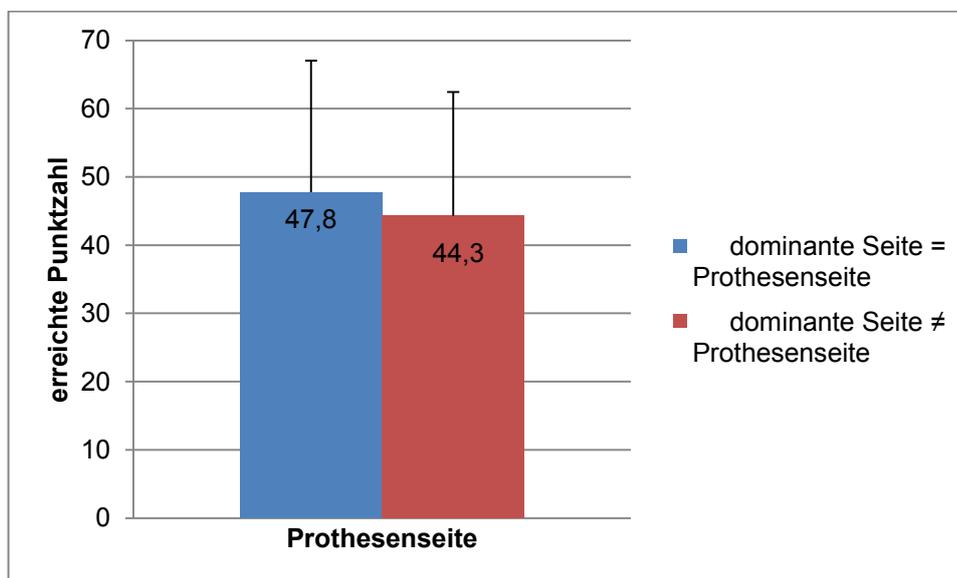


Abb. 37: **Constant Score Prothesenseite.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen des absoluten CM Scores angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse die ist angegeben, ob die Prothesenseite gleich oder ungleich der dominanten Seite ist.

Die Differenz im DASH Score bei Prothese auf der dominanten Seite betrug 40,2 und bei ungleicher Seite 36,0 (Abb. 38). Jedoch ist dieser Unterschied nicht signifikant (Mann-Whitney-U: $p > .05$).

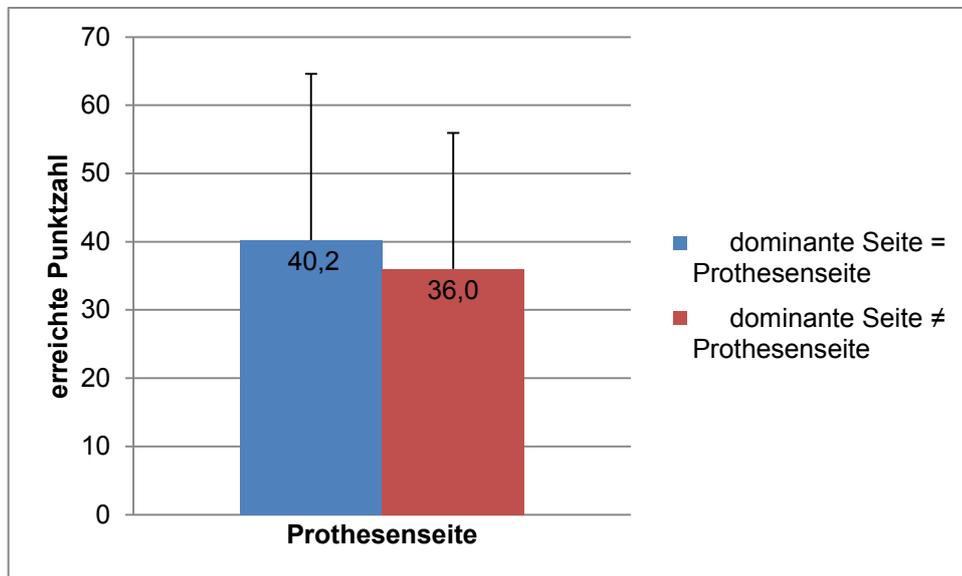


Abb. 38: **DASH Score Prothesenseite.** Es sind die Mittelwerte der Differenzen angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktezahl des Scores aufgetragen, auf der x-Achse ist angegeben, ob die Prothesenseite gleich oder ungleich der dominanten Seite ist.

Die Zufriedenheit der beiden Gruppen war in der VAS mit 7,3 Punkten gleich (Abb. 39).

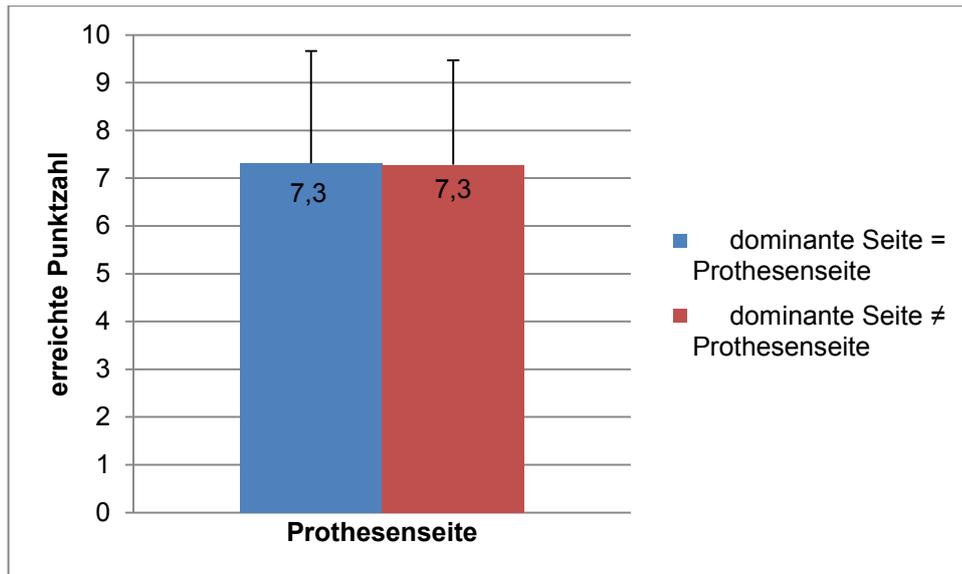


Abb. 39: **Zufriedenheit Prothesenseite.** Es sind die Mittelwerte der Zufriedenheit angegeben (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Punktzahl der VAS aufgetragen. Auf der x-Achse ist angegeben, ob die Prothesenseite gleich oder ungleich der dominanten Seite ist.

2. Radiologische Untersuchung

In der radiologischen Untersuchung sollen geometrische Messungen und im Verlauf nach der Operation radiologisch ermittelte Komplikationen und Probleme aufgezeigt werden. Die Abb. 40 und Abb. 41 zeigen die prä- bzw. postoperativen Bilder eines Patienten mit Implantation einer inversen TESS®-Prothese.

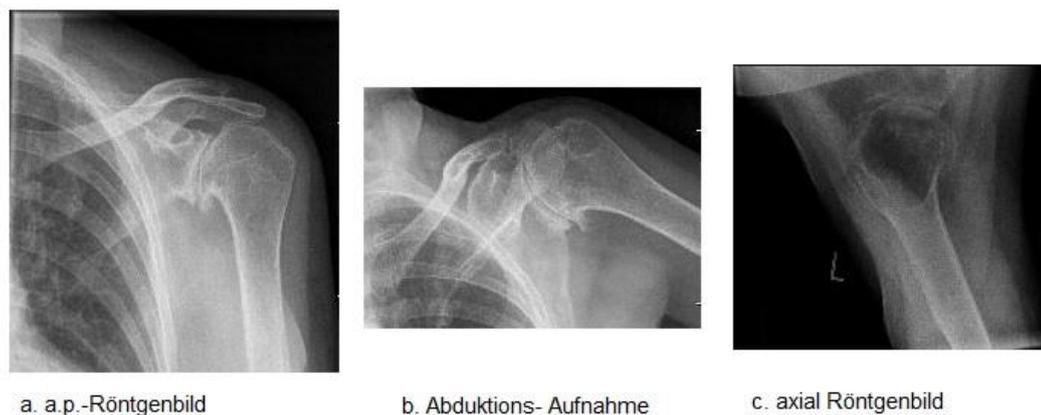


Abb. 40: **Präoperative Röntgenbilder vor Implantation einer TESS® invers.** a. zeigt eine a.p. Röntgenaufnahme; b. eine Abduktionsaufnahme und c. eine axiale Aufnahme. In allen drei Bildern sind typische Arthrosezeichen zu erkennen. In a. zusätzlich ein Humeruskopfhochstand.

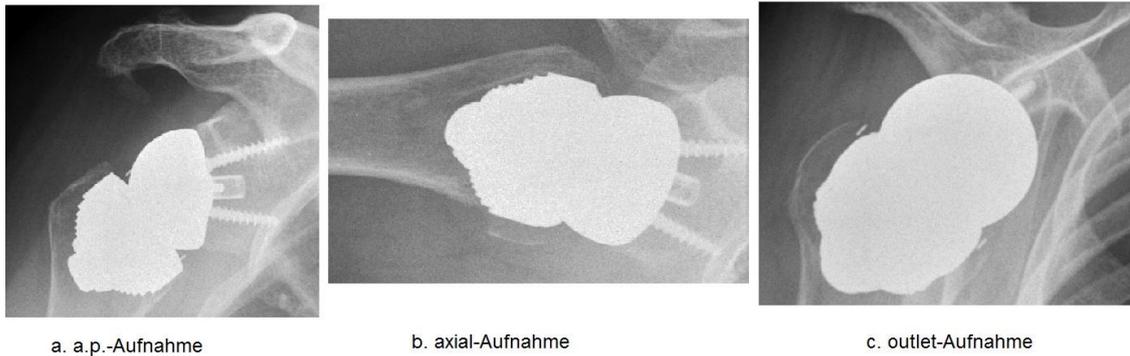


Abb. 41: **Röntgenbilder drei Monate postoperativ nach Implantation einer TESS® invers.** Es zeigt sich ein regelrechter Sitz der Prothese in a. der a.p. Aufnahme; b. der axial-Aufnahme und c. der outlet-Aufnahme. Bildmaterial mit Genehmigung der Springer Science+Business Media.

2.1 Geometrische Analyse

2.1.1 Akromiohumerale Distanz (AHD)

Die AHD vergrößerte sich signifikant (t-Test: $p < .01$) von 4,8 mm auf 20,9 mm (Tabelle 39, Abb. 42).

Akromiohumerale Distanz	n	Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standard-Abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
präop.	62	4,8	4	3,4	1	19
postop.	72	20,9	22	7,5	2	36

Tabelle 39: **Prä- und postoperative Messungen der akromiohumeralen Distanz (AHD).** Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der AHD mit ihrer Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

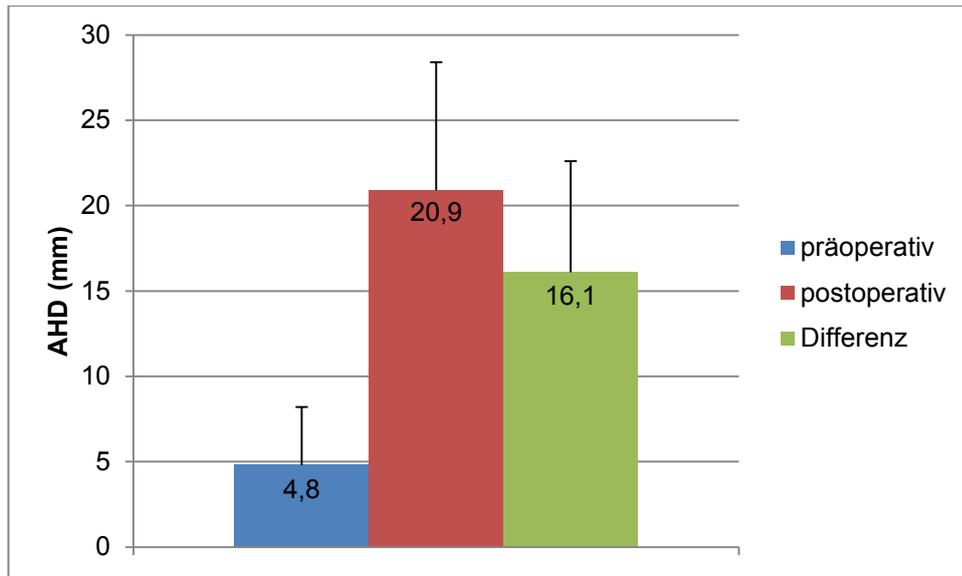


Abb. 42: **Akromiohumerale Distanz (AHD)**. Die Abbildung zeigt die prä- und postoperativen Werte und deren Differenz der AHD (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Länge in mm aufgetragen.

2.1.2 Humeruskopf-Offset (humerales Offset, HO)

Das Humeruskopf-Offset vergrößerte sich signifikant (t-Test: $p < .01$) von präoperativ 24,6 mm auf postoperativ 38,3 mm (Tabelle 40, Abb. 43).

Humeruskopf-Offset	n	Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standard-Abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
präop.	62	24,6	24	2,9	18	31
postop.	71	38,3	38	4,6	29	55

Tabelle 40: **Prä- und postoperative Messungen Humeruskopf-Offset (HO)**. Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des HO mit der Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

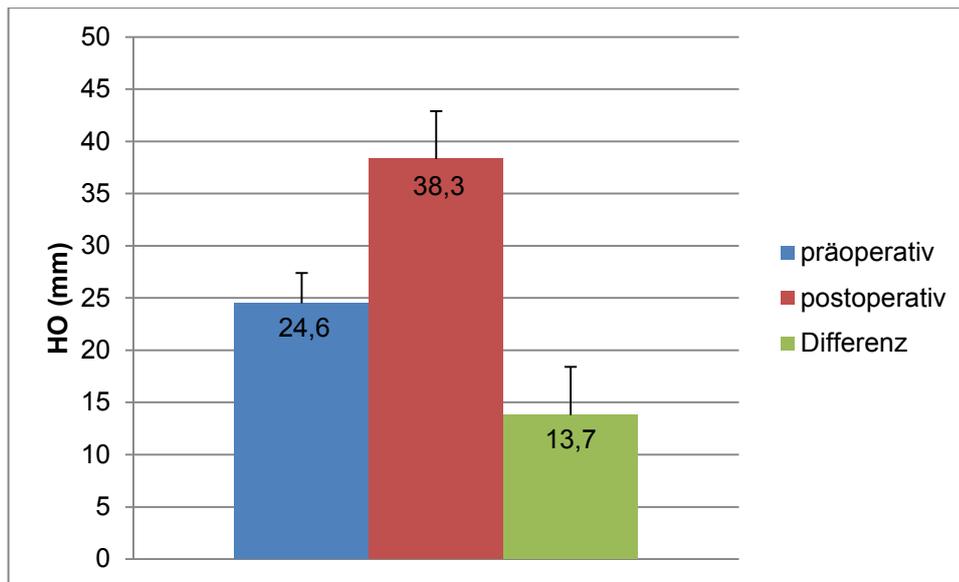


Abb. 43: **Humeruskopf-Offset (HO)**. Die Abbildung zeigt die prä- und postoperativen Werte und deren Differenz des HO (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Länge in mm aufgetragen.

2.1.3 Laterales glenohumerales Offset (LGHO)

Das LGHO verringerte sich signifikant (t-Test: $p < .01$) von 62,2 mm präoperativ auf 56,3 mm postoperativ (Tabelle 41, Abb. 44).

laterale glenohumerale Offset	n	Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standard-Abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
präop.	61	62,2	62	7,2	45	77
postop.	70	56,3	55,5	6,3	43	72

Tabelle 41: **Prä- und postoperative Messungen des lateralen glenohumeralen Offsets (LGHO)**. Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des LGHO mit der Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

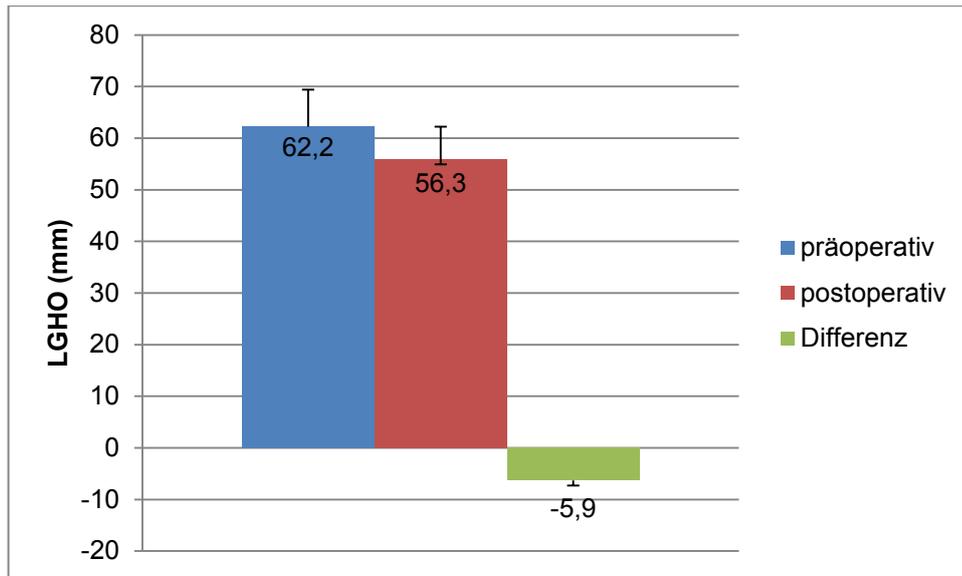


Abb. 44: **Laterales glenohumerales Offset (LGHO)**. Die Abbildung zeigt die prä- und postoperativen Werte und deren Differenz des LGHO (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Länge in mm aufgetragen.

2.1.4 Höhe des Rotationszentrums

Die Höhe verringerte sich signifikant (t-Test: $p < .01$) von 20,6 mm präoperativ auf 16,2 mm postoperativ (Tabelle 42, Abb. 45).

Höhe des Rotationszentrums	n	Mittelwert (mm)	Median (mm)	Standard-Abweichung (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)
präop.	61	20,6	19	7,1	6	38
postop.	70	16,2	16	4,5	7	28

Tabelle 42: **Prä- und postoperative Messungen der Höhe des Rotationszentrums**. Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse der Höhe mit der Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

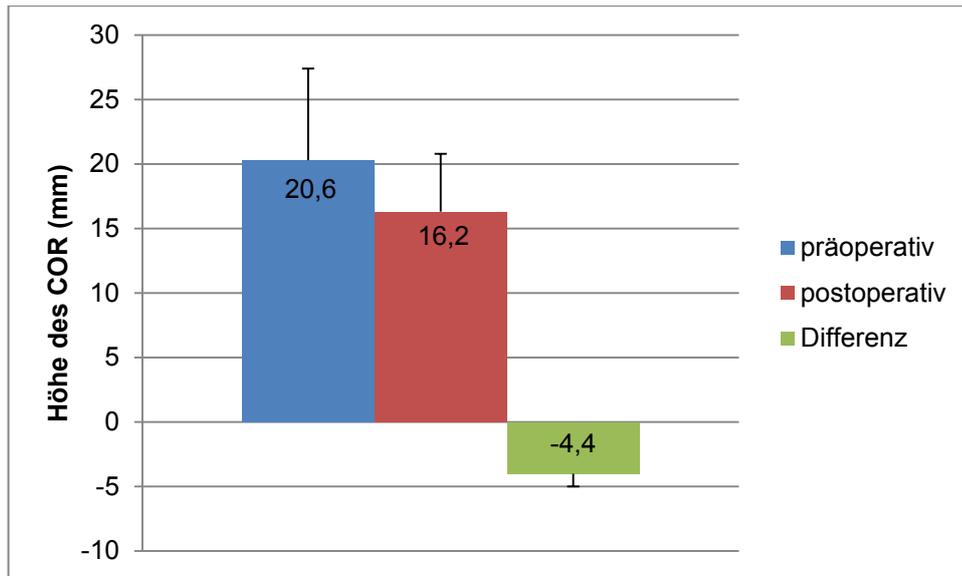


Abb. 45: **Höhe des Rotationszentrums (COR)**. Die Abbildung zeigt die prä- und postoperativen Werte und deren Differenz der Höhe des Rotationszentrums (inkl. Standardabweichungen). Auf der y-Achse ist die Länge in mm aufgetragen.

2.1.5 Hals-Schaft-Winkel

Der Hals-Schaft-Winkel änderte sich signifikant (t-Test $p < .01$) von präoperativ $137,4^\circ$ auf postoperativ $147,8^\circ$ (Tabelle 43).

Hals-Schaft-Winkel	n	Mittelwert (Grad)	Median (Grad)	Standard-Abweichung (Grad)	Minimum (Grad)	Maximum (Grad)
präoperativ	55	137,4	137,5	5,2	127,1	152,0
postoperativ	70	147,8	148,9	7,8	121,4	166,7

Tabelle 43: **Prä- und postoperative Messungen Hals-Schaft-Winkel**. Es sind die prä- und postoperativen Ergebnisse des Hals-Schaft-Winkels mit der Anzahl (n), dem Mittelwert, dem Median, der Standardabweichung, dem Minimum und dem Maximum aufgelistet.

Bei 36 der Prothesen (51,4%) betrug der Winkel zwischen 145° und 155°. Erweiterte man das Intervall um weitere 5° in beide Richtungen, so lagen 58 Prothesen (82,9%) im Bereich von 140°-160° (Abb. 46).

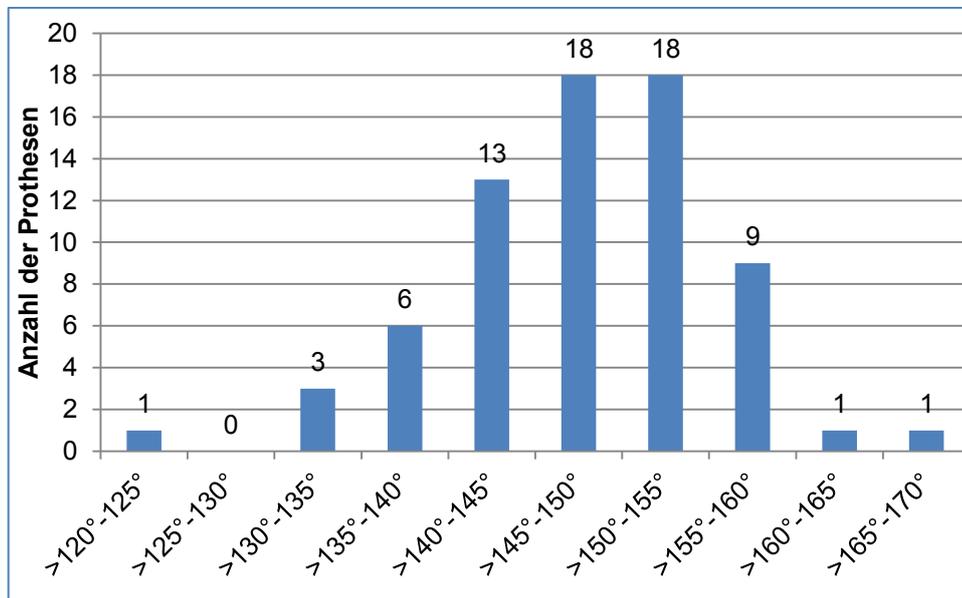


Abb. 46: **Häufigkeitsverteilung des postoperativen Hals-Schaft-Winkels.** Auf der y-Achse ist die Anzahl der Prothesen aufgetragen und auf der x-Achse die jeweilige Gradzahl in 5° Schritten.

2.2 Probleme

2.2.1 Scapular Notching

Für die Einteilung wurde die bereits beschriebene die Klassifikation nach Sirveaux im a.p.-Röntgenbild verwendet. Bei neun Patienten (12%) konnte ein *Scapular Notching* beobachtet werden. Sechsmal wurde Grad 1 und dreimal wurde Grad 2 diagnostiziert. Die Abb. 47 zeigt ein Beispiel für ein Grad 2 *Scapular Notching*.

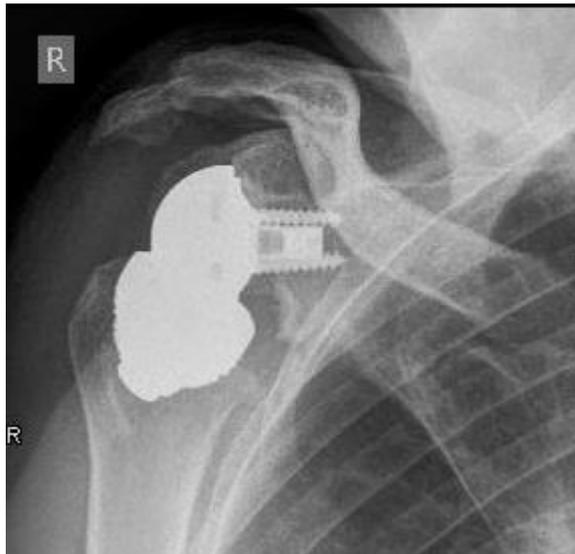


Abb. 47: **Beispielfall Scapular Notching Grad 2 nach Sirveaux.** Das a.p.-Röntgenbild zeigt ein *Notching* Grad 2 bis unter die untere Schraube bei einliegender inverser TESS®-Prothese. Bildmaterial mit Genehmigung der Springer Science+Business Media.

2.2.2 Akromiondeformitäten

Bei insgesamt 5 der 75 Patienten (6,7%) konnten eine Akromiondeformität beobachtet werden. Ein Beispiel ist in Abb. 48 dargestellt.



Abb. 48: **Fallbeispiel Akromiondeformität.** Es handelt sich um eine implantierte inverse TESS®-Prothese mit Schaft. Es zeigt sich ein deutlich abgesunkenes Akromion mit erniedrigter AHD. Bildmaterial mit Genehmigung der Springer Science+Business Media.

2.3 Komplikationen

2.3.1 Prothesenlockerung humerale Komponente

In vier Fällen konnten Lockerungen der humeralen schaftlosen Komponente diagnostiziert werden. Diagnosen der Fälle waren: 1. Z.n. Capica®-Oberflächenersatz und Rotatorenmanschettenruptur bei vorher stattgehabter subcapitaler Humerusfraktur mit Plattenosteosynthese (Lockerung acht Monate postoperativ), 2. Defektarthropathie (Lockerung ein Tag postoperativ), 3. Z.n. subcapitaler Humerusfraktur versorgt mit Plattenosteosynthese und darauf folgender Implantation einer Interimsprothese (Lockerung neun Wochen postoperativ), 4. posttraumatische Defektarthropathie (Lockerung 20 Monate postoperativ). Die Fälle 1-3 konnten mit einer weiteren Operation mit Schaftverlängerung versorgt werden und blieben bis zum *Follow-up* unauffällig (Beispiel siehe Abb. 49). Patient 4 stürzte auf die Schulter, was voraussichtlich zu der beschriebenen Lockerung führte, verweigerte jedoch eine erneute Operation.



Abb. 49: **Beispiel einer gelockerten humeralen Corolla und Revision mit einem Schaft.** Das linke Bild a zeigt eine varisch dislozierte humerale Komponente einer inversen TESS®-Prothese. Das rechte Bild b nach der Revisionsoperation mit zementierter Schaftverlängerung. Mit Genehmigung der Springer Science+Business Media und Deutsche Ärzte-Verlag.

2.3.2 Prothesenlockerung glenoidale Komponente

In sechs Fällen konnten Lockerungen der glenoidalen Prothesenkomponente beobachtet werden. Für Diagnose und Zeitpunkt der Lockerung wurde Tabelle 44 erstellt. In fünf der sechs Fälle wurde eine Revisionsoperation mittels erneuter inverser TESS®-Prothese durchgeführt. Ein Fall verweigerte eine erneute Operation. In einem

der fünf revidierten Fälle wurde im letzten *Follow-up* eine erneute Lockerung diagnostiziert, dieser Patient wünschte ebenfalls keine erneute Operation. Eine Dislokation zeigt Abb. 50.

Patienten mit Glenoidlockerung	Diagnose	Zeitpunkt 1.Lockerung	Zeitpunkt 2.Lockerung
Patient 1	Defektarthropathie	1 Tag postoperativ	
Patient 2	Defektarthropathie	1 Woche postoperativ	
Patient 3	Destruierende Humeruskopfnekrose mit Glenoiderosion	3 Monate postoperativ	
Patient 4	Defektarthropathie	12 Monate postoperativ	
Patient 5	Defektarthropathie	12 Monate postoperativ	3 Monate nach Revision
Patient 6	Defektarthropathie	19 Monate postoperativ	

Tabelle 44: **Zeitlicher Verlauf der Glenoidlockerungen.** Die Tabelle zeigt sechs Patienten mit Glenoidlockerung mit der jeweiligen Diagnose und dem Zeitpunkt der ersten bzw. zweiten Lockerung.



Abb. 50: **Fallbeispiel eines Glenoidausbruchs bei einliegender, schaftloser, inverser TESS®-Prothese.** Das a.p.-Röntgenbild zeigt eine nach kranial dislozierte Glenoidkomponente. Mit Genehmigung Deutsche Ärzte-Verlag.

2.3.3 Weitere Komplikationen

In einem Fall wurde die Prothese wegen eines *low-grade* Infektes in einem zweizeitigen Prozedere auf ein anderes inverses Design gewechselt.

Ein Patient erlitt einen Nervenschaden, welcher durch die neurologische Abteilung als Plexus brachialis Störung mit führender Medianusstörung konsiliarisch bestätigt wurde.

In einem Fall luxierte die Prothese sechs Wochen postoperativ, es erfolgte ein Revisionseingriff mittels *Inlay*-Wechsel und Kapsel-*release*. Darauf luxierte die Prothese drei Wochen postoperativ wiederholt. Nach einem zweiten Revisionseingriff mittels Kapsel-*release* und Anlage eines Thoraxabduktionsgipses für 6 Wochen blieb der Patient unauffällig.

Ein Fall entwickelte ein symptomatisches Os acromiale neun Monate postoperativ, welches mittels Osteosynthese versorgt wurde.

In einem Fall kam es zwei Monate postoperativ zu einer sekundären, adhäsiven Capsulitis mit dorsalen und subakromialen Knochenfragmenten. Es erfolgte ein Kapsel-*release*, sowie die Entfernung der Knochenfragmente.

2.3.4 Zusammenfassung Komplikationen

Bei vier Patienten kam es zu Komplikationen der humeralen Komponente und bei sechs Patienten zu Komplikationen der glenoidalen Komponente, wobei es bei einem der sechs Patienten zu einer weiteren Lockerung kam. Eine humerale Lockerung und zwei glenoidale Lockerungen wurden bereits während des primären Krankenhausaufenthaltes beobachtet. Bei einem Patienten luxierte die inverse Prothese zweimal. Dazu kommt ein Patient mit symptomatischem Os acromiale, ein Patient mit Schultersteife und ein Patient mit Plexusschädigung. Ein Patient wurde aufgrund eines *low-grade* Infektes in einem mehrzeitigem Verfahren auf ein anderes inverses Modell gewechselt. Folglich kam es bei 15 der 75 Patienten (20%) zu Komplikationen.

3. Spezielle Patientenkollektive

In diesem Kapitel wird das Gesamtpatientengut in verschiedene Untergruppen aufgeteilt, welche hinsichtlich des klinischen *Outcomes* verglichen werden sollen.

3.1 Kollektiv Akromiondeformitäten

Im Folgenden sollen die Patienten mit radiologisch ermittelten Akromiondeformitäten hinsichtlich ihres *Outcomes* dargestellt und mit den übrigen Patienten ohne Deformitäten verglichen werden.

3.1.1 Patientendaten

Es handelt sich wie beschrieben um fünf Patienten mit Veränderungen am Akromion. Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 71,8 Jahre. Es handelte sich um zwei Männer und drei Frauen. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit betrug 23,2 Monate. Alle fünf Patienten wurden initial aufgrund einer Defektarthropathie operiert. Vier Patienten blieben im Verlauf bis zur Nachuntersuchung unauffällig. Bei einem Patienten lockerte sich die glenoidale Komponente, welche operativ versorgt wurde.

3.1.2 Ergebnisse

Es wurden nun die postoperativen Ergebnisse des DASH Scores, des relativen Constant Scores und der Zufriedenheit der Patienten mit Akromiondeformität mit denen ohne Akromiondeformität verglichen. Bei den beiden Scores wurden die jeweiligen Werte des letzten *Follow-up* verwendet.

Patienten ohne Veränderungen am Akromion erreichten mit 77,3% gegenüber 74,8% ein leicht besseres Ergebnis im relativem Constant Score, schnitten dafür im DASH Score mit 34,0 Punkten gegenüber 27,7 Punkten etwas schlechter als Patienten mit Akromionveränderungen ab (Tabelle 45). Die Zufriedenheit lag mit 7,5 Punkten in der Gruppe mit Akromionveränderungen gegenüber 7,3 in einem ähnlichen Bereich (Tabelle 45). Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede im relativen Constant Score, im DASH Score und bei der Zufriedenheit beobachten (Mann-Whitney-U: $p > .05$).

Gruppe	Mit Akromiondeformität	Ohne Akromiondeformität
% Constant Score	74,8 % (± 25,4)	77,3 % (± 26,1)
DASH Score	27,7 (± 19)	34 (± 19,6)
Zufriedenheit	7,5 (± 3,4)	7,3 (± 2,3)

Tabelle 45: **Vergleichskollektiv Akromiondeformität.** Es sind die postoperativen Ergebnisse des Constant Scores, DASH Scores und der Zufriedenheit bei Patienten mit und ohne Akromiondeformität angegeben.

3.2 Kollektiv *Scapular Notching*

3.2.1 Patientendaten

Bei den neun Patienten mit einem radiologisch diagnostizierten *Scapular Notching* handelte es sich um zwei Frauen und sieben Männer. Das Durchschnittsalter betrug 69,0 Jahre. Eine Prothese wurde links, acht Prothesen wurden rechts implantiert. Dies entsprach achtmal der dominanten Seite und einmal der nicht dominanten Seite. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit betrug 16,5 Monate. Ein Patient entwickelte ein symptomatisches Os acromiale, welches operativ versorgt wurde. Ein weiterer Patient hatte zuvor eine anatomische TESS®-Prothese, welche aufgrund von Instabilität auf das inverse System gewechselt werden musste.

3.2.2 Ergebnisse

Hier wurde das gleiche Vorgehen, wie bei den Akromiondeformitäten angewandt: Die postoperativen Ergebnisse zum letzten *Follow-up* Zeitpunkt (DASH Score, relativer Constant Scores und Zufriedenheit) der Patienten mit *Scapular Notching* wurden mit denen ohne *Scapular Notching* verglichen. Zudem wurde das Auftreten von *Scapular Notching* mit der Höhe des postoperativen Rotationszentrums über dem Glenoid auf eine Korrelation untersucht.

Der relative Constant Score war bei Patienten ohne *Scapular Notching* mit 78,6 % höher als bei Patienten mit *Scapular Notching* mit 66,4 %. Im DASH Score wiesen die Patienten mit *Notching* mit 38,7 Punkten ein schlechteres Ergebnis auf als die Patienten ohne *Scapular Notching* mit 33 Punkten. Die Zufriedenheit ist bei den Patienten mit *Notching* mit 6,4 Punkten um einen Punkt niedriger als bei den Patienten mit Normalbefund (Tabelle 46). Trotz des Unterschiedes im relativen Constant Score ist keiner der genannten Unterschiede statistisch signifikant (Mann-Whitney-U: $p > .05$).

Gruppe	Mit <i>Scapular Notching</i>	Ohne <i>Scapular Notching</i>
Constant Score	66,4 % (± 30)	78,6 % ($\pm 25,4$)
DASH Score	38,7 ($\pm 21,8$)	33 ($\pm 19,2$)
Zufriedenheit	6,4 ($\pm 2,3$)	7,4 ($\pm 2,1$)
Höhe COR postop.	21,9 mm ($\pm 3,3$)	15,4 mm ($\pm 4,1$)

Tabelle 46: **Vergleichskollektiv *Scapular Notching***. Es sind die postoperativen Ergebnisse des Constant Scores, DASH Scores und der Zufriedenheit bei Patienten mit und ohne *Scapular Notching* angegeben. Weiterhin ist die Höhe des Rotationszentrums (COR) der beiden Gruppen dargestellt.

Die Höhe des Rotationszentrums bei Patienten mit einem *Scapular Notching* betrug postoperativ 21,9 mm. Bei den Patienten ohne *Scapular Notching* betrug diese Höhe postoperativ 15,4 mm (Tabelle 46). Es konnte eine signifikante Korrelation (Pearson $p < .01$) zwischen dem Grad des *Scapular Notchings* (Sirveaux 0-4) und der Höhe des postoperativen Rotationszentrums über der Glenoidunterkante von $r = 0.474$ ermittelt werden.

3.3 Kollektive nach Indikationen

3.3.1 Patientendaten

Das Patientengut wurde in drei Hauptgruppen unterteilt. Ein Patient mit Nervenverletzung wurde keiner der Gruppen zugeteilt und als klinisches Versagen bei einem Constant Score von 18 gewertet. Zu der ersten Gruppe gehören alle Patienten die primär aufgrund einer Defektarthropathie mit einer TESS® invers versorgt wurden. Diese Gruppe wurde in zwei Untergruppen aufgeteilt, zum einen Patienten mit Komplikationen bis zur Nachuntersuchung und zum anderen Patienten ohne Komplikationen. Zur zweiten Gruppe gehören alle Patienten, die bereits vor der TESS® invers mit einer anderen Schulterprothese versorgt wurden. Die dritte Gruppe besteht aus Patienten, die posttraumatisch mit einer inversen TESS®-Prothese versorgt wurden. Angaben zu Anzahl, Geschlecht, Alter, *Follow-up* und Prothesenseite sind in der folgenden Tabelle 47 zur besseren Übersicht aufgelistet.

Gruppe	n	w/m	Alter	Follow-up	Primärer-Schaft ja/nein
1. Defektarthropathie (CTA)	57	40/17	74,7	17,5	6/51
2. Revision	9	7/2	65,6	16,9	5/4
3. Trauma	8	6/2	70	9,8	4/4

Tabelle 47: **Gruppenaufteilung nach Indikationen: Patientendaten.** Es sind die Patientenzuteilungen zu den verschiedenen Indikationsgruppen dargestellt. Weiterhin sind die Geschlechterverteilung, Durchschnittsalter, *Follow-up* und Schaftversorgung der Indikationsgruppen aufgezeigt.

Gruppe 1 beinhaltet Patienten, die primär aufgrund einer Defektarthropathie mit einer inversen TESS®-Prothese behandelt wurden. Nebendiagnosen waren: Fünfmal eine Osteonekrose des Humeruskopfes und ein Gelenkempyem. Dieses Kollektiv wurde

unterteilt in Patienten, die bis zum *Follow-up* eine Komplikation erlitten (Gruppe 1.b, n=11) oder keine Komplikation erlitten (Gruppe 1.a, n=46).

Die zweite Gruppe umfasste neun Patienten, bei denen bei liegender Prothese eine Revision mit dem inversen TESS®-System erfolgte. Hiervon waren bei sechs Patienten vorher eine Capica®-Prothese implantiert, bei einem Patienten eine Eclipse®-Prothese und bei zwei Patienten eine anatomische TESS®-Prothese. Bei allen diesen Patienten kam es zu ausgeprägten Rotatorenmanschettenrupturen, was Anlass war, auf ein inverses System zu wechseln. Der Patient mit Eclipse®-Prothese hatte zusätzlich einen Infekt und wurde in einem zweizeitigen Verfahren mit Interimsprothese auf eine inverse TESS®-Prothese gewechselt.

Die Indikationen der dritten Gruppen lauten: Posttraumatische Defektarthropathie, Z.n. Infekt nach subkapitaler Humerusfraktur, Z.n. Humeruskopffraktur mit sekundärer Osteonekrose und Rotatorenmanschetten-Defekt, posttraumatische Defektarthropathie mit fehlrotiertem Kopf und Tuberculumdislokation, Omarthrose bei Humeruskopffraktur mit Osteosynthese, posttraumatische Omarthrose mit Humeruskopfnekrose und Malrotation des Oberarmkopfes, Rotatorenmanchetten-Massendefekt mit Hill-Sachs-Delle nach vorderer Luxation bei Morbus Parkinson, chronisch verhakter/vorderer Dislokation mit Knochendefekt.

3.3.2 Ergebnisse

Klinische Scores

Es wurden nun die postoperativen Werte zum *Follow-up* Zeitpunkt des relativen Constant Scores, des DASH Scores und der Zufriedenheit miteinander verglichen. Der relative Constant Score betrug im Mittel in der primären Defektarthropathiegruppe 79,7% ($\pm 25,8$), in der Revisionsgruppe 73,5% ($\pm 29,1$) und in der Traumagruppe 67,3% ($\pm 16,2$). Der DASH Score betrug im Mittel in der primären Defektarthropathiegruppe 31,2 ($\pm 18,4$), in der Revisionsgruppe 35,3 ($\pm 17,7$) und in der Traumagruppe 40,4 ($\pm 16,2$). Zur besseren Übersicht wurde Abb. 51 angefertigt.

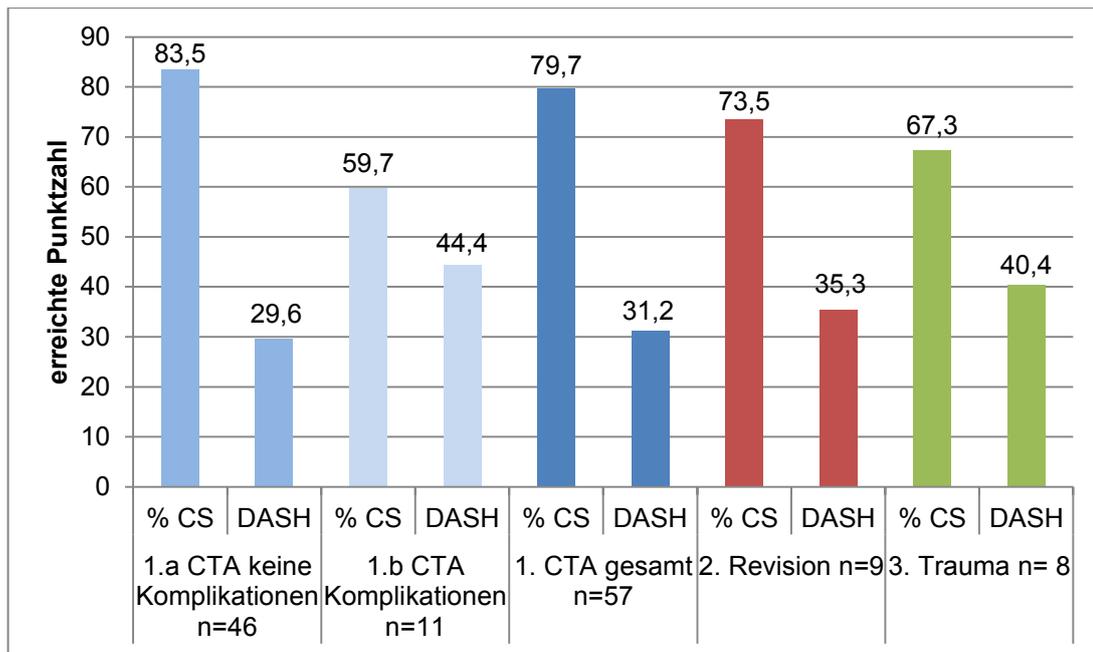


Abb. 51: **Zusammenhang der postoperativen Scores und der primären Indikation.** Die roten Balken entsprechen der Revisionsgruppe, die blauen Balken der CTA Gruppe, wobei die Gesamtgruppe dunkelblau und die komplikationsabhängigen Untergruppen in hellerem blau dargestellt sind. Die grünen Balken zeigen die Trauma-Gruppe. Auf der y-Achse ist die jeweils erreichte Punktzahl des Scores aufgeführt. Auf der x-Achse sind unten die Kollektive aufgeführt: Kollektiv 1: CTA gesamt beinhaltet alle Patienten, die wegen einer Defektarthropathie mit einer inversen Prothese versorgt wurden. Dieses Kollektiv wurde unterteilt in Patienten, die bis zum *Follow-up* eine Komplikation erlitten (1.b) oder keine Komplikation erlitten (1.a). Kollektiv 2: Revision beinhaltet Patienten, die bereits vorher mit einem anderen Schulterprothesenmodell versorgt wurden. Kollektiv 3: Trauma beinhaltet Patienten, die aufgrund von traumatischen Ereignissen wie Frakturen eine inverse TESS®-Prothese implantiert bekamen. Zusätzlich sind darüber auf der x-Achsenbeschriftung zu den jeweiligen Kollektiven die erhobenen Scores dargestellt.

Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Hauptgruppen im relativen Constant Score und DASH Score beobachtet werden (Kruskal-Wallis $p > .05$). Die Patienten, die nach Implantation einer TESS®-Prothese bei primärer Defektarthropathie eine revisionswürdige Komplikation erlitten, hatten zum *Follow-up* Zeitpunkt mit 59,7% einen signifikant (Mann Whitney U $p < .05$) niedrigeren relativen Constant Score gegenüber den Patienten ohne Komplikation mit 83,5%.

Komplikationen

In der primären Defektarthropathiegruppe kam es in 11 Fällen zu Komplikationen (=19%), in der Revisionsgruppe in einem Fall (=11%) und in der Trauma Gruppe in drei Fällen (=37,5%). Die jeweiligen Komplikationen sind im Kapitel 2.3 Komplikationen des Ergebnis-Teils erläutert.

IV. Diskussion

1. Klinische Ergebnisse

Es verbesserten sich sowohl der *Constant Score* als auch der *DASH Score* signifikant. Der *Constant Score* stieg um 46,2 Punkte von 8,3 auf 54,5 bzw. um 65,2% von 11,6% auf 76,8%. Auch der *DASH Score* verbesserte sich signifikant um 39,3 Punkte von 73 auf 33,7. In der visuellen Analogskala erreichte die Gesamtzufriedenheit 7,3 von 10 Punkten. Weiterhin wurden die Patienten in die Gruppen Defektarthropathie, Revision und Trauma unterteilt. Beim Blick auf diese Gruppen ist zu beobachten, dass die primären Defektarthropathien mit 79,7% gegenüber den Revisionen mit 73,5% und den posttraumatischen Fällen mit 67,3% besser abschnitten. Ein signifikanter Unterschied war jedoch nicht zu erkennen. Patienten die eine Komplikation im Verlauf erlitten, hatten ein signifikant schlechteres *Outcome*. Die *Scores* stiegen mit Dauer des *Follow-ups* an.

Die inverse Schulterendoprothetik nach Grammont zeigte für die Defektarthropathie bereits in Studien seit den 1990er Jahren gute Verbesserungen der Funktion und Patientenzufriedenheit [13, 34-42]. Selbst bei einem durchschnittlichen *Follow-up* von 93 Monaten konnten Ek et al. [43] einen relativen *Constant Score* von 74% beobachten. Leung et al. [44] verglichen in 56 Fällen mit einer Defektarthropathie inverse Prothesen (n=36) gegen Hemiprothesen (n=20) und zeigten einen signifikanten Vorteil der inversen Prothesen bezüglich Schmerzreduktion und Schulterfunktion/-beweglichkeit. Patienten mit einem lateralisierten Glenosphären-*Offset* zeigten ähnliche Ergebnisse in *Scores* verglichen mit herkömmlichen Glenosphären, wobei eine verbesserte Außenrotation bei Patienten mit einem lateralisierten-*Offset* beobachtet werden konnte [45]. Dies könnte damit zusammenhängen, dass restliche Anteile der Rotatorenmanschette durch das vergrößerte *Offset* eine erhöhte Vorspannung erlangen [46, 47].

Die bis dato veröffentlichten Studien, die von Fallreihen mit inversen TESS-Prothesen berichten, sind noch selten, konnten jedoch ebenfalls gute klinische Ergebnisse berichten. Teissier et al. [48] berichten bei 91 Fällen und einem *Follow-up* von 41 Monaten einen relativen *Constant Score* von 90%, bei jedoch einem ebenfalls hohen präoperativen *Score* von 40%. Kadum et al. [49] konnten 40 Fälle mit einem *Follow-up* von 39 Monaten nachuntersuchen und beobachteten eine Verbesserung im *Quick-DASH-Score* von 68 auf 30 Punkte. Ballas et al. [50] konnten 56 schaftlose inverse TESS-Prothesen mit einem *Follow-up* von 59 Monaten evaluieren. Hier zeigte sich ein

postoperativer absoluter Constant Score von 62 Punkten. Die klinischen Scores dieser drei Studien liegen etwas über den bei uns beobachteten Werten unseres Gesamtpatientengutes. Hierfür sind mehrere Gründe zu nennen: Zum einen haben alle drei Studien im Vergleich ein längeres *Follow-up* als die bei uns vorliegenden 17 Monate. Wir konnten beobachten, dass mit steigendem *Follow-up* eine Verbesserung der klinischen Scores stattfindet. Zudem ist das Patientengut der Studien mehr selektiert als in unserer Studie, es wurden meist nur Patienten mit degenerativen Krankheitsbildern eingeschlossen. In unserer Studie wurden ebenfalls Revisionsfälle und Frakturen nachuntersucht. Insgesamt kann festgehalten werden, dass die klinischen Ergebnisse der TESS-Prothesen in der Literatur denen anderer Prothesendesigns gleichen.

Eine Reihe von Studien zeigen für inverse Prothesen in Fällen proximaler Humeruskopffrakturen zufriedenstellende Ergebnisse [51-54], jedoch sind Komplikationen häufig beschrieben [55, 56]. Hussey et al. [57] beobachteten Verbesserungen in *Outcome* und Schmerz in 19 Fällen mit inverser Prothese nach zuvor fehlgeschlagener Osteosynthese einer proximalen Humeruskopffraktur; die Autoren beschrieben jedoch auch in 5 Fällen (26%) größere Komplikationen (Frakturen und Komponentenlockerungen). Vergleicht man die inversen Prothesen mit Hemiprothesen bei proximalen Humeruskopffrakturen, so kommen Wang et al. [58] zu dem Schluss, dass inverse Prothesen den Hemiprothesen überlegen seien. Arbeiten von Ferrel et al. [59] und Schairer et al. [60] sehen diesen Unterschied nicht so deutlich, verweisen aber auf eine wohl zunehmende klinische Präsenz der inversen Prothesen mit sich mittlerweile bessernden Ergebnissen. Im deutlich fortgeschrittenen Patientenalter scheint sich in einigen Studien abzubilden, dass die inversen Prothesen im Vergleich mit Hemiprothesen mittelfristig bessere klinische Ergebnisse erreichen [61, 62].

Ein wichtiger Faktor bezüglich des funktionellen *Outcomes* der Patienten ist die jeweilige präoperative Indikation. Eine Reihe von Studien vergleichen nun Patientengruppen mit unterschiedlichen Indikationen: Boileau et al. [63] beobachteten signifikant bessere Ergebnisse bei Patienten mit einer Defektarthropathie gegenüber Patienten mit Revisionseingriffen. Wall et al. [34] konnten erkennen, dass Patienten mit einer Defektarthropathie, Omarthrose oder massiven Rotatorenmanschettenrupturen ein signifikant besseres Ergebnis gegenüber Patienten mit Revisions- oder posttraumatischen Eingriffen hatten. Dieser Zusammenhang konnte in der Literatur durch weitere Autoren beschrieben werden [64-67]. Alle diese Studien untersuchten jedoch keine schaftlosen TESS-Prothesen nach. Diese Beobachtungen lassen sich

auch auf unser Patientengut übertragen, dort konnten wir ebenfalls bessere klinische Ergebnisse in der Defektarthropathiegruppe gegenüber den Fraktur- und Revisionsfällen beobachten, jedoch ohne eine Signifikanz nachzuweisen.

2. Radiologische Ergebnisse

Die postoperativen Ereignisse wurden in Komplikationen und Probleme unterteilt. Diese Einteilung geht zurück auf die Definition von Zumstein et al. [30]. Probleme sind definiert als intra- und postoperative Ereignisse, die das *Outcome* der Patienten nicht beeinflussen, wie *Scapular Notching* und Akromiondeformitäten. Als Komplikationen wurden solche definiert, die negativen Einfluss auf das *Outcome* der Patienten haben, wie Dislokation, humerale oder glenoidale Lockerungen, Infektionen, Nervenschädigungen und Frakturen.

2.1 Probleme

2.1.1 Scapular Notching

In der vorgelegten Studie wurde bei neun Patienten ein *Scapular Notching* beobachtet, was in etwa 12,5% entspricht. Hiervon haben sechs Fälle einen sehr geringen *Notching* Grad 1 und drei Fälle einen *Notching* Grad 2. Durch die Medialisierung des Rotationszentrums kommt es bei der inversen Prothese nach Grammont sehr häufig zu einem Anschlag der Prothese an den unteren Rand des lateralen Skapulahalses. Auf lange Sicht besteht die Gefahr der Lockerung der glenoidalen Prothesenkomponente [31]. In der Literatur ist die Häufigkeit mit einer großen Spannweite von 0-96% beschrieben worden [13, 31, 34, 36, 37, 40, 43, 50, 63-65, 68-71]. Zudem steigt die Inzidenz mit zunehmender Zeit [36]. Es gibt verschiedene Lösungsansätze, um ein *Scapular Notching* zu vermeiden: Boileau et al. [72] untersuchten 42 Patienten mit *Bony-Increased-Offset* inversen Schulterprothesen, welche über ein lateralisiertes Rotationszentrum verfügten. Hier kam es bei 19% der Patienten zu einem *Notching*, was deutlich weniger war als 68% in einer vorherigen Studie [63]. Eine Studie von Athwal et al. [73] konnte eine signifikant höhere *Notching*-Rate bei 20 Patienten mit klassischer inversen Grammont Prothese (75%) verglichen mit 20 Patienten mit einer *BIO*-inversen Prothese (40%) finden. In einer Studie von Cuff et al. [37] wurde nur ein *Notching* von 9% beobachtet. Dies liegt höchstwahrscheinlich am Prothesentyp Encore®, welches über ein metallisches lateralisiertes Rotationszentrum verfügt, was niedrigeren Raten von *Notching* führt [74,

75]. Katz et al. [75] konnten ebenfalls mit einem metallisch lateralisierten *Offset* eine niedrigere *Scapular Notching Rate* beobachten als in vorherigen Ergebnissen. Hettrich, et al. [76] konnten ebenfalls in einer biomechanischen Studie zeigen, dass eine *impingement*-freie Bewegung durch eine lateralisierte Glenosphäre erhöht wurde. Interessanterweise konnte dieselbe Studie nachweisen, dass eine erhöhte präoperative *ROM* zu erhöhtem *Notching* führt. In einer randomisierten prospektiven Studie zeigten Edwards et al. [77], dass eine 10°-Inklination der Glenoidkomponente nicht vor *Scapular Notching* schützt. Auch Kempton et al. [78] kommen in einer Evaluation von 71 Patienten mit einem Minimum *Follow-up* von 12 Monaten zu dem Ergebnis, dass eine 10°-Inklination verglichen mit einer neutral implantierten Basisplatte kein Risikofaktor für *Scapular Notching* sei. Mizuno et al. [69] verglichen in ihrer Studie Patienten mit einer zentrischen oder exzentrischen Glenosphäre. Eine *Scapular Notching*-Inzidenz von 40% war nach 30 Monaten *Follow-up* in beiden Gruppen nicht unterschiedlich, jedoch war die Schwere des *Notchings* in der exzentrischen Gruppe signifikant geringer. Zu einem ähnlichen Zeitpunkt zeigte eine Studie von de Biase et al. [79] bei 25 Patienten (*Follow-up* 24 Monate) mit exzentrischem Glenoid ein völliges Ausbleiben des *Notchings*. De Wilde et al. [80] kommen zu dem Ergebnis, dass der Überhang der Glenosphäre an der Unterkante des Glenoids die effektivste von allen möglichen Verhinderungsmethoden sei. Dass der Überhang der Glenosphäre der beste Faktor zur Vermeidung des *Scapular Notching* ist, zeigen auch Studien von Simovitch et al. [81] und Roche et al. [82]. Dies kann entweder durch exzentrische Glenosphären oder durch eine möglichst weit unten am Glenoid angebrachte Basisplatte sichergestellt werden [83]. Kelly 2nd et al. [84] empfehlen das Loch für die Basisplatte ca. 12 mm oberhalb des unteren Rand des Glenoids zu bohren, um eine optimale Position zu erlangen. Ein *Review* zeigte, dass Prothesen mit einem humeralen Inklinationwinkel von 155° verglichen mit 135° eine signifikant höhere Rate von *Scapular Notching* aufwiesen, jedoch nicht von Glenoidlockerungen [85]. In den veröffentlichten TESS® Studien spielte *Scapular Notching* nur noch eine untergeordnete Rolle. Ballas et al. [50] beobachteten bei 9% ihrer Patienten mit einer inversen TESS®-Schulterprothese ein *Notching*, welches ein Jahr nach der Operation auftrat, jedoch bis zum letzten *Follow-up* keine Progression zeigte. Teissier et al. [48] beobachteten bei einem *Follow-up* von 41 Monaten bei 91 inversen TESS® Prothesen ein *Notching* in 17 Fällen (19%, sechzehnmal Grad 1 und einmal Grad 2). Kadum et al. [86] beobachteten kein *Notching* in 21 Schultern mit TESS®-Prothesen und erklärten sich dies mit dem besonderen Design hinsichtlich des größeren Überhangs am unteren Glenoid, dem Kippen der Glenosphäre nach unten und dem Osteotomiewinkel am Humerus [86]. In einer weiteren Studie von Kadum et

al. [49] wird von einem *Scapular Notching* von 30% bei 40 Prothesen berichtet. Diese Studie konnte ebenfalls einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Auftreten von *Notching* mit einem verminderten Überhang der Glenosphäre aufzeigen. Bei Betrachtung unserer Ergebnisse kommt man zu der Schlussfolgerung, dass bei den inversen TESS®-Prothesen, so wie sie bei uns implantiert wurden, *Scapular Notching* nicht mehr in einem Maße auftritt wie in älteren Studien. Auch klinisch waren die Ergebnisse der Patienten mit und ohne *Notching* nicht signifikant unterschiedlich.

Unsere Ergebnisse zeigten eine signifikante Korrelation zwischen der postoperativen Höhe des Rotationszentrums über der Glenoidunterkante und *Scapular Notching*. Dies bedeutet, je höher die Basisplatte an das Glenoid angebracht wird, desto eher kommt es zu einem *Scapular Notching*. Katz et al. [75] konnten ebenfalls beschreiben, dass stark kranial implantierte Basisplatten signifikant mit *Scapular Notching* assoziiert sind. Dies kann damit erklärt werden, dass Patienten mit einer geringen Höhe bei dieser Messtrecke (*height COR*) möglicherweise mehr inferioren Überhang der Glenosphäre besitzen. Dieser Überhang wird in der Literatur als der Faktor diskutiert, der den größten Einfluss auf das Auftreten von *Scapular Notching* hat [80-82].

2.1.2 Die Rolle des Akromions

Das Akromion ist bei Patienten mit inverser Schulterprothese einer besonderen Belastung ausgesetzt. Zunächst ist bei einem Großteil der Patienten bereits vor der Implantation durch die Kranialisierung des Humeruskopfes das Akromion ausgedünnt [14]. Zudem stellt das Akromion einen der drei Ursprünge des Deltamuskels dar, welcher für die Funktion und Stabilität inverser Prothesen von großer Bedeutung ist [31, 87]. Durch Distalisierung von Rotationszentrums und Humerus kommt es zu einer größeren Spannung und Stressentwicklung auf das Akromion. Durch eine Fraktur oder chronischen Stress ausgelöstes Absinken des Akromions kann es zum Verlust der Spannung des Deltamuskels und somit zu Funktions- und Stabilitätsproblemen führen. Im letzten *Follow-up* konnte bei fünf Patienten ein Absinken des Akromion beobachtet werden. Zudem ließen sich funktionell und subjektiv keine signifikanten Unterschiede zu den übrigen Patienten ohne Akromiondeformität beobachten. Keiner der Patienten musste operativ versorgt werden.

Walch et al. [88] berichteten in einer Multicenterstudie von 457 inversen Prothesen, wovon bei 41 präoperative Akromionpathologien (z.B. Os acromiale 23 Fälle, erworbene Läsionen, wie Fraktur 17 Fälle; Pseudarthrose 1 Fall) diagnostiziert wurden. Patienten mit Os acromiale hatten überraschenderweise ein statistisch signifikant besseren *Constant Score*, als Patienten ohne Akromionpathologie. Auch die anderen

Patienten mit Akromionpathologie waren den Patienten ohne Akromionpathologie im Constant Score nicht unterlegen. Weiterhin wurde bei den 41 Patienten mit Akromionpathologie ein Absinken des Akromions durch Implantation einer inversen Prothese („*inferior acromial tilt*“ [88]) in 27 von 41 Fällen mit beobachtet. War präoperativ bereits ein abgesunkenes Akromion beobachtet worden, schritt dies in sieben von neun Fällen weiter voran. Auch in dieser Studie fanden die Autoren keinen Unterschied im Constant Score zwischen Patienten mit und ohne Absinken des Akromions. Weiterhin berichten Walch et al. [88] von vier Patienten mit einer postoperativen Fraktur der Spina scapulae. Diese Patienten unterschieden sich deutlich von denen mit einem abgesunkenen Akromion. Sie sind durch einen deutlich niedrigeren Constant Score, folglich mit erhöhten Schmerz und reduzierter Beweglichkeit aufgefallen. Drei Patienten wurden konservativ behandelt, ein Patient wurde nach Sturz operiert, jedoch alle mit niedrigen Constant Score im Ergebnis. Eine Erklärung für die gute Funktion bei nur abgesunkenen Akromion sehen Walch et al. [88] u.a. darin, dass die restlichen Teile des Ursprungs an der Spina scapulae und Clavicula ausreichen, um die Funktion zu kompensieren.

Hamid et al. [89] beobachteten bei 8 von 162 inversen Prothesen (4,9%) nach durchschnittlich 35 (16-51) Monaten *Follow-up* eine Akromionfraktur. Bei sechs der acht Patienten entwickelte sich plötzlich eine Verschlechterung von Schmerz und Bewegung. Ein Patient stürzte und ein Patient hatte einen Autounfall. Alle Patienten wurden konservativ behandelt. Sechs der acht Frakturen heilten nicht richtig aus. Die Autoren kamen zu dem Entschluss, dass durch die konservative Therapie zwar die globale Schulterfunktion niedrig war, jedoch in der letzten Befragung es nicht zu chronischen Schmerzen kam. Die Therapie sei angemessen. Young et al. [90] berichten in einer Serie von 18 Fällen mit rheumatoider Arthritis von einer Akromionfraktur mit darauf folgendem Absinken des Akromions. Der Patient hatte keine Schmerzen und verfügte über gute Beweglichkeit. Werner et al. [64] beobachteten bei 58 Patienten vier Frakturen des Akromions oder der Spina scapulae. Die Frakturen wurden von den Autoren als Müdigkeitsfrakturen angesehen. Zwei Fälle wurden operativ versorgt und die zwei anderen konnten laut Autor erfolgreich konservativ behandelt werden. Teissier et al. [48] berichteten bei 91 inversen TESS®-Prothesen eine Stressfraktur der Spina Scapulae. Diese wurde konservativ orthopädisch mit einer Abduktionsschiene für 2 Monate behandelt was zu einem guten klinischen *Outcome* führte. López et al. [91] beobachteten retrospektiv in 126 Fällen inverser Prothesen vier Scapula-Insuffizienz-Frakturen nach durchschnittlich 11,9 Monaten. Es waren keine Revisionseingriffe nötig. Die Scores der Patienten mit Fraktur

stiegen von prä- zu postoperativ signifikant, waren jedoch niedriger als in der Kontrollgruppe ohne eine solche Fraktur.

Die bei uns beobachteten Veränderungen am Akromion entsprechen wohl am ehesten den von Walch et al. [88] beschriebenen „*inferior acromial tilts*“, da die Ergebnisse in den Scores sich von den Patienten mit normalen Akromion nicht unterschieden. Es sollte eine Trennung zu Patienten gemacht werden, die über eine akute Fraktur des Akromions verfügen und durch Schmerzen und eingeschränkte Beweglichkeit auffallen.

2.2 Komplikationen

2.2.1 Glenoid-Komplikationen

Lockerungen der glenoidalen Komponenten stellten mit sechs Fällen in unserer Studie die häufigste Komplikation dar. Bei Durchsicht der Literatur werden Lockerungsraten von 0-8% beschrieben [13, 35, 37, 38, 40, 43, 50, 65, 68, 92, 93]. In unserer Studie wurde jede Lockerung erneut mit einer inversen Prothese versorgt, sofern der Patient die OP nicht ablehnte. Dies ist ein Vorgehen, welches ebenfalls in der Literatur beschrieben wird [92]. Kommt es jedoch zu einem zu ausgeprägten Knochenverlust im Bereich des Glenoids, so ist in seltenen Fällen nur noch ein Wechsel auf eine Hemiprothese mit Großkopf möglich [38, 43]. Ballas et al. [50] beobachteten in 56 inversen TESS-Prothesen drei Lockerungen, wovon zwei erneut mit einer inversen Prothese versorgt wurden und eine aufgrund eines reduzierten Gesundheitszustandes des Patienten nur explantiert wurde. Kadum et al. [49] beobachteten in 40 inversen TESS-Fällen vier Lockerungen der glenoidalen Komponente, wobei drei mit einem *Scapular Notching* assoziiert waren. Teissier et al. [48] beschreiben keine Lockerungen bei ihren inversen TESS Fällen.

Die Anzahl der gewählten Schrauben könnte einen Einfluss auf die ossäre Integration des Glenoids haben. James et al. [94] kamen in einer biomechanischen Untersuchung zu dem Ergebnis, dass die Verwendung von vier Schrauben gegenüber zwei Schrauben (inferior und superior) keine unterschiedlichen Bewegungen der Glenoidbasisplatte bewirkt. Bei einer posterioren Schraube sollte man zudem Vorsicht walten lassen, da sowohl der N. als auch die A. suprascapularis verletzt werden könnten [95, 96]. Roche et al. [97] konnten in einer biomechanischen Studie zeigen, dass eine konvexe gegenüber einer flachen Rückfläche des Glenoids keine Unterschiede in der Fixierung bewirkt. Ein zu ausgeprägtes laterales *Offset* der

Glenosphäre kann eine erhöhte Spannung auf die Oberfläche des Glenoids bewirken, was zu einer verfrühten Lockerung führen kann [98, 99]. Boileau et al. [72] beobachteten bei 42 Patienten mit einem *BIO-Offset* (s.o.) keine Lockerungen des Glenoids. Dies führen die Autoren auf den zusätzlichen implantierten Knochen und den ebenfalls lateralisierten Knochen-Prothesen-Übergang, welcher mit Reduktion der Schwerkraft einhergeht, zurück. Aufgrund des präoperativ häufig vorhandenen kranialen Abriebes des Glenoids durch einen länger bestehenden Humeruskopfhochstand, kann es leicht zu einem nach kranial zeigend eingebauten Glenoid kommen. Dieser sogenannte ‚*superior tilt*‘ der glenoidalen Komponente kann zu Druckkräften von kaudal führen, welche eine verfrühte Lockerungen bewirken [100]. Kontrovers zu diesem Zusammenhang steht jedoch eine biomechanische Studie von 2015 aus Korea, welche bei Glenoiden mit inferiorer *tilt* erhöhte Mikrobewegungen messen konnten und eine reduzierte Primärstabilität und erhöhte Lockerungsraten in diesen Fällen vermuten [101]. Die Frage des optimalen *tilts* der Glenoidkomponente ist zurzeit noch nicht abschließend geklärt. Auch die Größe der gewählten Glenosphäre scheint eine Rolle zu spielen, so beobachteten Cusick et al. [102], dass Patienten mit kleineren Größen weniger Lockerungen vorwiesen und vermuten, dass eine größere freiliegende Oberfläche der Glenosphäre mehr Anschlagmöglichkeiten bietet. Wagner et al. [103] führten in 40 von insgesamt 143 Revisions Eingriffen von einer anatomischen auf eine inverse Prothese ein *bone-grafting* am Glenoid durch. In 4 der 40 Fälle war aufgrund von Glenoidlockerungen eine Revisionsoperation nötig.

2.2.2 Humerale Komplikationen

Die Lockerungen in unserer Studie traten bei zwei Patienten der Frakturgruppe, einem Patienten der Revisionsgruppe und einem Patienten in der Defekarthropathiegruppe auf. Die letzte genannte Lockerung in der Defekarthropathiegruppe wurde direkt am ersten postoperativen Tag diagnostiziert. In den anderen drei Fällen war der proximale humerale Knochen bereits durch endoprothetische Versorgung bzw. Frakturen vorgeschädigt. Der Patient aus der Revisionsgruppe wurde initial auch aufgrund einer Fraktur endoprothetisch versorgt (s.o.). Nach einer Revision mit Schaftverlängerung zeigten sich in drei der vier Fälle keine Komplikationen bis zum letzten *Follow-up*.

Eine Schädigung des proximalen Humerus kann im Revisionfall zu Problemen führen [104]. Stephens et al. konnten zeigen, dass postoperativ nach Revision auf eine inverse Prothese die aktive Bewegung bei Patienten ohne präoperativen proximalen Kochenverlust am Humerus signifikant den Patienten mit Knochenverlust überlegen

war [104]. Cuff et al. [105] implantierten in einer biomechanischen Studie 24 inverse Schulterprothesen mit Schaft in Kunstknochen und setzten diesen einem gewissen Drehmoment aus. In zwölf Modellen war der proximale Humerus bereits mit Knochenverlust versehen. Es konnte eine signifikante Zunahme von Mikrobewegungen in der Gruppe mit Knochenverlust im Vergleich zu intakten Knochen beobachtet werden. Zudem überstanden in der Knochenverlustgruppe nur 7 von 12 Implantaten die Testung, wohingegen in der Gruppe mit intakten proximalen Knochen 10 der 12 Implantate die Testung überstanden. Diese Ergebnisse könnten schlussfolgern lassen, dass Patienten nach Revision einer metaphysär verankerten Schulterprothese ein besseres *Outcome* haben, als bei Patienten mit vorheriger Schaftimplantation. Gilot et al. [106] untersuchten in einer Multicenterstudie 292 inverse Prothesen auf humerale Lockerungen. Sie kamen zu einer *overall*-Rate von lediglich 0,74%. Zumstein et al. geben in 782 Fällen eine Rate von 1,3% an. In den beiden letzten genannten Studien handelt es sich jedoch nicht um schaftlose Systeme. Periprothetische Frakturen nach Sturz oder schon intraoperativ sind vielfach in der Literatur beschrieben [107-109] und sind gehäuft mit eingeschränkten *Outcome* der Patienten und/oder chirurgisch aufwendigen Verfahren assoziiert [110-114]. Russo et al [115] beobachteten in 195 Fällen inverser Prothesen mit Schaft sechs periprothetische Frakturen auf Seiten des Humerus. Drei dieser Frakturen ereigneten sich perioperativ als Humerusschaftfrakturen. Weitere drei humerale Frakturen zeigten sich im späteren Verlauf. Auf diesem Hintergrund implantierten Gianotti et al. [116] einer Patientin mit Morbus Parkinson eine schaftlose inverse Prothese vom Typ *Comprehensive Nano cementless modular system* (Biomet ®, Warsaw, IN, USA) um aufgrund der häufigen Stürze unter M. Parkinson bessere Voraussetzungen für mögliche periprothetische Frakturen zu schaffen. Grundvoraussetzung in diesem Fall war eine adäquate metaphysäre Knochensubstanz. Kadum et al. [49] beschrieben, dass am dritten und vierten postoperativen Tag in zwei Fällen die schaftlose TESS-Corolla aufgrund von Fehlpositionierung revidiert werden mussten. Dies ähnelt dem Fall unserer Studie, der sich kurz postoperativ ereignete.

Weitere Studien, die inverse TESS-Prothesen untersuchten, konnten keine Komplikationen der humeralen Komponente zeigen. In diesen Studien handelt es sich meist um Patienten mit einer Defektarthropathie. Vergleicht man dies mit unseren Ergebnissen, so kann man zu dem Schluss kommen, dass für die Defektarthropathie bei intraoperativ guter Knochensubstanz die schaftlose Versorgung eine gute Alternative zur Versorgung mit einem Schaft darstellt. Ist jedoch die Knochensubstanz des proximalen Humerus durch Frakturen oder vorangegangene endoprothetische

Versorgung reduziert, so empfiehlt sich eine Implantation mit Schaft. Andere (jedoch anatomische) TESS-Studien konnten bisher keine Lockerungen der humeralen Komponente beobachten [117-119].

2.3 Geometrische Analyse

2.3.1 Geometrische Parameter

In der vorliegenden Studie wurden die vier Röntgenparameter für das a.p.-Röntgenbild zum ersten Mal auch auf inverse Schulterprothesen übertragen. Aus unseren Ergebnissen ist eine signifikante Vergrößerung des humeralen *Offsets* von präoperativ 24,6 mm auf 38,3 mm zu beobachten. Folglich ist das Rotationszentrum durchschnittlich 13,7 mm weiter medial von der lateralen Begrenzung des Tuberculum majus entfernt. Wie bereits häufig in der Literatur dargestellt, vergrößert eine Medialisierung des Rotationszentrums der inversen Schulterprothesen den Hebelarm für die Schultermuskulatur (vor allem des Deltamuskel), was mit einer höheren Beweglichkeit einhergeht [31, 87, 120, 121]. Terrier et al. [122] konnten in einem Schultermodell einer inversen Prothese beobachten, dass der Hebelarm für den mittleren Deltamuskel bis zu einer Abduktion von 110° steigt, danach jedoch wieder absinkt. Jobin et al. [123] messen in ihrer Studie die Strecke (*COR=center of rotation distance*) vom Rotationszentrum waagrecht nach lateral zu einer Verbindungslinie, welche die untere laterale Kante des Akromions mit der Tuberositas deltoidea verbindet. Jene Verbindungslinie verläuft sehr nah am äußeren Rand des Tuberculum majus, womit die gemessene Strecke in etwa dem humeralen *Offset* aus unseren Analysen entspricht. In der Studie wurden auch prä- und postoperative Messungen verglichen. Diese *center of rotation distance* wurde postoperativ mit einer Länge von 36 ± 6 mm gemessen und entspricht laut Autoren dem Hebelarm des Deltamuskels. Dies stimmt in etwa mit den gemessenen $38,3 \pm 4,5$ mm des humeralen *Offsets* überein. Weiterhin wird eine prä- zu postoperative Differenz mit 18 ± 8 mm berichtet, welche mit der Medialisierung des Rotationszentrum gleichzusetzen sei [123]. Boileau et al. [31] konnten eine Medialisierung des Rotationszentrum im a.p.-Röntgenbild von $19 \text{ mm} \pm 9,9$ mm messen. Ackland et al. [121] beobachteten bei der Implantation von acht inversen Prothesen in einer Kadaverstudie eine Vergrößerung des Hebelarms von der mittleren Subregion des Deltamuskels von 15,5 mm und eine Medialisierung des Rotationszentrums durch Implantation einer inversen Prothese um 20,9 mm. Die Hebelarme wurden unter Verwendung einer Sehnen-Exkursion-Methode vor und nach der Implantation bestimmt [121]. Eine Studie von Retting et al. [124] kam mit einer

Medialisierung des Rotationszentrums von $8,3 \text{ mm} \pm 4,3 \text{ mm}$ zu einem deutlich niedrigerem Ergebnis. Zur Messung dieser Werte wurde eine 3D-Bewegungs-Analyse das HUX Modell® verwendet. Diese Analyse basiert auf Markern, die auf den Thorax und die obere Extremität geklebt wurden [125]. Das in unseren Messungen ermittelte humerale *Offset* kann folglich zum einen die Größe des Hebelarmes beschreiben und zum anderen beschreibt es auch die Medialisierung des Rotationszentrums. Jedoch gilt dies nur annähernd, da der Hebelarm sich vom Rotationszentrum bis zum Deltamuskel erstrecken müsste. Auch die Medialisierung des Rotationszentrums wird nicht ganz exakt beschrieben, da auch der Humerus nach der Implantation einer inversen Prothese etwas nach medial wandert, so müsste die wirkliche Medialisierung etwas größer als unsere Differenz des humeralen *Offsets* sein. Dieses Problem kann jedoch mit einer Verrechnung mit einem anderen Parameter aus unserer Messung behoben werden: Der Versatz des Humerus nach medial lässt sich mit der Differenz des lateralen glenohumeralen *Offsets* beschreiben, welche sich nach Implantation um $5,9 \text{ mm}$ um verringert. Rechnet man nun zu den oben erwähnten $13,7 \text{ mm}$ (=Vergrößerung des HO) diese $6,3 \text{ mm}$ erhält man eine Medialisierung des Rotationszentrums von ca. $20,1 \text{ mm}$. Auch Boileau et al. [31] beobachteten die Medialisierung des Humerus im Röntgenbild, gemessen als Abstand zwischen lateraler Akromionbegrenzung und Humerusschaftachse. Durch diese Medialisierung des Humerus kommt es zu einer Verringerung der Spannung des Deltamuskels, welche durch Distalisierung des Humerus wieder erhöht werden kann [31]. Es konnte also sowohl eine Medialisierung des Rotationszentrums als auch des Humerus beschrieben werden.

Die Distalisierung des Humerus lässt sich in unseren Parametern durch eine signifikante Erhöhung der akromiohumeralen Distanz um $16,1 \text{ mm}$ beschreiben, welche als der Abstand zwischen Akromion und Humerus definiert ist. Boileau et al. [31] konnten bei der Messung der Armlänge mit einem Maßstab vom Akromion bis zum Olekranon eine Veränderung von 15 mm beobachten. Kadum et al [49] beobachteten in 37 inversen TESS Fällen eine Armverlängerung verglichen mit der kontralateralen Seite von durchschnittlich 16 mm . Die Autoren berichten, dass Patienten mit einer Verlängerung von über 15 mm verglichen mit Patienten unter 15 mm mit einer besseren Lebensqualität im *Scoring* assoziiert waren. Eine ausreichende Distalisierung ist maßgebend für eine sichere Stabilität und gute Funktion der Prothese [31, 126, 127]. Wieviel der Arm durch Implantation der inversen Prothese distalisiert wird, hängt von mehreren Faktoren ab [128]: 1. Position der Glenosphäre in der Frontalebene, 2. Zustand des Akromions, 3. Größe der Glenosphäre, 4. Exzentrizität oder

Abwärtsneigung der Glenosphäre, 5. Verwendung eines Augments oder *Spacers*, 6. Größe des *Polyethyleninlays*, 7. Art des Schaftes und Höhe der humeralen Osteotomie. Wird der Arm zu weit distalisiert, birgt dies die Gefahr eines Nervenschadens aufgrund von zu starker Dehnung [129]. Dies konnte in einem unserer Fälle beobachtet werden. Hier wurde der Humerus um deutlich mehr als 15mm distalisiert. Die Basisplatte war sehr weit kaudal implantiert. In einem weiteren Fall in unserer Studie war die Basisplatte sehr weit kranial platziert, was zu einer zu geringen Vorspannung des Deltamuskels führte und es so trotz operativer Versorgung mit Vergrößerung des *Inlays* zu zweifacher Luxation kam.

Lädemann et al. [130] konnten zeigen, dass durch eine varisch implantierte Prothese sich das humerale *Offset* vergrößert und die akromiohumerale Distanz verringert. Hier zeigt sich also eine wichtige Drehstelle hinsichtlich der oben bereits diskutierten Aspekte wie *ROM*, Stabilität, Nervenschäden etc.

Die Höhe des Rotationzentrums über der Unterkante des Glenoids verringerte sich signifikant nach Prothesenimplantation. Somit konnte in unserer Messung eine Distalisierung des Rotationszentrums von ca. 4 mm gezeigt werden. Boileau et al. [31] fanden in ihrer Studie eine ähnliche Distalisierung von 3,7 mm.

Es muss bei den Vergleichen mit anderen Studien bei allen Werten bedacht werden, dass es sich dort um andere inverse Designs mit Unterschieden handelt. Es sind je nach Design verschiedene Messwerte zu erwarten, diese können jedoch vergleichend gegenüber gestellt werden.

2.3.2 Hals-Schaft-Winkel

Der präoperative Winkel betrug durchschnittlich ca. 137° bei einer Reichweite von $127,1^\circ$ bis 151° . In einer Studie bezüglich der Messung der Hals-Schaft Winkel am proximal Humerus von Jeong et al. [131] wird ein durchschnittlicher Winkel von $134,7^\circ$ (Min. 115° ; Max. 148°) beschrieben. Diese Werte wurden jedoch nicht radiologisch ermittelt, sondern wurden von einem Untersucher mit Goniometer an Kadavern gemessen. Boileau et al. [132] konnten in einer Studie 1997 einen durchschnittlichen Winkel von $129,6^\circ \pm 2,9^\circ$ ($123,2^\circ$ - $135,8^\circ$) messen. Hertel et al. [133] maßen in ihrer Studie 2002 einen durchschnittlichen Winkel von $137^\circ \pm 3,6$ (128° - $145,5^\circ$). In all diesen Studien und auch in unserer Studie ist vor allem eine große Variabilität des anatomischen Hals-Schaft-Winkels zu erkennen, die in etwa im Bereich von 125° bis 145° liegt.

Der Hals-Schaft-Winkel betrug postoperativ durchschnittlich $147,8^\circ$ Grad ($\pm 7,8$). Dieser Winkel soll hinsichtlich zweier Aspekte diskutiert werden: Zum einen mit Vorkommen von *Scapular Notching* und zum anderen mit der Schulterbeweglichkeit. Virani et al. [134] zeigten mit einem virtuellen dreidimensionalen Modell für inverse Prothesen, dass der Hals-Schaft Winkel unter mehreren Faktoren (bezüglich des Implantats und der Operationstechnik) hinsichtlich der Abduktion und der Flexion/Extension der einflussreichste Faktor war. So verbesserte sich bei einem Wechsel von 130° auf 150° die Abduktion deutlich, wohingegen die Flexion/Extension sich verschlechterte. Gutierrez et al. [135] kamen in einem anderen virtuellen Model ebenfalls zu dem Ergebnis, dass ein Wechsel von 130° auf 150° eine *impingement*-freie Abduktion besser möglich macht, jedoch ist mit einem Winkel von 130° das Adduktionsdefizit geringer als bei 150° (folglich: je varischer (kleiner) der Winkel, desto weniger *Scapular Notching* bei Adduktion). Kempton et al. [136] verglichen zwei Gruppen von insgesamt 65 Patienten und einem Minimum *Follow-up* von 12 Monaten: Gruppe 1 mit einem Hals-Schaft Winkel von 155° und ohne ‚*Center of Rotation*‘ *Offset*, und Gruppe 2 mit einem Winkel von 143° und einem ‚*Center of Rotation*‘ *Offset* von 2,5 mm. Es stellte sich heraus, dass Gruppe 1 signifikant häufiger und ein höhergradiges *Scapular Notching* aufwies als Gruppe 2. Da jedoch auch das *Offset* verändert wurde, lässt sich nicht eindeutig sagen, ob dieser Effekt nur auf den Hals-Schaft-Winkel zurückzuführen ist. Lädemann et al. [130] konnten zeigen, dass eine varische Implantation einer humeralen inversen Komponente (135° verglichen zu 155°) die Abduktion leicht verringert, jedoch es zu deutlichen Verbesserungen im Bereich Adduktion, Extension und Außenrotation kommt.

3. Limitationen der Studie

Eine Begrenzung der Aussagekraft der Studie liegt in der retrospektiven Erhebung der Daten. Die Patientendaten sind nicht in festgesetzten Zeitintervallen erhoben worden. Aufgrund des relativ niedrigen *Follow-ups* wäre es interessant in mehreren Jahren das Patientengut prospektiv nachzuuntersuchen, um Langzeitergebnisse dokumentieren zu können.

V. Schlussfolgerungen

In der durchgeführten Studie konnte eine Fallzahl von 75 inversen TESS®-Prothesen ausgewertet werden. Eine Besonderheit an dem Patientengut war die Anzahl und Spannweite an Indikationen: So sind neben der Hauptpatientengruppe der Defektarthropathien auch Fälle mit Revisionseingriffen und Frakturen eingeschlossen worden. Alters- und Geschlechtsverteilung lag im Normalbereich verglichen mit der Literatur. Das *Follow-up* mit durchschnittlich 17 Monaten ist im kurz-bis mittelfristigen Bereich anzusehen.

Die klinischen *Scores* zeigten entsprechend der Literatur gute Ergebnisse bzgl. aller subjektiven und objektiven *Items*. Der alters- und geschlechtsadaptierte Constant-Murley *Score* betrug zum *Follow-up* Zeitpunkt 76% von präoperativ 11,6%. Der DASH *Score* verbesserte sich ebenfalls signifikant von präoperativ 73 auf postoperativ 33,7. Auch die *Items* wie Schmerz, Bewegung und Kraft verbesserten sich signifikant. Das inverse TESS®-Schulterssystem konnte folglich gute funktionelle Ergebnisse bei unserem Patientengut erlangen. Die besten Ergebnisse konnte das Kollektiv der Defektarthropathie gegenüber den Revisions- und posttraumatischen Fällen erreichen.

Ähnlich wie in der Literatur kam es in unserer Studie bei ca. 20% der Patienten zu Komplikationen, die entweder eine erneute Operation erforderten, oder das *Outcome* stark einschränkten. Hervorzuheben sind die Lockerungen der Prothesenkomponenten. Es wurden vier Lockerungen der humeralen Komponente beobachtet. Eine dieser humeralen Lockerungen wurde bereits am ersten postoperativen Tag diagnostiziert und ist mehr auf eine mangelnde Primärstabilität bzw. einen Implantationsfehler zurückzuführen. In den übrigen drei Fällen handelte es sich stets um Revisionsfälle oder posttraumatische Fälle bei denen kein Schaft implantiert wurde. Hieraus kann geschlossen werden, dass in solchen Indikationen stets Vorsicht geboten ist und im Zweifel ein Schaft implantiert werden sollte. In der Gruppe der primären Defektarthropathien wurde keine humerale Lockerung nach Krankenhausaufenthalt festgestellt. Dies steht im Einklang mit den bisher veröffentlichten inversen TESS®-Studien, die als Indikationen stets primäre Defektarthropathien gewählt hatten. Die Lockerungen der glenoidalen Komponente stellten mit sechs Fällen ein häufiges Problem dar. Auch hier wurden zwei Lockerungen während des Krankenhausaufenthaltes beobachtet. Diese sind wie schon bei der humeralen Komponente auf mangelnde Primärstabilität bzw. Implantationsfehler zurückzuführen. Wir konnten keinen Zusammenhang mit einem

Scapular Notching feststellen. Weshalb es in unseren Fällen zu den glenoidalen Lockerungen kam, kann durch unsere Ergebnisse nicht abschließend geklärt werden. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass das Auftreten von Komplikationen einen signifikanten Einfluss auf das *Outcome* der Patienten hatte.

Weitere in der Literatur beschriebene Probleme, wie ein *Scapular Notching* und eine Akromiondeformität traten in unserer Studie vergleichsweise selten auf. Beide hatten keinen signifikanten Einfluss auf das klinische *Outcome* und machten keine weiteren Operationen nötig. So scheinen nach unseren Ergebnissen mit dem inversen TESS®-System kurz- bis mittelfristig *Scapular Notching* und Akromiondeformitäten keine klinischen Probleme zu bereiten. Hier ist ein längeres *Follow-up* von großem Interesse.

Es konnten signifikante Veränderungen der Anatomie durch Implantation der Prothese beobachtet werden. Durch die signifikante Medialisierung des Rotationszentrums vergrößert sich der Hebelarm des Deltamuskels. Zudem findet sich eine signifikante Zunahme der akromiohumeralen Distanz, welches eine Distalisierung des Armes beschreibt. Hierdurch entsteht eine erhöhte Vorspannung des Deltamuskels, was wiederum eine Funktionsverbesserung und Stabilität der Schulter bewirkt. Diese Messungen zeigen, dass das TESS®-Schulterssystem die für die inversen Prothesen typischen und funktionell günstigen Änderungen der Gelenkgeometrie erreichen kann.

VI. Literaturverzeichnis

1. Neer, C.S., 2nd, K.C. Watson, and F.J. Stanton, Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 1982. 64(3): p. 319-37.
2. Neer, C.S., 2nd, E.V. Craig, and H. Fukuda, Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am*, 1983. 65(9): p. 1232-44.
3. Jazayeri, R. and Y.W. Kwon, Evolution of the reverse total shoulder prosthesis. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 2011. 69(1): p. 50-5.
4. Flatow, E.L. and A.K. Harrison, A history of reverse total shoulder arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2011. 469(9): p. 2432-9.
5. Grammont, P.M. and E. Baulot, Delta shoulder prosthesis for rotator cuff rupture. *Orthopaedics*, 1993. 65(8): p. 65.
6. Jain, N.B., L.D. Higgins, U. Guller, et al., Trends in the epidemiology of total shoulder arthroplasty in the United States from 1990-2000. *Arthritis Rheum*, 2006. 55(4): p. 591-7.
7. Kim, S.H., B.L. Wise, Y. Zhang, et al., Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am*, 2011. 93(24): p. 2249-54.
8. Khatib, O., I. Onyekwelu, S. Yu, et al., Shoulder arthroplasty in New York State, 1991 to 2010: changing patterns of utilization. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(10): p. e286-91.
9. Bansal, A., O.N. Khatib, and J.D. Zuckerman, Revision Total Joint Arthroplasty: The Epidemiology of 63,140 Cases in New York State. *J Arthroplasty*, 2013. 29(1): p. 23-27.
10. Westermann, R.W., A.J. Pugely, C.T. Martin, et al., Reverse Shoulder Arthroplasty in the United States: A Comparison of National Volume, Patient Demographics, Complications, and Surgical Indications. *Iowa Orthop J*, 2015. 35: p. 1-7.
11. Hurov, J., Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. *J Hand Ther*, 2009. 22(4): p. 328-42; quiz 343.
12. Visotsky, J.L., C. Basamania, L. Seebauer, et al., Cuff tear arthropathy: pathogenesis, classification, and algorithm for treatment. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. 86-A Suppl 2: p. 35-40.

13. Sirveaux, F., L. Favard, D. Oudet, et al., Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. *J Bone Joint Surg [Br]*, 2004. 86-B(3): p. 388-95.
14. Hamada, K., H. Fukuda, M. Mikasa, et al., Roentgenographic findings in massive rotator cuff tears. A long-term observation. *Clin Orthop Relat Res*, 1990. 469(254): p. 92-6.
15. Kappe, T., B. Cakir, H. Reichel, et al., Reliability of radiologic classification for cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(4): p. 543-7.
16. Biomet®, Deutschland GmbH (Hrsg.): T.E.S.S. Das modulare, knochenparende Schultersystem. Produktinformation und Operationsanleitung. Berlin, 01/2012.
17. Jerosch, J., M. Saad, M. Greig, et al., Suprascapular nerve block as a method of preemptive pain control in shoulder surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008. 16(6): p. 602-7.
18. Constant, C.R. and A.H. Murley, A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1987(214): p. 160-4.
19. Conboy, V.B., R.W. Morris, J. Kiss, et al., An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1996. 78(2): p. 229-32.
20. Sabesan, V.J., D.J. Lombardo, J. Khan, et al., Assessment of the optimal shoulder outcome score for reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(10): p. 1653-9.
21. Constant, C.R., C. Gerber, R.J. Emery, et al., A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg*, 2008. 17(2): p. 355-61.
22. Constant, C., Age related recovery of shoulder function after injury. (Thesis). Cork: University College, Ireland, 1986.
23. Hudak PL, A.P., Bombardier C, Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *Am J Ind Med*, 1996. 29(6): p. 602-608.
24. Germann, G., G. Wind, and A. Harth, [The DASH(Disability of Arm-Shoulder-Hand) Questionnaire--a new instrument for evaluating upper extremity treatment outcome]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 1999. 31(3): p. 149-152.

25. Germann, G., A. Harth, G. Wind, et al., Standardisation and validation of the German version 2.0 of the Disability of Arm, Shoulder, Hand (DASH) questionnaire. *Unfallchirurg* 2003. 106(1): p. 13-19.
26. Thomas, S.R., G. Sforza, O. Levy, et al., Geometrical analysis of Copeland surface replacement shoulder arthroplasty in relation to normal anatomy. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2005. 14(2): p. 186-92.
27. Jerosch, J., M.G. Moursi, and J. Schunck, Der Oberflächenersatz des Humeruskopfes bei avaskulären Nekrosen und posttraumatischen Zuständen. *Obere Extremität*, 2007. 2(4): p. 180-186.
28. Jerosch, J., J. Schunck, and M.G. Morsy, [Shoulder resurfacing in patients with rotator cuff arthropathy and remaining subscapularis function]. *Z Orthop Unfall*, 2008. 146(2): p. 206-10.
29. Rozing, P.M. and W.R. Obermann, Osteometry of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1999. 8(5): p. 438-42.
30. Zumstein, M.A., M. Pinedo, J. Old, et al., Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(1): p. 146-57.
31. Boileau, P.W., D. J. Hatzidakis, A. M. Balg, F., Grammont reverse prosthesis: design, rationale, and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg*, 2005. 14(1): p. 147-161.
32. Levy, J.C. and S. Blum, Postoperative acromion base fracture resulting in subsequent instability of reverse shoulder replacement. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(4): p. 14-8.
33. Levigne, C., P. Boileau, L. Favard, et al., Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2008. 17(6): p. 925-35.
34. Wall, B., L. Nove-Josserand, D.P. O'Connor, et al., Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *J Bone Joint Surg Am*, 2007. 89(7): p. 1476-85.
35. Nolan, B.M., E. Ankersen, and J.M. Wiater, Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy. *Clin Orthop Relat Res*, 2011. 469(9): p. 2476-82.
36. Melis, B., M. DeFranco, A. Ladermann, et al., An evaluation of the radiological changes around the Grammont reverse geometry shoulder arthroplasty after eight to 12 years. *J Bone Joint Surg Am*, 2011. 93(9): p. 1240-6.

37. Cuff, D., R. Clark, D. Pupello, et al., Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of rotator cuff deficiency: a concise follow-up, at a minimum of five years, of a previous report. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 2012. 94(21): p. 1996-2000.
38. Frankle, M., J.C. Levy, D. Pupello, 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. *J Bone Joint Surg Am*, 2005. 87(8): p. 1697-705.
39. Mulieri, P., P. Dunning, S. Klein, et al., Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of irreparable rotator cuff tear without glenohumeral arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. 92(15): p. 2544-56.
40. Naveed, M.A., J. Kitson, and T.D. Bunker, The Delta III reverse shoulder replacement for cuff tear arthropathy: a single-centre study of 50 consecutive procedures. *J Bone Joint Surg [Br]*, 2011. 93-B(3): p. 57-61.
41. Caceres-Sanchez, L., A. Mesa-Mateo, F.J. Barrionuevo-Sanchez, et al., Total reverse shoulder replacement. Evaluation of the clinical results and complications in a series of 52 cases. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 2015.
42. Saier, T., M. Cotic, C. Kirchhoff, et al., Early results after modular non-cemented reverse total shoulder arthroplasty: a prospective single-centre study of 38 consecutive cases. *J Orthop Sci*, 2015.
43. Ek, E.T., L. Neukom, S. Catanzaro, et al., Reverse total shoulder arthroplasty for massive irreparable rotator cuff tears in patients younger than 65 years old: results after five to fifteen years. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 9(22): p. 1199-208.
44. Leung, B., M. Horodyski, A.M. Struk, et al., Functional outcome of hemiarthroplasty compared with reverse total shoulder arthroplasty in the treatment of rotator cuff tear arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(3): p. 319-23.
45. Greiner, S., C. Schmidt, S. Herrmann, et al., Clinical performance of lateralized versus non-lateralized reverse shoulder arthroplasty: a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(9): p. 1397-404.
46. Greiner, S., C. Schmidt, C. Konig, et al., Lateralized reverse shoulder arthroplasty maintains rotational function of the remaining rotator cuff. *Clin Orthop Relat Res*, 2013. 471(3): p. 940-6.

47. Hamilton, M.A., C.P. Roche, P. Diep, et al., Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis* (2013), 2013. 71 Suppl 2: p. S31-5.
48. Teissier, P., J. Teissier, P. Kouyoumdjian, et al., The TESS reverse shoulder arthroplasty without a stem in the treatment of cuff-deficient shoulder conditions: clinical and radiographic results. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(1): p. 45-51.
49. Kadum, B., S. Mukka, E. Englund, et al., Clinical and radiological outcome of the Total Evolutive Shoulder System (TESS(R)) reverse shoulder arthroplasty: a prospective comparative non-randomised study. *Int Orthop*, 2014. 38(5): p. 1001-6.
50. Ballas, R. and L. Beguin, Results of a stemless reverse shoulder prosthesis at more than 58 months mean without loosening. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(9): p. 1-6.
51. Ross, M., B. Hope, A. Stokes, et al., Reverse shoulder arthroplasty for the treatment of three-part and four-part proximal humeral fractures in the elderly. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(2): p. 215-22.
52. Garofalo, R., B. Flanagin, A. Castagna, et al., Long stem reverse shoulder arthroplasty and cerclage for treatment of complex long segment proximal humeral fractures with diaphyseal extension in patients more than 65 years old. *Injury*, 2015.
53. Garofalo, R., B. Flanagin, A. Castagna, et al., Reverse shoulder arthroplasty for proximal humerus fracture using a dedicated stem: radiological outcomes at a minimum 2 years of follow-up-case series. *J Orthop Surg Res*, 2015. 10: p. 129.
54. Russo, R., G. Della Rotonda, F. Cautiero, et al., Reverse shoulder prosthesis to treat complex proximal humeral fractures in the elderly patients: results after 10-year experience. *Musculoskelet Surg*, 2015. 99 Suppl 1: p. 17-23.
55. Hernandez-Elena, J., M.A. de la Red-Gallego, C. Garces-Zarzalejo, et al., Treatment of proximal humeral fractures by reverse shoulder arthroplasty: mid-term evaluation of functional results and Notching. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 2015. 59(6): p. 413-420.
56. Hattrup, S.J., R. Waldrop, and J. Sanchez-Sotelo, Reverse Total Shoulder Arthroplasty for Post-traumatic Sequelae. *J Orthop Trauma*, 2015. Jul 30.
57. Hussey, M.M., S.E. Hussey, and M.A. Mighell, Reverse shoulder arthroplasty as a salvage procedure after failed internal fixation of fractures of the proximal humerus: outcomes and complications. *Bone Joint J*, 2015. 97-B(7): p. 967-72.

58. Wang, J., Y. Zhu, F. Zhang, et al., Meta-analysis suggests that reverse shoulder arthroplasty in proximal humerus fractures is a better option than hemiarthroplasty in the elderly. *Int Orthop*, 2015. Jun 24.
59. Ferrel, J.R., T.Q. Trinh, and R.A. Fischer, Reverse total shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for proximal humeral fractures: a systematic review. *J Orthop Trauma*, 2015. 29(1): p. 60-8.
60. Schairer, W.W., B.U. Nwachukwu, S. Lyman, et al., Reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for treatment of proximal humerus fractures. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(10): p. 1560-6.
61. Sebastia-Forcada, E., R. Cebrian-Gomez, A. Lizaur-Utrilla, et al., Reverse shoulder arthroplasty versus hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures. A blinded, randomized, controlled, prospective study. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014. 23(10): p. 1419-26.
62. Garrigues, G.E., P.S. Johnston, M.D. Pepe, et al., Hemiarthroplasty versus reverse total shoulder arthroplasty for acute proximal humerus fractures in elderly patients. *Orthopedics*, 2012. 35(5): p. e703-8.
63. Boileau, P., D. Watkinson, A.M. Hatzidakis, et al., Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2006. 15(5): p. 527-40.
64. Werner, C.M.L., P.A. Steinmann, M. Gilbert, et al., Treatment of painful pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III reverse-ball-and-socket total shoulder prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2005. 87(7): p. 1476-86.
65. Wellmann, M., M. Struck, M.F. Pastor, et al., Short and midterm results of reverse shoulder arthroplasty according to the preoperative etiology. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2013. 133(4): p. 463-71.
66. Samitier, G., E. Alentorn-Geli, C. Torrens, et al., Reverse shoulder arthroplasty. Part 1: Systematic review of clinical and functional outcomes. *Int J Shoulder Surg*, 2015. 9(1): p. 24-31.
67. Stechel, A., U. Fuhrmann, L. Irlenbusch, et al., Reversed shoulder arthroplasty in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *Acta Orthop*, 2010. 81(3): p. 367-72.
68. Guery, J., L. Favard, F. Sirveaux, et al., Reverse total shoulder arthroplasty. Survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2006. 88(8): p. 1742-7.

69. Mizuno, N., P.J. Denard, P. Raiss, et al., The clinical and radiographical results of reverse total shoulder arthroplasty with eccentric glenosphere. *Int Orthop*, 2012. 36(8): p. 1647-53.
70. Gallinet, D., A. Adam, N. Gasse, et al., Improvement in shoulder rotation in complex shoulder fractures treated by reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(1): p. 38-44.
71. Falaise, V., C. Levigne, L. Favard, et al., Scapular notching in reverse shoulder arthroplasties: the influence of glenometaphyseal angle. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2011. 97(6): p. 131-7.
72. Boileau, P., K. O'Shea, G. Moineau, et al., Bony Increased-Offset Reverse Shoulder Arthroplasty (BIO-RSA) for Cuff Tear Arthropathy. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 2011. 21(1): p. 69-78.
73. Athwal, G.S., J.C. MacDermid, K.M. Reddy, et al., Does bony increased-offset reverse shoulder arthroplasty decrease scapular notching? *J Shoulder Elbow Surg*, 2014.
74. Henninger, H.B., A. Barg, A.E. Anderson, et al., Effect of lateral offset center of rotation in reverse total shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(9): p. 1128-35.
75. Katz, D., P. Valenti, J. Kany, et al., Does lateralisation of the centre of rotation in reverse shoulder arthroplasty avoid scapular notching? Clinical and radiological review of one hundred and forty cases with forty five months of follow-up. *Int Orthop*, 2015.
76. Hettrich, C.M., V.N. Permeswaran, J.E. Goetz, et al., Mechanical tradeoffs associated with glenosphere lateralization in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(11): p. 1774-81.
77. Edwards, T.B., G.J. Trappey, C. Riley, et al., Inferior tilt of the glenoid component does not decrease scapular notching in reverse shoulder arthroplasty: results of a prospective randomized study. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(5): p. 641-6.
78. Kempton, L.B., M. Balasubramaniam, E. Ankerson, et al., A radiographic analysis of the effects of glenosphere position on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(6): p. 968-74.
79. De Biase, C.F., M. Delcogliano, M. Borroni, et al., Reverse total shoulder arthroplasty: radiological and clinical result using an eccentric glenosphere. *Musculoskelet Surg*, 2012. 96(1): p. 27-34.

80. de Wilde, L.F., D. Poncet, B. Middernacht, et al., Prosthetic overhang is the most effective way to prevent scapular conflict in a reverse total shoulder prosthesis. *Acta Orthop*, 2010. 81(6): p. 719-26.
81. Simovitch, R.W., M.A. Zumstein, E. Lohri, et al., Predictors of Scapular Notching in Patients Managed with the Delta III Reverse Total Shoulder Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2007. 89(3): p. 588-600.
82. Roche, C.P., Y. Marczuk, T.W. Wright, et al., Scapular notching and osteophyte formation after reverse shoulder replacement: Radiological analysis of implant position in male and female patients. *Bone Joint J*, 2013. 95-B(4): p. 530–5.
83. Li, X., J.S. Dines, R.F. Warren, et al., Inferior glenosphere placement reduces scapular notching in reverse total shoulder arthroplasty. *Orthopedics*, 2015. 38(2): p. e88-93.
84. Kelly, J.D., 2nd, C.S. Humphrey, and T.R. Norris, Optimizing glenosphere position and fixation in reverse shoulder arthroplasty, Part One: The twelve-mm rule. *J Shoulder Elbow Surg*, 2008. 17(4): p. 589-94.
85. Erickson, B.J., R.M. Frank, J.D. Harris, et al., The influence of humeral head inclination in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(6): p. 988-93.
86. Kadum, B., N. Mafi, S. Norberg, et al., Results of the Total Evolutive Shoulder System (TESS): a single-centre study of 56 consecutive patients. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2011. 131(12): p. 1623-9.
87. Seebauer, L., W. Walter, and W. Keyl, Reverse total shoulder arthroplasty for the treatment of defect arthropathy. *Eur J Trauma*, 2005. 17(1): p. 1-24.
88. Walch, G., F. Mottier, B. Wall, et al., Acromial insufficiency in reverse shoulder arthroplasties. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009. 18(3): p. 495-502.
89. Hamid, N., P.M. Connor, J.F. Fleischli, et al., Acromial Fracture After Reverse Shoulder. *Am J Orthop*, 2011. 40(7): p. E125-E129.
90. Young, A.A., M.M. Smith, G. Bacle, et al., Early results of reverse shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 2011. 93(20): p. 1915-23.
91. Lopiz, Y., A. Rodriguez-Gonzalez, C. Garcia-Fernandez, et al., Scapula insufficiency fractures after reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff arthropathy: What is their functional impact? *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*, 2015. 59(5): p. 318-25.

92. Holcomb, J.O., D. Cuff, S.A. Petersen, et al., Revision reverse shoulder arthroplasty for glenoid baseplate failure after primary reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009. 18(5): p. 717-23.
93. Bohsali, K.I., M.A. Wirth, and C.A. Rockwood, Jr., Complications of total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2006. 88(10): p. 2279-92.
94. James, J., K.R. Huffman, F.W. Werner, et al., Does glenoid baseplate geometry affect its fixation in reverse shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(7): p. 917-24.
95. Hart, N.D., J.C. Clark, F.R. Wade Krause, et al., Glenoid screw position in the Encore Reverse Shoulder Prosthesis: an anatomic dissection study of screw relationship to surrounding structures. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(6): p. 814-20.
96. Molony, D.C., A.J. Cassar Gheiti, J. Kennedy, et al., A cadaveric model for suprascapular nerve injury during glenoid component screw insertion in reverse-geometry shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(8): p. 1323-7.
97. Roche, C.P., N.J. Stroud, P.H. Flurin, et al., Reverse shoulder glenoid baseplate fixation: a comparison of flat-back versus curved-back designs and oval versus circular designs with 2 different offset glenospheres. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014. 23(9): p. 1388-94.
98. Yang, C.C., C.L. Lu, C.H. Wu, et al., Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(7): p. 932-9.
99. Alentorn-Geli, E., G. Samitier, C. Torrens, et al., Reverse shoulder arthroplasty. Part 2: Systematic review of reoperations, revisions, problems, and complications. *Int J Shoulder Surg*, 2015. 9(2): p. 60-7.
100. Laver, L. and G.E. Garrigues, Avoiding superior tilt in reverse shoulder arthroplasty: a review of the literature and technical recommendations. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014. 23(10): p. 1582-90.
101. Chae, S.W., J. Lee, S.H. Han, et al., Inferior tilt fixation of the glenoid component in reverse total shoulder arthroplasty: A biomechanical study. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2015. 101(4): p. 421-5.
102. Cusick, M.C., M.M. Hussey, B.M. Steen, et al., Glenosphere dissociation after reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(7): p. 1061-8.

103. Wagner, E., M.T. Houdek, T. Griffith, et al., Glenoid Bone-Grafting in Revision to a Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2015. 97(20): p. 1653-60.
104. Stephens, S.P., K.C. Paisley, M.R. Giveans, et al., The effect of proximal humeral bone loss on revision reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015. 24(10): p. 1519-26.
105. Cuff, D., J.C. Levy, S. Gutierrez, et al., Torsional stability of modular and non-modular reverse shoulder humeral components in a proximal humeral bone loss model. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(4): p. 646-51.
106. Gilot, G., A.M. Alvarez-Pinzon, T.W. Wright, et al., The incidence of radiographic aseptic loosening of the humeral component in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2015.
107. Garcia-Fernandez, C., Y. Lopez-Morales, A. Rodriguez, et al., Periprosthetic humeral fractures associated with reverse total shoulder arthroplasty: incidence and management. *Int Orthop*, 2015.
108. Adler, D. and H. Siekmann, [Conservative therapy with a brace for periprosthetic humeral fractures. Clinical and radiological results after 19 months]. *Orthopade*, 2014. 43(6): p. 575-81.
109. Singh, J.A., J. Sperling, C. Schleck, et al., Periprosthetic fractures associated with primary total shoulder arthroplasty and primary humeral head replacement: a thirty-three-year study. *J Bone Joint Surg Am*, 2012. 94(19): p. 1777-85.
110. Kumar, S., J.W. Sperling, G.H. Haidukewych, et al., Periprosthetic humeral fractures after shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2004. 86-A(4): p. 680-9.
111. Wutzler, S., H.L. Laurer, S. Huhnstock, et al., Periprosthetic humeral fractures after shoulder arthroplasty: operative management and functional outcome. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2009. 129(2): p. 237-43.
112. Trompeter, A.J. and R.R. Gupta, The management of complex periprosthetic humeral fractures: a case series of strut allograft augmentation, and a review of the literature. *Strategies Trauma Limb Reconstr*, 2013. 8(1): p. 43-51.
113. Andersen, J.R., C.D. Williams, R. Cain, et al., Surgically treated humeral shaft fractures following shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2013. 95(1): p. 9-18.

114. Seybold, D., M. Citak, M. Konigshausen, et al., Combining of small fragment screws and large fragment plates for open reduction and internal fixation of periprosthetic humeral fractures. *Int J Shoulder Surg*, 2011. 5(4): p. 105-7.
115. Russo, R., G.D. Rotonda, M. Ciccarelli, et al., Analysis of complications of reverse total shoulder arthroplasty. *Joints*, 2015. 3(2): p. 62-66.
116. Giannotti, S., V. Bottai, G. Dell'Osso, et al., Stemless humeral component in reverse shoulder prosthesis in patient with Parkinson's disease: a case report. *Clin Cases Miner Bone Metab*, 2015. 12(1): p. 56-9.
117. Castricini, R., M. De Benedetto, P. Pirani, et al., Shoulder hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *Musculoskelet Surg*, 2011. 95 Suppl 1: p. S49-54.
118. Huguet, D., G. DeClercq, B. Rio, et al., Results of a new stemless shoulder prosthesis: radiologic proof of maintained fixation and stability after a minimum of three years' follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*, 2010. 19(6): p. 847-52.
119. Razmjou, H., R. Holtby, M. Christakis, et al., Impact of prosthetic design on clinical and radiologic outcomes of total shoulder arthroplasty: a prospective study. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(2): p. 206-14.
120. Kontaxis, A. and G.R. Johnson, The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement – A modelling study. *Clinical Biomechanics*, 2009. 24(3): p. 254-260.
121. Ackland, D.C., S. Roshan-Zamir, M. Richardson, et al., Moment arms of the shoulder musculature after reverse total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2010. 92(5): p. 1221-30.
122. Terrier, A., A. Reist, F. Merlini, et al., Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses. *J Bone Joint Surg Br*, 2008. 90(6): p. 751-6.
123. Jobin, C.M., G.D. Brown, M.J. Bahu, et al., Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(10): p. 1269-77.
124. Rettig, O., L. Fradet, P. Kasten, et al., Does the reverse shoulder prosthesis medialize the center of rotation in the glenohumeral joint? *Gait Posture*, 2013. 7(1): p. 29-31.
125. Rettig O, F.L., Kasten P, Raiss P, Wolf SI., A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2009. 30(4): p. 469-76.

126. Ladermann, A., G. Walch, A. Lubbeke, et al., Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012. 21(3): p. 336-41.
127. Ladermann, A., M.D. Williams, B. Melis, et al., Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009. 18(4): p. 588-95.
128. Ladermann, A., T.B. Edwards, and G. Walch, Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. *Int Orthop*, 2014. 38(5): p. 991-1000.
129. Marion, B., F.M. Leclere, V. Casoli, et al., Potential axillary nerve stretching during RSA implantation: an anatomical study. *Anat Sci Int*, 2014. 89(4): p. 232-7.
130. Ladermann, A., P.J. Denard, P. Boileau, et al., Effect of humeral stem design on humeral position and range of motion in reverse shoulder arthroplasty. *Int Orthop*, 2015. 39(11): p. 2205-13.
131. Jeong, J., J. Bryan, and J.P. Iannotti, Effect of a variable prosthetic neck-shaft angle and the surgical technique on replication of normal humeral anatomy. *J Bone Joint Surg Am*, 2009. 91(8): p. 1932-41.
132. Boileau, P.W., G., The three-dimensional geometry of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1997. 79-B: p. 857-65.
133. Hertel, R., U. Knothe, and F.T. Ballmer, Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg*, 2002. 11(4): p. 331-8.
134. Virani, N.A., A. Cabezas, S. Gutierrez, et al., Reverse shoulder arthroplasty components and surgical techniques that restore glenohumeral motion. *J Shoulder Elbow Surg*, 2013. 22(2): p. 179-87.
135. Gutierrez, S., C.A.t. Comiskey, Z.P. Luo, et al., Range of impingement-free abduction and adduction deficit after reverse shoulder arthroplasty. Hierarchy of surgical and implant-design-related factors. *J Bone Joint Surg Am*, 2008. 90(12): p. 2606-15.
136. Kempton, L.B., M. Balasubramaniam, E. Ankersen, et al., A radiographic analysis of the effects of prosthesis design on scapular notching following reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 2011. 20(4): p. 571-6.

Danksagung

Als erstes möchte ich Herrn Prof. Dr. Timm J. Filler danken, der mir die Möglichkeit gab meine Dissertation an seinem Institut durchzuführen und mich jederzeit bei verschiedenen Problemen und geometrisch/anatomischen Fragen auf kollegiale Weise unterstützte.

Ein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. Jerosch, an dessen Klinik ich die Patientendaten auswerten durfte. Er stand mir ebenfalls bei Problemen und Fragen jeder Art immer zur Verfügung.

Weiterhin möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Johanna Etienne Krankenhauses Neuss bedanken, die an der Datenerhebung beteiligt waren. Ohne diese wäre mein Dissertationsvorhaben nicht möglich gewesen. Ein besonderer Dank gilt hier Herrn Herwig und Herrn PD Dr. Baron von Engelhardt, die mir als Mitarbeiter der Klinik viele Fragen beantworteten.

Zu guter Letzt bedanke ich mich von ganzem Herzen bei meiner Familie, welche mich während meines Studiums und auch meines Dissertationsvorhabens uneingeschränkt unterstützte.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

Düsseldorf, der 26.11.2015

Michael Manzke