

# **TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN**

Abteilung für Unfallchirurgie im Klinikum rechts der Isar

## **Die Behandlung der Defektarthropathie mit der inversen Schulterprothese – Langzeitergebnisse**

Willibald Walter

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. U. Stöckle

2. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 12.01.2011 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 26.09.2012 angenommen.

**DIE BEHANDLUNG DER  
DEFEKTARTHROPATHIE MIT DER  
INVERSEN SCHULTERPROTHESE –  
LANGZEITERGEBNISSE**

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>3</b>
1.1	Historie .....	3
1.2	Anatomie .....	4
1.2.1	Knöchernen Strukturen .....	5
1.2.2	Weichteile .....	6
1.2.3	Bewegungsausmaß .....	8
1.3	Biomechanik des Schultergelenks .....	9
1.4	Endoprothetischer Gelenkersatz .....	11
1.4.1	Gekoppelte und ungekoppelte Prothesen .....	11
1.4.2	Die inverse Prothese Typ Delta und ihr Wirkungsprinzip .....	14
1.4.2.1	Die Behandlung der Defektarthropathie mit der inversen Prothese .....	16
1.4.2.2	Defektarthropathien und die Versorgung mit anderen Prothesentypen .....	18
1.4.2.3	Indikationen und Kontraindikationen .....	19
<b>2</b>	<b>Fragestellung .....</b>	<b>23</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methodik .....</b>	<b>24</b>
3.1	Epidemiologie .....	24
3.2	Klinische Untersuchung .....	25
3.3	Funktionelle Schultertests .....	25
3.4	Untersuchungsmethoden .....	26
3.4.1	Objektive und subjektive klinische Daten .....	26
3.4.2	Constant-Score (CS): .....	26
3.4.3	Self-Assessment (Simple-Shoulder-Test und Fragebogen): .....	29
3.5	OP-Technik .....	30
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>36</b>
4.1	Einführende Daten .....	36
4.2	Constant-Score (CS) .....	37
4.2.1	Schmerz .....	37
4.2.2	Aktivität .....	38
4.2.3	Beweglichkeit .....	39
4.2.4	Kraft .....	41
4.2.5	Gesamter Constant-Score (alterskorreliert und nicht korreliert) .....	42
4.2.6	VAS (Visuelle analoge Skala) Modifikation des Constant-Scores zum Parameter Schmerz .....	45

---

4.3	Simple-Shoulder-Test (SST) nach Matsen (52) .....	46
4.4	Funktionelle Tests .....	48
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>49</b>
5.1	Die Deltaprothese zur Behandlung der Rotatorenmanschetten- defektarthropathie (CTA) und für Revision konventioneller Schulterprothesen .....	49
5.2	Klinische Ergebnisse .....	50
5.2.1	Die inverse Prothese Typ Delta bei CTA-Patienten.....	51
5.2.2	Die inverse Prothese als Revisionsprothese oder bei Frakturen.....	52
5.3	Komplikationen und Revisionen.....	53
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>55</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>57</b>
<b>8</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>64</b>

# 1 EINLEITUNG

## 1.1 Historie

Der Franzose J. P. Pean entwickelte 1893 erstmals ein künstliches Schultergelenk. Dieses bestand aus Platin und Hartgummi und wurde bei einem Patienten eingesetzt, der an Tuberkulose erkrankt war (48). Obwohl das künstliche Gelenk nach zwei Jahren wieder entfernt werden musste, zeigte es, dass mit einem endoprothetischen Ersatz der Schulter eine Schmerzbefreiung und eine Verbesserung der Funktion zu erreichen war.

Der erste Schritt zur Entwicklung der modernen Schulterprothesen wurde – so wie wir sie heute kennen – 1951 von dem amerikanischen Orthopäden Charles Neer II getätigt. Angetrieben von dem Wunsch, komplizierte Oberarmkopffrühe zu versorgen, entwickelte Neer die heute noch gebräuchliche Basiskonstruktion für Schulterprothesen (60).

Derselbe wurde damit zum Pionier der modernen Schultergelenkendoprothetik mit der Einführung der Neer-Monoblock-Endoprothese. Im Gegensatz zu Endoprothesen für andere Gelenke sind die Schultergelenksendoprothesen vor allem vom Zustand der Weichteile abhängig, da das Schultergelenk ein kraftschlüssiges Gelenk ist. Aufgrund dieser Problematik führten relativ hohe Lockerungsraten bei Monoblockprothesen zu einem erlahmenden Interesse bei ihrer Weiterentwicklung bis Ende der 1970er-Jahre.

1971 wurde von Stellbrink die künstliche Gelenkpfanne vorgestellt. Er kombinierte die Prothese von Neer (sog. Neer-I-Prothese) mit einer künstlichen Pfanne, und so entstand aus dem künstlichen Oberarmersatz von Neer die erste Schultervollprothese. Dieser neue Gelenkersatz erhielt 1973 ein neues Design, die sog. Neer-II-Prothese, die bis heute im Einsatz ist (37).

Anfang der 1990er-Jahre wurden Modelle der zweiten Generation eingesetzt, die sich dadurch auszeichneten, dass sie modular aufgebaut waren. Kopf und Schaft waren in ihrer Größe, Ausrichtung und Neigung individuell einstellbar.

Die dritte Generation der Prothesen erlaubte Ende der 1990er-Jahre zudem die anatomische Wiederherstellung des Kopfdrehzentrums, eingeführt von Walch und Boileau. Mit ihnen konnte die Oberarmkopfgeometrie noch besser wiederhergestellt werden. Mit diesen anatomischen Prothesen lassen sich zwar die Knochenoberflächen von Humeruskopf und Pfanne präzise ersetzen, aber dies setzt eine funktionstüchtige

Rotatorenmanschette voraus. Es gehen aber so viele der degenerativen Veränderungen mit ihrem massiven Verschleiß einher, dass in diesem Falle die anatomischen Prothesentypen nicht geeignet sind. Spezialprothesen wie die inverse Prothese erleben aufgrund dessen eine Renaissance (37, 60).

Diese Implantate bestehen aus einem halbkugeligen Teil, der auf der Seite des Glenoids befestigt wird, und einem im Stil des Humerus eingesetzten kelchförmigen Teils, der die Pfanne bildet. Diese Konstruktion bietet nicht nur ein hohes Maß an Stabilität, sondern ermöglicht alleine mit dem M. deltoideus durchführbare Bewegungen. Erstmals angewendet wurde dieser Prothesentyp 1985 von Grammont. Erst zu Beginn dieses Jahrhunderts konnte sich die inverse Prothese durchsetzen und wurde verbreitet implantiert.

Bei diesem Prothesentyp handelt es sich um eine modulare Prothese. Die inverse Prothese Typ Delta 3 nahm ihre Entwicklung an der orthopädischen Fakultät in Dijon. Das Prinzip des Implantats fördert nach nicht rekonstruierbaren Defekten der Rotatorenmanschette die Aktion des einzig verbliebenen Abduktors, dem M. deltoideus, und verbessert das Zusammenspiel zwischen Humerus und Glenoid.

Inzwischen wurde bereits die vierte Generation eingeführt, die eine stufenfreie Modularität um drei Achsen im Sinne einer dreidimensionalen Verstellbarkeit ermöglicht. Die Schaftgeometrie kann dabei unabhängig von der Kopfposition eingestellt werden (34).

## 1.2 Anatomie

Wir gehen auf Füßen und nicht auf Händen. Ein banaler Satz, der jedoch bei genauerer Betrachtung erklärt, warum sich die Schulterendoprothetik erst in den letzten Jahrzehnten mit einer immensen Rasanzen entwickelt hat. Der Einfluss der Schwerkraft des Körpergewichts entfällt weitgehend, sodass eine der wichtigsten Krankheitsursachen der anderen großen Gelenke (Hüfte, Knie) – die degenerativen Erkrankungen – im Bereich der oberen Extremitäten durch spätes Auftreten im fortgeschrittenen Lebensalter erst zu diesem späten Aufschwung der endoprothetischen Versorgung führte (17).

Die oberen Extremitäten haben überwiegend Bewegungs- und Greiffunktionen. Sie sind wesentlich dynamischer, differenzierter und komplexer als dies bei den Beinen und der Wirbelsäule der Fall ist. Dies macht sich vor allem bei vitalen Funktionen wie Nahrungsaufnahme, Körperpflege etc. bemerkbar. Die oberen Gelenke sind auf

größeren Bewegungsumfang ausgelegt und insgesamt wesentlich weniger geschützt (17). Das Schultergelenk als proximalstes Gelenk der oberen Extremität ist das beweglichste aller Gelenke des menschlichen Körpers.

### 1.2.1 Knöcherne Strukturen

Knöchern beteiligen sich an den Bewegungen im Schulterbereich die Schulter- und Schultergürtelgelenke. Der Oberarmkopf und die Gelenkpfanne am Schulterblatt bilden das eigentliche Schultergelenk (Glenohumeralgelenk). Brustbein, Schlüsselbein und Schulterblatt ergeben zu beiden Seiten den Schultergürtel. Der Schultergürtel steht mit dem Rumpfskelett vorne über das Sternoklavikulargelenk (Gelenk zwischen Schlüsselbein und Brustbein) in Verbindung. Hinten besteht die Verbindung mit dem Rumpf in der Verschieblichkeit des in den Muskelschlingen der Schultergürtelmuskulatur „aufgehängten“ Schulterblatts, das sog. Schulterblatt-Thoraxgelenk (Skapulo-Thorakalgelenk). Untereinander artikulieren Schlüsselbein und Schulterblatt durch das Akromioklavikulargelenk, das sog. Schulterreckgelenk (80). Das Schultergelenk ist zur Erlangung eines möglichst großen Bewegungsumfangs entsprechend konstruiert: Der große kugelförmige Oberarmkopf läuft mit geringem Formschluss in einer relativ flachen Schulterblattpfanne, wobei das Größenverhältnis der Gelenkflächen 4:1 beträgt (43). Der Formschluss zwischen den Gelenkflächen wird am knöchernen Rand der Pfanne durch eine Gelenkklippe (Labrum glenoidale) vergrößert. Diese ist an ihrer Basis 4 bis 6 mm breit und etwa 4 mm hoch. Sie hat eine wesentliche Bedeutung für die Stabilität und die Gelenkflächengröße des Glenoids, die durch das Labrum um etwa ein Drittel erhöht wird. Dieses besteht vornehmlich aus straffem Bindegewebe mit zirkulär verlaufenden Kollagenfaserbündeln und wirkt zusätzlich als Widerlager gegen die bei größeren Gelenkdrücken auftretenden, beträchtlichen Querdehnungen des Gelenkknorpels. An ihr entspringt größtenteils die Gelenkkapsel (64, 80).

Das Glenohumeralgelenk wird durch die Kapsel und die in sie einstrahlenden Muskeln der Rotatorenmanschette stabilisiert. Es wird von dem Schulterdach bedeckt, das durch das Akromion als seitlichem Vorsprung der Skapula und ventral vom knöchernen Processus coracoideus der Skapula und dem zwischen diesen Knochen verlaufenden kräftigen Ligamentum coracoacromiale gebildet wird. Der dadurch zwischen Schulterdach und Rotatorenmanschette entstehende subakromiale Gleitraum wird auch als „Fünftes Schultergelenk“ oder „subakromiales Nebengelenk“ bezeichnet (80). Als weitere Artikulation mit eigener funktionsmechanischer und klinischer Problematik ist

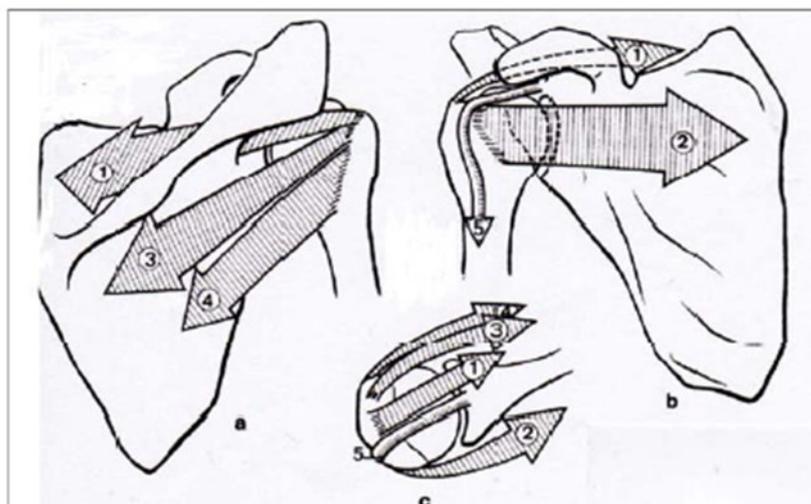
die lange Bizepssehne anzusehen. Diese verläuft intraartikulär und übernimmt ebenfalls stabilisierende und zentrierende Aufgaben (71).

Die normale Schulterfunktion ist somit das Resultat von Beweglichkeit und Zusammenspiel der sechs Artikulationen des Schulterkomplexes. Sie bilden eine funktionelle Einheit (71) aus:

1. dem Glenohumeralgelenk,
2. dem Akromioklavikulargelenk,
3. dem Sternoklavikulargelenk,
4. dem Skapulo-Thorakalgelenk,
5. dem subakromiale Gelenkraum und
6. dem Komplex der langen Bizepssehne.

### 1.2.2 Weichteile

Die Kapsel des Schultergelenks entspringt am Collum anatomicum des Humerus. Sie überbrückt die im Sulcus intertubercularis liegende lange Bizepssehne und überschreitet medial die Epiphysenlinie. An der Gelenkpfanne des Schulterblatts strahlt sie in das Labrum glenoidale und an dessen Basis in den Knochen des Schulterblatthalses ein. Die Kapsel ist sehr weit und relativ schlaff. Sie bildet nach kaudal den Recessus axillaris als Reservefalte, um einen möglichst großen Bewegungsumfang zuzulassen. Bandförmige Zügel, die Ligamenta glenohumeralia und insbesondere das kräftige Ligamentum coracohumerale, verstärken die Kapsel. Außerhalb der Gelenkkapsel liegen die vier Muskeln der sog. Rotatorenmanschette (Abbildung 1), die an der Skapula entspringen und am Humerus ansetzen. Ihre Fasern strahlen in die Kapsel ein und gehen im Ansatzbereich eine untrennbare Verbindung mit ihr ein. Sie umgeben den Oberarmkopf in Form einer eng anliegenden Sehnenplatte. Zu den Muskeln der Rotatorenmanschette gehören von ventral nach dorsal der größtenteils am Tuberculum minus inserierende M. subscapularis und die am Tuberculum majus ansetzenden Mm. supraspinatus, infraspinatus und teres minor.

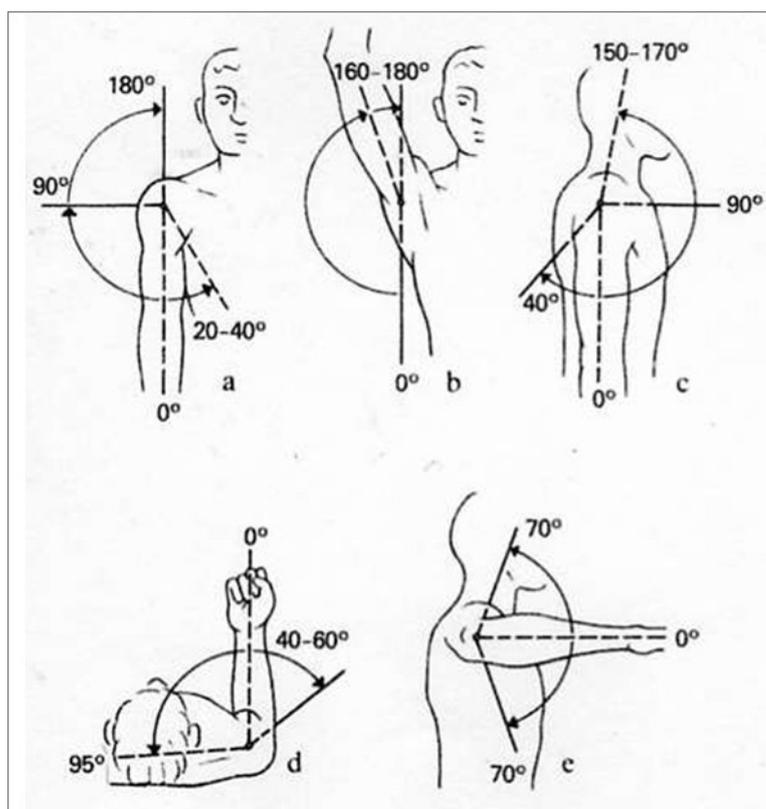


**Abbildung 1:** *M. supraspinatus* (1), *M. subscapularis* (2), *M. infraspinatus* (3) und *M. teres minor* (4) in der Ansicht von dorsal (a), ventral (b) und kranial (c) (39)

Die Muskeln sind an allen Bewegungen des Schultergelenks beteiligt und tragen wesentlich zur Führung und Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid bei. Vor ihrer Insertion am Humerus passieren die kranialen Sehnenabschnitte des *M. subscapularis* und des *M. infraspinatus* sowie die gesamte *Supraspinatus*sehne den Kanal zwischen dem Oberarmkopf und dem Schulterdach. In diesem subakromialen Raum (*Spatium subacromiale*), der dorsal weiter ist als ventral, verläuft vorn die *Subscapularis*sehne, im mittleren Abschnitt die *Supraspinatus*sehne und dorsal die *Infraspinatus*sehne. Für ein reibungsfreies Gleiten der Sehnen im *Spatium subacromiale* sorgen die *Bursa subacromialis* und die *Bursa subdeltoidea*. Die beiden Schleimbeutel bilden die Gelenkhöhle im subakromialen Nebengelenk. Ein weiterer, für die Beweglichkeit des Schultergelenks sehr wichtiger Muskel ist der kräftige *M. deltoideus*. Er liegt unmittelbar unter der Haut und hat großen Anteil an der Reliefbildung der Schulter. Der Muskel entspringt in drei Teilen dem Akromion, der Klavikula und der Skapula und inseriert zwischen mittlerem und proximalem Oberarmschaftsdrittel an der *Tuberositas deltoidea humeri*. Entsprechend seinem Faserverlauf werden von vorne nach hinten drei Teile, der *Pars clavicularis*, der *Pars acromialis* und der *Pars spinalis*, unterschieden. Ihre Funktionen hängen von der Lage zur Bewegungsachse des Schultergelenks und von der Stellung des Humerus ab. Der *M. deltoideus* ist neben seiner Funktion als kräftiger Abduktor bei allen Bewegungen der Schulter beteiligt (Abbildung 1, Pfeil 2) und kann das Fehlen der Rotatorenmanschette in großem Maße kompensieren.

### 1.2.3 Bewegungsausmaß

Das Schultergelenk (Glenohumeralgelenk) ist ein Kugelgelenk, in dem Bewegungen um drei Achsen möglich sind. Um eine transversale Achse erfolgen Vor- und Rückheben des Arms, was als Ante- und Retroversion oder Flexion und Extension bezeichnet wird. Um die Anterior-Posterior-Achse wird der Arm zur Seite gehoben (abduziert) und zum Körper geführt (adduziert). Die dritte und vertikale Achse gestattet die Vor- und Rückführung des um 90° abduzierten Arms.



**Abbildung 2: Bewegungsumfänge im Glenohumeralgelenk (18)**

*a: Abduktion*

*b: Abduktion über die horizontale Mitdrehung des Schulterblatts*

*c: Elevation: auch hier Mitdrehung des Schulterblatts*

*d: Rotation bei angelegtem Ellbogen*

*e. Rotation bei abduziertem Arm*

Einen Überblick über die Bewegungsausmaße zeigt Abbildung 2. Eine Anteversion ist aus der Neutral-Null-Stellung heraus theoretisch im Schultergelenk allein bis etwa zur Horizontalen möglich. Sie wird begrenzt durch die Anspannung des Lig. Coracohumerale sowie durch den passiven Widerstand der Mm. teres minor, teres major und infraspinatus (0° bis 60°). In Funktionsgemeinschaft mit dem Schultergürtel

kann der Arm um  $120^\circ$  nach ventral eleviert werden. Eine Elevation bis  $180^\circ$  wird erst durch eine Dorsalextension der Wirbelsäule erreicht. Das Ausmaß der maximalen Retroversion beträgt  $40^\circ$  bis  $50^\circ$ . Eine Abduktion des Arms aus der Neutral-Null-Stellung heraus ist bis zu  $90^\circ$  durch das Schultergelenk allein möglich. Die Limitierung erfolgt durch das Anschlagen des Tuberculum majus an den Oberrand der Pfanne. Im Folgenden wird die Abduktion durch eine Translationsbewegung des Schulterblatts unterstützt und erreicht etwa  $150^\circ$ .

Eine darüber hinausgehende Elevation in der Frontalebene bis zu  $180^\circ$  ist nur bei gleichzeitiger Außenrotation des Humerus und mithilfe einer Neigung der Wirbelsäule zur kontralateralen Seite zu erreichen. Eine Adduktion ist wegen der in der Neutral-Null-Stellung bestehenden Körperhemmung erst nach einer leichten Anteversion möglich. Sie beträgt etwa  $45^\circ$ . Das Ausmaß der Außenrotation bei herabhängendem Oberarm und gebeugtem Ellenbogengelenk beträgt bis zu  $60^\circ$ , die Innenrotation ist abhängig von der Weichteilhemmung und kann zwischen  $30^\circ$  und  $70^\circ$  betragen. Bei gleichzeitig retrovertiertem Arm ist sie bis zu  $110^\circ$  möglich (39).

Die Gelenke des Schultergürtels bewegen sich synchron und simultan. Große individuelle Unterschiede aufgrund von Alter, Geschlecht und Konstitution des Muskel- und Kapselbandapparats erschweren eine Bestimmung von funktionellen Normwerten. Deshalb wird die für die Aktivitäten des alltäglichen Lebens relevante Funktion des Schultergelenks durch die Mitbeteiligung aller Gelenke des Schultergürtels beurteilt (4).

### **1.3 Biomechanik des Schultergelenks**

Um die exakte Biomechanik der Schulter zu verstehen, ist eine genaue Analyse des Zusammenspiels der einzelnen Strukturen nötig. Dem Schultergelenk fehlt aufgrund der Größenunterschiede von Kopf und Pfanne (siehe 1.1.1) weitgehend eine knöcherne Führung. Das Gelenk wird aktiv vorwiegend muskulär sowie passiv durch die Kapsel und zum geringeren Teil auch durch Bänder gesichert. An der Gelenkführung und -stabilisierung sind als aktive Weichteilstabilisatoren vor allem die Muskeln der Rotatorenmanschette, ergänzt durch die lange Bizepssehne und den M. deltoideus, beteiligt. Zur Sicherung der glenohumeralen Stabilität bedarf es folgender Mechanismen (51):

1. Gleichgewicht der auf das Gelenk einwirkenden Kräfte
2. Kompressionskräfte in Richtung der konkaven Gelenkpfanne
3. Halt der Kapsel- und Bandstrukturen
4. Adhäsions- und Kohäsionskräfte im Gelenk
5. eingeschränktes Gelenkvolumen

Bei hängendem Arm in der sog. Neutral-Null-Stellung ist der Tonus der Schultermuskulatur völlig ausreichend, um den Humeruskopf in der Pfanne zu halten. Als Grundregel gilt hierbei, dass ein Gleichgewicht an einem Gelenk herrscht, wenn sich alle einwirkenden Kräfte gegenseitig aufheben (34).

Die Rotatorenmanschette hat dabei die Aufgabe, den Humeruskopf in der Pfanne zu halten; dies erfolgt durch den Antagonismus der verschiedenen Zugrichtungen (51). Bei Sehnenrissen ändert sich nun diese und es kommt konsekutiv zu Instabilitäten im Bereich des Glenohumeralgelenks.

Nach Matsen (51) ist die Tiefe der Gelenkhöhle ein ebenfalls entscheidender Punkt, der zur Stabilisierung beiträgt. Bei extremen Beanspruchungssituationen wird sie durch Straffung der Kapseln und Bandstrukturen verstärkt. Diese dienen in dieser Situation als Erweiterung des Glenoidrandes und führen somit zu einer Vertiefung der Glenoidhöhle. Außerdem wirken die mit Synovialflüssigkeit überzogenen Gelenkflächen positiv ein. Die Synovialflüssigkeit bewirkt eine starke Kohäsion zwischen beiden Gelenkpartnern. Eine Unterstützung erfährt diese Situation durch ein eingeschränktes Gelenkvolumen. Matsen zeigte bei Untersuchungen an Schultern von Leichnamen, dass durch eine Eröffnung des Gelenks die Kraft, die ursprünglich nötig war, um eine Humeruskopfluxation zu provozieren, um rund 50 % gesenkt wurde (51).

Deshalb bedarf es einer immensen Interaktion zwischen statisch und dynamisch wirksamen Faktoren. Die Muskulatur zählt logischerweise zu den aktiven (dynamischen) Stabilisatoren des Glenohumeralgelenks, während die Gelenkgeometrie aufgrund ihrer knöchernen Formgebung, die Gelenkkapsel mit ihren ligamentären Strukturen, der atmosphärische Druck und die Adhäsions-/Kohäsionskraft der Gelenkkörper als passive (statische) Stabilistoren angesehen werden müssen.

Der Einfluss auf die Stabilität im Glenohumeralgelenk ist also abhängig von der Gelenkposition und der Intaktheit, der Dicke und der Dehnbarkeit der umliegenden Weichteile, insbesondere der Gelenkkapsel.

Die Mechanik des Schultergelenks ist also wesentlich komplexer als die eines jeden anderen menschlichen Gelenks, da beständig ein Ausgleich zwischen den Anforderungen von Stabilität und Mobilität gefunden werden muss. Im Gegensatz z. B. zum Hüftgelenk hat das Glenohumeralgelenk nicht nur drei Freiheitsgrade der Bewegung, sondern fünf, da neben den Grundbewegungen auch Translationsbewegungen möglich sind. Aufgrund dessen wird das Schultergelenk als überwiegend kraftschlüssiges Gelenk angesehen, da für deren Stabilität muskuläre Kompressionskräfte eine große Bedeutung haben.

Aktuelle Veränderungen im Design von Schulterprothesen sind auf neue Erkenntnisse der zugrunde liegenden Kinematik und Kräfteverteilung zurückzuführen, wobei insbesondere die Verankerung der Glenoidkomponente entscheidend ist (31).

## **1.4 Endoprothetischer Gelenkersatz**

Die Historie der Schulterendoprothetik, beginnend im 19. Jahrhundert bis hin zur inversen Totalendoprothese der Gegenwart, wurde bereits in den einleitenden Worten erwähnt.

### **1.4.1 Gekoppelte und ungekoppelte Prothesen**

Die Muskulatur nimmt eine zentrale Stellung bei der Indikationsstellung zur Implantation einer Prothese ein, wodurch an diese konkrete Anforderungen gestellt werden. In diesem Zusammenhang stand die Einführung der Begriffe gekoppelte und ungekoppelte Prothese. Analog zu diesen Begriffen wurden in der angloamerikanischen Sprache die Begriffe „constrained“, „semiconstrained“ und „unconstrained“ eingeführt.

Gekoppelt oder constrained meint eine komplette Formschlüssigkeit zwischen Kugel und Pfanne, wobei ein maximales Maß an Verkoppelung mit verblockten Endoprothesen dort erreicht wird, wo der Kopf von einer Pfanne mit Schnappmechanismus umfasst wird, die über den Kopfäquator reicht. Ungekoppelt oder unconstrained meint dagegen, dass die Pfanne durch ihre Formgebung der Luxation des Kopfes keinen Widerstand entgegensetzt, z. B. bei einem sphärischen

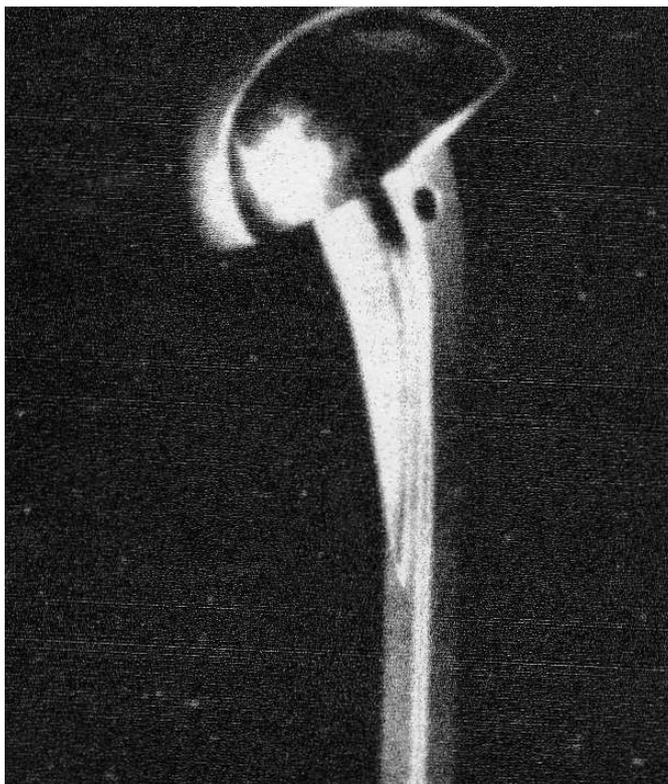
Kopf auf ebener Fläche. Dabei entsteht durch Ausmuldung einer Pfannenfläche ein grosses Maß an Luxationswiderstand. Als bekanntester Prothesenvertreter hierfür gilt die Neer-II-Endoprothese. Ferner gibt es die halb gekoppelten oder semiconstrained Prothesentypen, bei denen Pfannenüberhöhungen mit einer kranialen Schulter vorliegen.

Das Hauptproblem der voll gekoppelten Prothesen lag darin, dass es wie oben erwähnt zu häufigen Lockerungen kam (61, 62, 66). Erstmals wurde der Versuch von Kölbl und Friedebold unternommen, voll gekoppelte Prothesen mit inversen Artikulationsverhältnissen zu konstruieren. Diese trugen einen glenoidseitigen Kugelkopf und eine humeralseitige Kugelpfanne. Doch auch hier kam es zu einer inakzeptablen Lockerungsrate, die von der zu hohen Belastung der Skapulaaufhängung herrührten. Dieses Prinzip wurde dennoch in neuerer Zeit von Grammont und Baulot mit der Deltaprothese erneut aufgegriffen. Aus dieser Grundidee entstand die inverse Prothese Typ Delta, die zur Gruppe der teilgekoppelten bzw. semiconstrained Prothesen gehört. Einen Überblick über die verschiedenen Prothesentypen bietet die Tabelle von Rockwood (70):

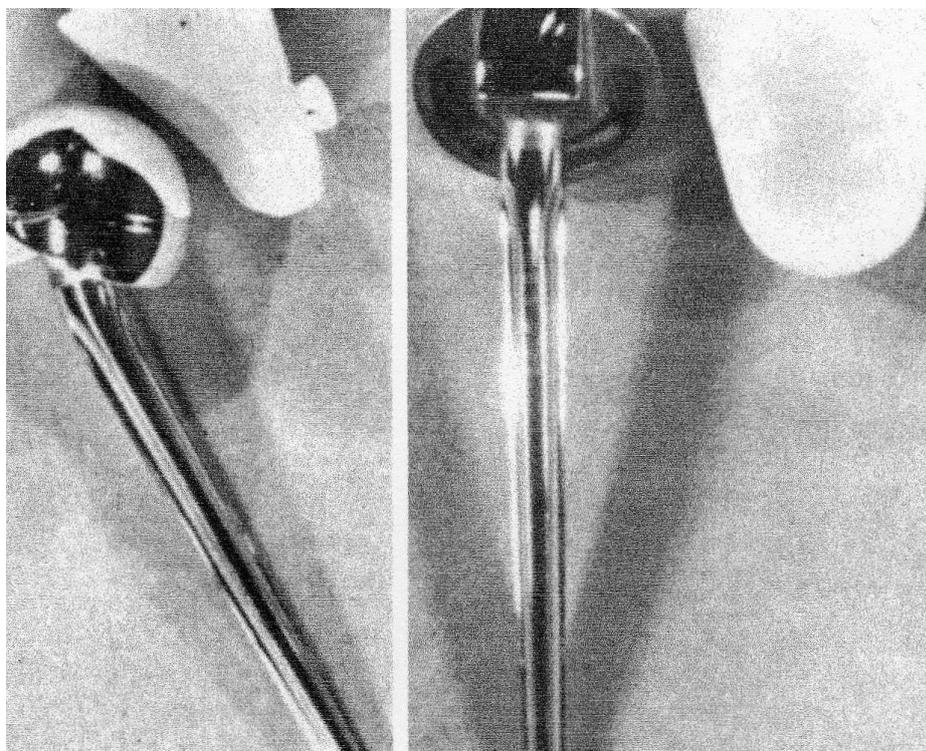
Unconstrained (Anatomisch)	Semiconstrained	Constrained
Bipolar	English-MacNab	Stanmore
Neer	Dana	Zimmer
Cofield	St. Georg	Kölbl
	Mazas	Gerard

**Tabelle 1:** *Verschiedene Beispiele von Schultertotalendoprothesen für den jeweiligen Typ*

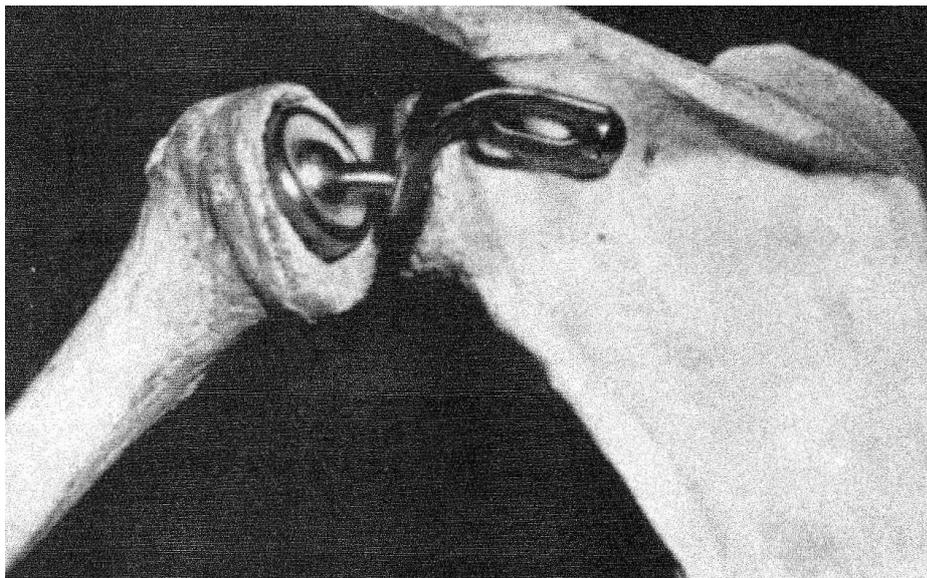
Beispiele zur Veranschaulichung der jeweiligen Prothesentypen (Abbildung 3 bis Abbildung 5)



*Abbildung 3: Schulterendoprothese vom Typ Unconstrained nach Neer (57)*



*Abbildung 4: Schulterendoprothese vom Typ Semiconstrained nach Mazas (54)*



*Abbildung 5: Schulterendoprothese vom Typ Constrained nach Kölbel (42)*

#### **1.4.2 Die inverse Prothese Typ Delta und ihr Wirkungsprinzip**

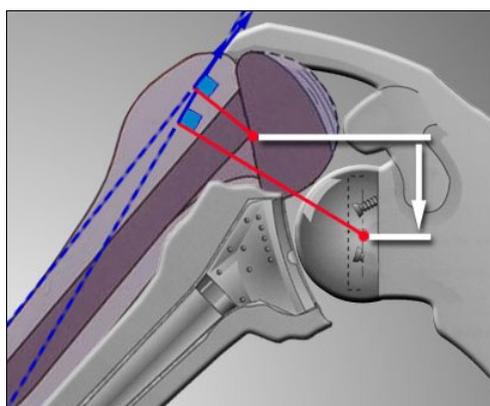
Das Prinzip des Implantats fördert das Zusammenspiel der Gelenkpartner durch eine neue Konkav-Konvex-Situation nach nicht rekonstruierbaren Defekten der Rotatorenmanschette. Es bewirkt eine Vergrößerung des Hebelarms des M. deltoideus um mehr als 25 %. Somit ist die aktive Abduktion des Arms möglich, und seine Kraft bleibt erhalten. Hierbei verändert sich der Hebelarm des Deltamuskels, und es kommt zu einem effektiveren Einsatz des Deltamuskels bei Schultern mit irreparablen Rotatorenmanschettendefekten. Biomechanische Untersuchungen von Grammont haben ergeben, dass eine Verlagerung dieses Drehzentrums nach kaudal und medial um jeweils 1 cm zu einer Zunahme des Drehmoments der Deltamuskulatur um 20 bzw. 30 % führt (32). Ersichtlich wird dieses Prinzip bei Abbildung 6.

Desgleichen haben die drei Anteile des M. deltoideus (pars anterior, medialis und posterior) Anteil an der Stabilisierung des Implantats. Die daraus resultierende Kraft wirkt stets zentripetal zur glenoidalen Kugel mit dem Auflagepunkt im Innern des Glenoids.

Die Version Delta bietet neben verschiedenen Glenoidgrößen mehrere modulare Humeruskomponenten, sodass stets beste biomechanische Bedingungen für die Funktionalität vorhanden sind.

Die modulare Prothesenform ermöglicht die Anpassung des Humerusimplantats an jede Morphologie (19).

Die von Grammont und Baulot 1993 erstmals beschriebene inverse Schulterprothese Typ Delta 3 führt unabhängig vom Defektzustand oder Insuffizienzgrad der Restrotatorenmanschette (32) durch die Umkehrung der Konkav-Konvex-Situation der Gelenkpartner zur Wiederherstellung eines dynamisch stabilen, kaudalisierten und medialisierten Drehzentrums. Damit kommt dem Deltamuskel eine entscheidende Bedeutung zu. Grundlage einer jeder operativen Versorgung ist dessen strukturelle und neurologische Intaktheit.



**Abbildung 6:** *Signifikante Kaudalisierung und Medialisierung des Drehzentrums durch Invertierung der Konkav-Konvex-Situation und Etablierung eines stabiles Drehzentrums (73)*

Der Aufbau und die Modularität der inversen Prothese Typ Delta 3 wird in den folgenden Abbildungen dargestellt (Abbildung 7 und Abbildung 8).



**Abbildung 7:** *Modulares Schaftimplantat mit Diaphyse und einer Polyethylenpfanne (hier keine Epiphysenverlängerung) (73)*



**Abbildung 8: Glenosphäre und Metaglène (73)**

Die inverse Prothese vereint nun mehrere biomechanische Wirkungsprinzipien. Durch Medialisierung und Kaudalisierung des Drehzentrums erfolgt eine Optimierung der Position und Stabilisierung der Prothese. Es handelt sich im weitesten Sinne um eine semiconstrained Prothese, wobei die Führung der Gelenkpartner als Koadaptation bezeichnet wird, da das Ausmaß der Konformität der Gelenkflächen und der Führung vom Abduktionsgrad abhängt (32).

Die Kaudalisierung und Medialisierung hat vor allem in der Abduktionsstarterphase eine deutlich verbesserte Wirkung zur Folge. So entfaltet der M. deltoideus auch in der Adduktionsphase eine außenrotatorische Kraft durch seine posterioren Anteile (63).

#### **1.4.2.1 Die Behandlung der Defektarthropathie mit der inversen Prothese**

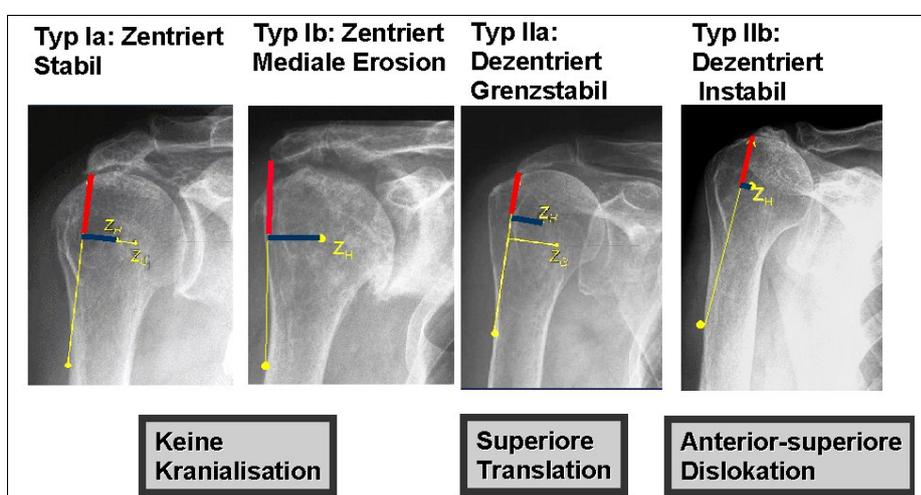
Im Folgenden wird erläutert, warum bei Defekten oder Insuffizienzen der Rotatorenmanschette eine Versorgung mit einer konventionellen Prothese keine 100%ige Lösung darstellt und warum bei dieser Indikationsstellung die inverse Prothese Typ Delta als ideale Versorgungsmaßnahme erscheint.

Defektarthropathie ist der Überbegriff für den Verlust von mindestens mehr als zwei Sehnen der Rotatorenmanschette und der Gelenkoberflächen. Durch den massiven Rotatorenmanschettendefekt kommt es zu einer deutlichen Abnahme der dynamischen Gelenkstabilisierung. Das Ausmaß der Dezentrierung ist abhängig von der Art und Anzahl der beteiligten Sehnen, dem Atrophiegrad der Restrotatorenmanschette, der strukturellen Intaktheit des coracoacromialen Bogens und schließlich von dem Ausmaß und der Richtung der sekundären Glenoiddeformation. Durch die anterior-superiore Verlagerung und der Instabilität des glenohumeralen Drehzentrums kommt es konsekutiv zur Insuffizienz der Deltamuskulatur.

Frühere biomechanische Untersuchungen von Grammont haben ergeben, dass eine Verlagerung dieses Drehzentrums nach kaudal und medial um jeweils 1 cm zu einer Zunahme des Drehmoments der Deltamuskulatur um 20 bis 30 % führt (32). Wie oben

angeführt verkürzt sich der Deltamuskel bei einer Defektarthropathie. Durch Rückversetzung in seine anatomische Position und Kaudalisierung des Drehzentrums hinsichtlich der präoperativen Dezentrierung erhält dieser Muskel eine entscheidende Bedeutung in Bezug auf seine Funktionalität zurück. Der Prothesenname deutet bereits auf die Abhängigkeit selbiger in Bezug auf einen absolut funktionsfähigen M. deltoideus hin.

Seebauer et al. (73) haben in Ergänzung bzw. im Gegensatz zu Farvard, der eine rein deskriptiv morphologische Klassifikation angibt (23), eine ausschließlich funktionelle biomechanische Einteilung der Defektarthropathien in vier Typen vorgenommen (Abbildung 9).



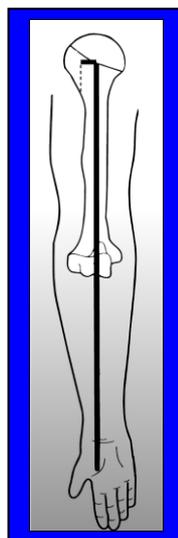
**Abbildung 9:** Pathomechanisch-funktionelle Klassifikation der Defektarthropathie hinsichtlich Position und Stabilität des glenohumeralen Drehzentrums.

*Einfluss der Drehzentrumsposition auf den Hebelarm der Deltamuskulatur in der Abduktionsstartposition (blaue Balken = Hebelarm der Deltamuskulatur) (73)*

Bei den Defekttypen I a und I b ist das Drehzentrum nicht, bei den Typen II a und II b dagegen signifikant kranialisiert. Diese vier Typen zeigen sich hinsichtlich ihrer Funktion nach präoperativer Schmerzausschaltung bzw. postoperativ nach konventioneller Prothesenversorgung zueinander signifikant unterschiedlich (4, 23, 31, 70).

Aus dieser Einteilung ergibt sich die Indikationsstellung für die Implantation einer inversen Prothese.

Zugleich wird der Einfluss der Drehzentrumsposition auf den Hebelarm der Deltamuskulatur in der Abduktionsstartposition anhand der Balken ersichtlich (Abbildung 10).



**Abbildung 10:** *Vergleich Hebelarm Deltamuskulatur zu Hebelarm obere Extremität in der Abduktionsstartposition (73)*

#### **1.4.2.2 Defektarthropathien und die Versorgung mit anderen Prothesentypen**

Konventionelle, d. h. anatomische Prothesen führen bei Defektarthropathien allenfalls zu einer gemässigten Schmerzreduktion. Auch der Einsatz von großen oder sogar übergroßen Köpfen konnte keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielen (61, 62, 66, 69, 83, 87). Constrained Prothesen (siehe 1.3.2), die man Ende der 1970er-Jahre und Anfang der 1980er-Jahre eingesetzt hat, wurden aufgrund der hohen Lockerungsrate schnell wieder aufgegeben (61, 62, 66). Auch Ergebnisse bei bipolaren Schulterprothesen (83, 87) sind deutlich unterschiedlicher Art und insgesamt nicht zufriedenstellend im Gegensatz zu denen der inversen Prothese (32, 72, 73, 74).

Als Problem erscheint dabei, dass das Drehzentrum nicht ausreichend genau wiederhergestellt werden kann. Es fehlt an einer Kaudalisierung und Medialisierung, wie sie nur mit der inversen Prothese erreicht werden kann und somit zu einer nicht suffizienten Funktion des M. deltoideus. So ist die Implantation von Hemi- oder bipolaren Prothesen auf die Typen 1 a und 1 b (Abbildung 9) beschränkt. Je größer dabei der Kopf bei Hemiprothesen gewählt wird, desto größer ist eine nicht erwünschte Lateralisierung des Drehzentrums. Konsekutiv verschlechtert sich der Hebelarm und die Funktionalität des M. deltoideus (69, 87). Des Weiteren kommt es bei massiven Defekten der Rotatorenmanschette (RM), die mit einer anatomischen

Prothese versorgt wird, zu einer nicht vermeidbaren superioren Dislokation. Sie kann zunächst durch retentive Glenoidkomponenten verhindert und aufgefangen werden, führt aber rasch zu einer nicht vermeidbaren Lockerung dieser Komponente (58, 59, 61, 68).

#### **1.4.2.3 Indikationen und Kontraindikationen**

Sowohl in Bezug auf die inverse Prothese Typ Delta als auch auf die Hemi- oder bipolare Prothesen lassen sich inzwischen klare Indikationen unterscheiden (21): Alle Defektarthropathien, d. h. sämtliche Krankheitsbilder, bei denen die Destruktion bzw. Degeneration der Gelenkpartner von einer massiven, nicht rekonstruierbaren und pathomechanisch relevanten RM-Defektsituation begleitet wird, sind Indikationen zur Implantation der inversen Prothese Typ Delta, wie bei Abbildung 9 unter II b beschrieben. Folglich gehören dazu alle nach kranial dezentrierten Typen, die instabil sind. Die zugrunde liegende Pathogenese, entweder eine primäre Defektarthropathie, eine Post-Cuff-Repair-Arthropathie, eine Arthrose, eine Arthritis verbunden mit einem Rotatorenmanschettendefekt, eine Arthrose mit fehlgeschlagenen RM-Rekonstruktionen, eine destruierende Arthritis oder eine Milwaukee-Schulter, spielt für die Indikationsstellung keine Rolle. Ausschlaggebend ist einzig das Ausmaß der funktionellen Dekompensation der Deltamuskulatur bzw. der Dezentrierung und Destabilisierung des glenohumeralen Drehzentrums. Sie gilt also auch bei herkömmlichen Prothesentypen mit funktionell relevanten Insuffizienzen der Rotatorenmanschette und nicht rekonstruierbaren Defekten der Rotatorenmanschette als Mittel der Wahl (73).



**Abbildung 11: Röntgenbild einer Defektarthropathie mit dem dafür typischen Humeruskopfhochstand und der anterior-superioren Verlagerung (Dezentrierung)**

Zu den relativen Indikationen zählen Defektarthropathien des Typs II a (Abbildung 9) unter Berücksichtigung des individuellen funktionellen Anspruchs und des Alters des Patienten (73).

Zeigt sich bei den präoperativen Untersuchungen, dass der M. deltoideus entweder strukturelle oder neurogene Defekte hat, so gilt dies als Kontraindikation für die Implantation der inversen Prothese, da ihre Funktion vollständig von diesem Muskel abhängig ist. Zur Sicherung bei fraglichen Befunden wird präoperativ eine neurologische Untersuchung des Muskels durchgeführt. Des Weiteren ist es für den Einbau obligat, dass keine ausgedehnten Glenoiddestruktionen aufgetreten sind. Hierfür wird zur Entscheidungsfindung in unklaren Fällen eine Computertomografie in parasagittaler Schnittebene angefertigt. Als Beispiel für ausgedehnte Glenoiddestruktionen siehe Abbildung 9 den Typ-I-b-Defekt mit massiver zentraler Glenoiderosion (Abbildung 12).



**Abbildung 12: Hochgradige zentrale Glenoiderosion und -destruktion**

Im Allgemeinen sollte der Patient ein Mindestalter von 65 Jahren haben, doch gibt es Indikationen (siehe oben), die eine Implantation auch in jüngerem Alter absolut notwendig machen.

Aus dem soeben Erklärten ergibt sich folglich eine Problematik, die konventionelle Schulterprothesen bei der Implantation mit sich bringen würden. Diese setzen eine Funktionalität der Rotatorenmanschette voraus. (M. supraspinatus, M. infraspinatus, M. subscapularis, M. teres major und M. teres minor). Da diese folglich bei einer Defektarthropathie oder Rotatorenmanschetteninsuffizienz nicht mehr gewährleistet ist, so ist die Verwendung konventioneller Prothesentypen nicht erfolgreich und demzufolge kontraindiziert.

Dieselbe Problematik ergibt sich auch bei Dislokationen oder bei lytischen Verhältnissen des Tuberculum majus. Dieser Muskelansatzhöcker ist der Ansatz (wie der Name bereits sagt) verschiedener Muskeln, die zur Rotatorenmanschette gehören. Dazu zählen der M. infraspinatus (stärkster Außenrotator des Arms; bei zur Seite erhobenem Arm abduziert und bei gesenktem Arm adduziert er; er spannt die Gelenkkapsel des Schultergelenks), der M. teres minor (ebenfalls Außenrotator und Abduktor) und der M. supraspinatus (Abduktor und schwacher Außenrotator; außerdem spannt er die Gelenkkapsel).

Aufgrund einer Dislokation oder einer Lyse des Tuberculum majus kommt es ebenfalls zu einer deutlichen Insuffizienz der Rotatorenmanschette. Eine Lyse ist sicherlich nicht operativ zu beheben, bei einer Dislokation muss die Indikation einer Operation genau gewählt werden. Es erscheint nicht sinnvoll, wenn eine generalisierte

Insuffizienz der Rotatorenmanschette oder oben erwähnte Kriterien einer Defektarthropathie bereits vorliegen.

Die Hemiprothese ist das Mittel der Wahl beim Defekttyp I a und bei jüngeren Patienten. Des Weiteren zeigt sie gute Resultate bei postero-superioren Defekten der Rotatorenmanschette.

Das ideale Einsatzgebiet für bipolare Prothesen dagegen erscheint der Defekttyp I b zu sein. Eine ähnliche Einteilung wurde von Farron beschrieben, wie nachstehende Tabelle zeigt (22).

Art der Prothese	Lokale Situation	Indikation
Humorale Hemiprothese	Nur humorale Seite arthrotisch	- komplizierte Frakturen und - aseptische Nekrose des Humeruskopfes
Humorale Hemiprothese	Fortgeschrittene Knochendestruktion des Glenoids	- Rheumatische Polyarthritits (fortgeschritten)
Anatomische Totalprothese	Beide Gelenkflächen befallen bei funktions-tüchtiger Rotatoren-manschette	- Omarthrose - Rheumatoide Arthritis
Inverse Prothese	Beide Gelenkflächen befallen bei nicht funktionstüchtiger Rotatorenmanschette	- CTA - Chirurgische Sekundär-eingriffe

**Tabelle 2:** *Beispiele für Schultergelenksprothesen und ihre Anwendungsgebiete*

## **2 FRAGESTELLUNG**

Die Auswahl des Prothesentyps und die damit verbundene Indikationsstellung in der Schulterendoprothetik wurden über lange Zeit sehr kontrovers diskutiert. Erst in jüngster Zeit scheinen sich mehr und mehr klare Indikationen für oder gegen einen bestimmten Prothesentyp herauszukristallisieren, was unter anderem eine Folge der raschen Entwicklung der inversen Prothese ist.

Ziel der vorgelegten Arbeit ist es, Langzeitergebnisse bei Patienten, bei denen eine inverse Prothese Typ Delta bei nicht rekonstruierbaren Defekten der Rotatorenmanschette implantiert wurde, darzulegen. Dabei ist die Defektarthropathie die Indikation als Grundlage für die Implantation dieses Prothesentyps.

In der vorliegenden Studie soll untersucht werden, in welchem Ausmaß die inverse Prothese über einen längeren Zeitraum bei nicht rekonstruierbaren Rotatorenmanschettendefekten Erfolge erzielt.

Zum einen erfolgt die Untersuchung anhand der Parameter Beweglichkeit, Aktivität, Schmerz und Kraft (32, 52), wobei die Daten anhand subjektiver und objektiver Skalen sowie funktioneller Tests (2, 36, 84) gewonnen wurden, zum anderen erfolgt ein Vergleich der verschiedenen Indikationsstellungen (CTA, Revision bei Prothesenwechsel und Frakturen).

## 3 MATERIAL UND METHODIK

### 3.1 Epidemiologie

Zwischen Oktober 1997 und April 2001 wurden in der orthopädischen Abteilung des städtischen Krankenhauses München Bogenhausen 54 Patienten mit Defektarthropathien und nicht mehr rekonstruierbaren Rotatorenmanschettendefekten mit insgesamt 57 inversen Schulterendoprothesen Typ Delta III<sup>®</sup> nach Grammont versorgt. Das durchschnittliche Alter zum Operationszeitpunkt lag bei 70,1 Jahren. Es handelte sich um zwölf (13 Implantationen) männliche und 42 (44) weibliche Patienten.

Den Ausschlag für den Entschluss zur Operation gab in allen Fällen als wichtigste Parameter der präoperativ vorhandene Schmerz noch vor der meist damit einhergehenden Funktionseinschränkung der entsprechenden Extremität.

Bei einer ausführlichen, retrospektiven, klinischen Nachuntersuchung im November 2006 wurden 33 Patienten (61,1 %) mit 34 Implantationen (59,6 %) untersucht. Neun Patienten (zehn Implantationen, 16,7 % bzw. 17,5 %) waren verstorben, fünf Patienten (6, 9,3 % bzw. 10,5 %) waren unbekannt verzogen. Sieben Personen (13,0 %) waren entweder aufgrund der räumlichen Entfernung (Kiel, Bremen usw.) oder aufgrund anderweitiger Gründe nicht in der Lage, an der Untersuchung teilzunehmen.

Es konnten also insgesamt die Ergebnisse von 34 (59,7 %) Eingriffen (33 Patienten) gewonnen und ausgewertet werden.

Bei 22 (22) Patienten wurde ein Primäreingriff durchgeführt, bei vieren (4) handelte es sich um eine Revisionsoperation mit einem vorausgegangenem Eingriff. Bei sieben (8) fanden mehr als eine Voroperation statt. Insgesamt 27 Operationen wurden an der dominanten Seite durchgeführt. Das entspricht 79,4 % des gesamten Patientenguts. Die Ergebnisse, die die prä- und die postoperative Untersuchung betreffen, werden ausführlich unter Punkt vier angeführt und erläutert.

Eine Schultersteife bzw. eine generalisierte rheumatologische Grunderkrankung lag präoperativ bei jeweils einem Patienten vor.

Bei allen Patienten wurde präoperativ, neben mehrmaligen subacromialen Injektionen, ebenfalls eine medikamentöse Therapie durchgeführt. Zudem erhielten alle Patienten zunächst krankengymnastische Übungsbehandlungen.

### 3.2 Klinische Untersuchung

Es erfolgte eine ausführliche klinische Untersuchung bei jedem Patienten, die standardisiert von jeweils demselben Untersucher durchgeführt wurde. Bei der Anamnese war neben dem aktuellen Zustand vor allem die präoperative Anamnese von einem etwaigen Unfallereignis bis hin zu bereits durchgeführten Operationen als auch postoperativ von hoher Bedeutung.

Zunächst erfolgte die Inspektion, wobei immer beide Schulterbereiche von gleichwertiger Bedeutung waren und dem Atrophiegrad besondere Bedeutung zukam. Es schlossen sich Palpation und die Bewegungsprüfungen an, wobei jeweils beidseits das aktive und passive Bewegungsausmaß festgehalten wurde.

Es folgte eine manuelle Untersuchung, bei der der Patient saß und die Untersuchung von dorsal erfolgte. Es folgte die Muskelprüfung, also eine spezifische Untersuchung in erster Linie des M. deltoideus mit seinen drei Anteilen hinsichtlich auf ein etwaiges Kraftdefizit.

Es wurde bei jedem Patienten eine Kraftmessung hinsichtlich Abduktion, Adduktion, Außenrotation und Innenrotation mit einer Federwaage sowie Tests nach Jobe, Hornblower, Gerber und Napoleon durchgeführt (siehe 3.3.).

Des Weiteren wurde stets die Untersuchung und Befragung nach dem Constant-Score (Tab. 3) und einer Modifikation und dem Simple-Shoulder-Test nach Matsen (Tab. 4) durchgeführt und festgehalten.

### 3.3 Funktionelle Schultertests

Ein wesentliches Kriterium bei der klinischen Untersuchung stellten die funktionellen Schultertests dar.

Mit dem Lift-Off-Test nach Gerber wurde der anteriore Anteil des M. deltoideus und der M. subscapularis geprüft. Idealerweise konnte der Patient seine Hand im Schürzengriff gegen den Widerstand des Untersuchers aktiv anheben (36).

Beim Test nach Jobe sollte der Patient den Arm gegen Druck von kranial bei 90° Abduktion und 30° Horizontalflexion sowie Innenrotation halten können (36).

Das Hornblower-Zeichen nach Walsh prüft den posterioren Anteil des M. deltoideus als Ersatz für die Außenrotatoren sowie die Mm. teres minor und infraspinatus. Im Rahmen der Untersuchung der Integrität der Rotatorenmanschette wurde von Walsh et

al. bei posterosuperioren Rotatorenmanschetten-Massenrupturen mit Beteiligung des M. teres minor das sog. Hornblower-Zeichen beschrieben (84). Dieses Zeichen fällt positiv aus, wenn der Patient versucht, die Hand an den Mund zu führen: Aufgrund einer Schwäche des posterioren Anteils weicht der Arm in die Innenrotation aus, und der Patient muss den Ellenbogen höher heben als die Hand.

Das Zeichen nach Napoleon (2) beschreibt eine Endstellung und ist eine Funktionsprüfung des M. subscapularis bzw. des vorderen Anteils des M. deltoideus. Dabei drückt der Patient den im Ellbogen um 90° gebeugten Unterarm gegen den Bauch und versucht, den Ellbogen vorne zu halten. Gelingt dies nicht, kommt es zu einer Flexion im Handgelenk und einem Hochstand der Schulter. Diese Endstellung wird als positives Napoleon-Zeichen beschrieben.

### **3.4 Untersuchungsmethoden**

#### **3.4.1 Objektive und subjektive klinische Daten**

Die Untersuchung der Patienten erfolgte prä- und postoperativ. Es erfolgten sowohl objektive als auch subjektive Tests.

Die klinische Untersuchung hat stets beide Schultern umfasst. Zudem kamen Fragebögen zum Einsatz, die die subjektiven Antworten der Patienten aufnahmen. Diese Methoden werden im Folgenden vorgestellt.

#### **3.4.2 Constant-Score (CS):**

Der Constant-Score (32) (Gesamtmaximalpunktzahl 100) erfasst sowohl subjektive Kriterien (Schmerz 15, Alltagsfunktion 20) als auch die objektive Schulterfunktion (aktive Beweglichkeit 40, Kraft 25). Da die Maximal- und Ausdauerkraft physiologisch alters- und geschlechtsabhängig ist, wurde zusätzlich ein alters- und geschlechtskorrelierter prozentualer Constant-Score (CS %) bestimmt. Zur individuellen Analyse der Kraftentwicklung wurden bei kontralateral schultergesunden Patienten bei der Nachuntersuchung die Punktwerte bei der Kraftentwicklung durch den Vergleich zur kontralateralen Schulter bestimmt (100 % = 25 Punkte).

Der Parameter Schmerz ist neben dem der Beweglichkeit der wichtigste Parameter hinsichtlich des Operationsziels. Die Punktskala reicht von null bis 15, wobei null für unerträgliche Schmerzen und 15 für keine Schmerzen steht.

Der Parameter der Beweglichkeit, also der Funktion, ist ein wesentliches Kriterium für den Erfolg der Operation.

Die 40 möglich erzielbaren Punkte gliedern sich wie folgt auf. Bei der Abduktion und der Flexion konnten im Maximalfall je zehn Punkte erreicht werden, genauso bei Funktionsbewegungen in Kopfhöhe bzw. beim Schürzengriff.

Die Aktivität setzt sich aus mehreren Bereichen zusammen. Insgesamt können 20 Punkte erzielt werden, wobei der größte Teil für Alltagsaktivitäten erreicht (10) werden kann. Diese werden je nach Höhe der durchzuführenden möglichen Arbeiten vergeben. Die maximale Punktzahl in den anderen Kategorien betragen für den Alltag vier, Sport (Freizeit) vier und Schlaf vier, wobei für Beeinträchtigungen dementsprechende Abzüge gemacht wurden.

		Prä-operativ	Post-operativ	Kontra-lateral
<b>SCHMERZ</b>				
15 Punkte	Keiner (15)			
	Leichter (10)			
	Mittlerer (5)			
	Starker (0)			
<b>ALLTAG</b>				
20 Punkte	Behindert bei der Arbeit (0–4)			
	Behindert beim Sport (0–4)			
	Behindert beim Schlaf (0–2)			
	Tätigkeit bis zur Hüfte, dem Sternum, dem Nacken, zum Kopf und über den Kopf (je 2 Punkte)			
<b>BEWEGLICHKEIT</b>				
40 Punkte	Flexion (2 Punkte pro 30°)			
	Abduktion (2 Punkte je 30°)			
	Außenrotation (gemessen an Kopfpositionen mit je 2 Punkte = 10 Punkte)			
	Innenrotation (gemessen im Bereich des Rückens mit je 2 Punkten, Gluteal, Sacrum, L 3, T 12, T 7–8)			
<b>KRAFT</b>				
25 Punkte	Abduktionskraft in kg X 2			
<b>Insgesamt 100 PUNKTE</b>				

**Tabelle 3: Constant-Score**

Im Laufe der Zeit wurde eine Modifikation zum Constant-Score zum Parameter Schmerz entwickelt. Dabei mussten die Patienten auf einem speziellen Fragebogen verschiedene Fragen zum prä- und postoperativen Schmerzstatus beantworten. Dabei hatten sie eine visuelle analoge Skala von eins (kein) bis 10 (heftigst), um entsprechende Werte selbstständig einzutragen (Abb. 13).

**MODIFIKATION CONSTANT-Score: Parameter Schmerz**

Bitte die entsprechenden Werte der VAS eintragen oder den Patienten selbst auf der VAS ankreuzen lassen

**VOR OP:**

**Gesamtschmerzeinschätzung:**

0 10  
Kein Heftigst

**Schmerz in Ruhe:**

0 10  
Kein Heftigst

**Schmerz in der Nacht beim Liegen auf dem betroffenen Arm:**

0 10  
Kein Heftigst

**Schmerz bei Bewegung unter Horizontale:**

0 10  
Kein Bei max. Kraftanstrengung

**Schmerz bei Bewegung über Horizontale:**

0 10  
Kein Bei max. Kraftanstrengung

**NACH OP:**

**Schmerz in Ruhe:**

0 10  
Kein Heftigst

**Schmerz bei Bewegung unter Horizontale:**

0 10  
Kein Bei max. Kraftanstrengung

**Schmerz bei Bewegung über Horizontale:**

0 10  
Kein Bei max. Kraftanstrengung

**Abbildung 13: Modifikation Constant-Score – Parameter Schmerz**

### 3.4.3 Self-Assessment (Simple-Shoulder-Test und Fragebogen):

Beim Simple-Shoulder-Test (SST) nach Matsen & Smith (52) erfolgt die Evaluation der Schulterfunktion anhand der Durchführbarkeit von 13 Standardfunktionen (siehe Tab. 1). Er dient der Selbsteinschätzung der allgemeinen Schulterfunktion durch den Patienten.

<b>SIMPLE-SHOULDER-TEST</b> nach Matsen	
1.	Sind Sie beschwerdefrei, wenn der Arm in Ruhe herunterhängt?
2.	Können Sie aufgrund der Schulter nachts ungestört schlafen?
3.	Können Sie mit dem betroffenen Arm ein Hemd/eine Bluse hinter dem Körper in den Hosen-/Rockbund stecken?
4.	Können Sie mit der Hand hinter den Kopf greifen, wobei der Ellbogen zur Seite zeigt (nicht vor den Körper)?
5.	Können Sie eine Münze auf Höhe der Schulter in einen Schlitz stecken, ohne den Ellbogen zu beugen (gestreckter Arm)?
6.	Können Sie ein ½ kg (oder ½ l Getränk) mit gestrecktem Arm bis zur Höhe der Schulter heben?
7.	Können Sie 4 kg Gewicht mit gestrecktem Arm bis auf Augenhöhe heben?
8.	Können Sie 10 kg (schwere Einkaufstasche) mit hängendem Arm tragen?
9.	Können Sie sich vorstellen, einen Tennisball von unten 10 m weit zu werfen?
10.	Können Sie sich vorstellen einen Tennisball überkopf 20 m weit zu werfen?
11.	Können Sie mit dem betroffenen Arm die gegenseitige Schulter in der Achsel hinten waschen?
12.	Sind Sie vonseiten der Schulter her im erlernten Beruf voll arbeitsfähig?

**Tabelle 4:** *Simple-Shoulder-Test nach Matsen*

Zusätzlich wurde in Zusammenhang mit dem Simple-Shoulder-Test auf folgende Fragestellungen bei der letzten Nachuntersuchung im Speziellen eingegangen:

- Zu welchem postoperativen Zeitpunkt hat der Patient das maximale Bewegungsausmaß erreicht?
- Zu welchem postoperativen Zeitpunkt konnte der Patient auf Schmerzmittel jeder Art ohne Probleme verzichten?
- Gab es einen Zeitpunkt seit der Operation, seitdem es zu vermehrten Schmerzen oder zu einer Abnahme der Funktion kam?

Darüber hinaus sollte der Patient eine subjektive Selbsteinschätzung des Operationsergebnisses hinsichtlich der Gesamtzufriedenheit, des Schmerzes, der Funktion und der Kraft angeben. Dabei standen ihm die Noten Eins bis Sechs, wie sie als Schulnoten bekannt sind, zur Verfügung.

### **3.5 OP-Technik**

Alle oben genannten Operationen wurden von lediglich vier Operateuren durchgeführt. Dabei entfielen 22 % von ihnen auf drei Operateure und 78 % auf einen vierten Operateur. Ziel der Operation war eine Schmerzbefreiung sowie eine Wiederherstellung von Funktion und Kraft des zerstörten Schultergelenks bei ausgedehnten, nicht rekonstruierbaren Defekten der Rotatorenmanschette durch eine Umkehrung des Kopf-Pfanne-Prinzips.

Es erfolgte präoperativ eine Aufklärung über allgemeine und spezielle Komplikationen. Theoretisch bestand die Gefahr einer Läsion des nahe verlaufenden N. axillaris. Des Weiteren wurden gegebenenfalls auftretende prothesenspezifische, postoperative Komplikationen besprochen.

Der Hautschnitt erfolgte standardmäßig über den anterior-superioren Zugang, auch McKenzie-Zugang genannt, auf ca. 8 cm Länge. Sodann wurde der Deltamuskel am Übergang Pars clavicularis zur Pars acromialis (in der Regel durch Fettraphe identifizierbar) vom antero-lateralen Akromionneck nach distal primär auf ca. 4 cm Länge nach medial bis zum Akromioklavikulargelenk längs gespalten. Hierbei wurden die ventralen Muskelsehnen- und Faszieneinstrahlungen subperiostal vom Akromion abgeschoben.

Das Ligamentum coracoacromiale wurde so akromionnah als möglich abgesetzt und nicht reseziert. Das oberflächliche und tiefe Blatt der Deltafaszie musste peinlichst geschont und unbedingt im Verbund mit dem nach ventrocaudal abgeschobenen Deltamuskelanteilen belassen werden; nur so war später eine sichere stabile Refixation möglich.

Nach Eröffnung der Bursa erfolgte die Resektion von pathologisch veränderten Bursaanteilen sowie die stumpfe Mobilisation von Verwachsungen in der Bursa subacromialis und Bursa subdeltoidea sowie die Identifikation der inferioren Umschlagfalte der Bursa subdeltoidea und die palpatorische Identifikation des direkt an der Bursaumschlagfalte zirkulär um den Oberarm verlaufenden Nervus axillaris. Störende Traktionsosteophyten an der Akromionspitze wurden so sparsam wie zur

Exposition nötig abgetragen. Das Akromion durfte, falls überhaupt notwendig, maximal bis auf das Niveau der Claviculavorderkante gekürzt werden.

Nach einer exakten Präparation folgte dann die Humeruskopfresektion, die mit einer intramedullär geführten Resektionslehre durchgeführt wurde. Deren Ausrichtung orientiert sich nicht an der physiologischen Retroversion der Kopfachse zur Epicondylenachse von ca.  $25^\circ$ , sondern extraanatomisch zur Erzielung eines möglichst großen Innenrotationsumfangs zwischen  $0^\circ$  und  $10^\circ$  ( $20^\circ$ )-Retroversion. Das Ausmaß der Retroversion sollte so gering gewählt werden, am besten, wie es die ventrale Metaphysenbegrenzung (Tuberculum minus) gerade noch ermöglicht. Die Resektionshöhe im Bereich der anterolateralen Kopfcircumferenz liegt knapp unterhalb dem Collum anatomicum.

Sodann erfolgte die Präparation des Glenoids durch das Einschneiden des Labrums am Glenoidrand und das Abschieben auf ca. 1 cm circumscrip't um den Glenoidhals, sodass die Glenoidbegrenzung durch Palpation genau identifiziert werden konnte.

Nach Inferior hat die Präparation bis zur Sehneneinstrahlung des Caput longum m. triceps zu erfolgen. Bei ausgeprägten präoperativen partiellen oder kompletten Kontrakturen muss eine selektive oder totale Kapsulektomie durchgeführt werden. Der Verlauf des Nervus axillaris muss dazu vorher genau identifiziert werden. Dies erfolgt am besten durch das Aufsuchen des Nervs an der anteroinferioren Begrenzung des M. subscapularis, indem mit dem Finger von lateral vorsichtig nach medial palpierend vorgegangen wird. Ist dieser narbig verwachsen, so sollte er äußerst vorsichtig vom Abgang aus dem Plexus soweit wie möglich nach posterior im Recessus axillaris unter visueller Kontrolle neurolysiert werden. Im weiteren Verlauf der Operation muss er durch Langenbeckhaken weggehalten und geschützt werden. Um später die Kaudalisierung des glenohumeralen Drehzentrums zu ermöglichen, ist das inferiore Weichteilrelease ein entscheidender Operationsschritt. Für die Langzeitstabilität des Glenoidimplantates ist zur Vermeidung von postoperativen Scher- und Druckkräften, speziell im inferioren Glenoidbereich, eine ausgedehnte inferiore Kapselmobilisation unerlässlich.

Für die Langzeitstabilität des Glenoidimplantates sind bei ausgeprägten Kontrakturen eine doppelseitige Mobilisation (Collum anatomicum und Glenoidrand) und gegebenenfalls eine Kapsulektomie notwendig. Die Kaudalisierung des Humerus muss soweit möglich sein, dass der Humeruskopfäquator spannungsfrei auf Höhe des Glenoidäquators gebracht werden kann. Die Exposition des Glenoides durch Einsatz

eines gabelförmigen Hohmannretraktors am Tuberculum infraglenoidale muss ebenfalls ohne großen Kraftaufwand möglich sein.

Die Darstellung der Korakoidbasis und des Tuberculum supraglenoidale sowie der Insertionszone des M. triceps (Tuberculum infraglenoidale) zur genauen Identifikation der superioren und inferioren Pole der Glenoidellipse ist ebenfalls äußerst wichtig.

Der nächste Schritt ist die Festlegung des zentralen Bohrlochs und das Einbringen des Führungsdrahtes. Bei normaler Glenoidanatomie wird der Glenoidmittelpunkt durch den Schnittpunkt der beiden Ellipsenachsen festgelegt. Der Eintrittspunkt ist auf alle Fälle soweit kaudal zu wählen, dass die Fräsung mit der Randfräse (je nach Größe Durchmesser 36 oder 42 mm) kaudal mit dem Glenoid in Höhe der Tricepsinsertion abschließt. Bei veränderter Glenoidanatomie empfiehlt es sich durch präoperative Computertomografie-Schnitte und intraoperative Palpation des Glenoidhalses bzw. -korpus eine Vorstellung über Glenoidausrichtung und -geometrie zu gewinnen.

Der zentrale Führungsdraht wird positioniert und sollte in allen Ebenen senkrecht auf die Glenoidfläche stehen.

Bei ausreichender Knochensubstanz und normaler Glenoidanatomie wird der Führungsdraht etwa 5° nach anterior und nach inferior geneigt. Eine Neigung nach kranial muss auf alle Fälle vermieden werden. Bei pathologischer Glenoidanatomie erfolgt die Ausrichtung des Drahtes derart, dass dieser exakt im Verlauf der zentralen Glenoidachse zu liegen kommt. Würde dies einseitig zu einer stärkeren Wegnahme von Knochensubstanz führen, so kann eine Korrektur des Führungsdrahtes um ca. 5° bis 10° in Richtung der Defektzone durchgeführt werden. Dies führt allerdings bei posteriorer Verkippung zu einem gewissen Verlust der postoperativen Innenrotationsfähigkeit. Bei größeren Defektsituationen kann ein ein- oder zweizeitiger kortikospongiöser Knochenaufbau durchgeführt werden.

Nachdem nun über den Positionsdraht mittels Überwurfbohrer das zentrale Führungsloch für die weiteren Instrumente und die Metaglène gebohrt wurde, erfolgte mittels der planen Fräse die Präparation des Knochenbettes. Diese muss tief genug erfolgen, um ein gutes Aufliegen der zementlos einzubringenden Metaglène auf kortikospongiösem Knochen zu erreichen. Anschließend erfolgte die Randfräsung mit den entsprechenden Randfräsern der Größe 36 oder 42.

Falls es der Durchmesser und die Knochensubstanz des Glenoides zulassen, sollte die Entscheidung für die Komponentengröße 42 erfolgen. Um ein späteres Anstoßen der humeralen Prothesenkomponente und eine daraus resultierende Knochenerosion am

Tuberculum infraglenoidale und dem Margo lateralis scapulae (= „inferiores Notching“) zu vermeiden, ist durch die Fräse auf alle Fälle der untere Glenoidpol zu hinterfräsen.

Nun wird die Metaglène zementlos eingebracht. Der zentrale Führungszapfen, der etwas dicker als das zentrale Bohrloch ist und somit einen gewissen Press-Fit erzeugt, sowie die Rückseite sind mit Hydroxylapatit beschichtet. Es ist darauf zu achten, den Zapfen exakt und achsgerecht aufzusetzen und sodann die Platte auf das Glenoid zu klopfen. Es erfolgt nun die zusätzliche Primärfixation mittels vier Spongiosaschrauben, wobei die kraniale und kaudale divergierend, die anteriore und posteriore konvergierend eingebracht werden. Die inferiore Schraube sollte einen möglichst langen intraossären Verlauf im Margo lateralis haben, die superiore Schraube den stabilen Knochen der Korakoidbasis treffen.

Es schließt sich nun das Auffräsen der Humerusdiaphyse an. Mit Diaphysenfräsen ansteigender Größe wird der Schaft so weit aufgefräßt, bis entweder distal Kortikaliskontakt oder proximal der maximale metaphysäre Durchmesser in Höhe der Resektionsebene erreicht ist. Wird ein distaler Kortikaliskontakt selbst mit der größten Fräse (Nr. 4) nicht erreicht, sollte die Implantation zementiert vorgenommen werden. Nach dem Einbringen der Führungsschablone, die sich aus dem Kopfteil und dem diaphysären Führungsteil (Größe je nach vorheriger Diaphysenfräse) zusammensetzt, wird die Metaphyse mit der passenden Reibahle ausgefräst. Ist die Implantation einer 42er-Glenosphäre vorgesehen, so muss das Ausfräsen der Metaphyse auch bis zur Größe 42 erfolgen. Die Führungsschablone wird in derselben Retroversionsposition eingebracht, die vorher bei der Resektion der Kopfkalotte gewählt wurde. Anschließend kann die Implantation der Testkomponenten in den durch die einzelnen Fräsgänge festgelegten Größen erfolgen. Es erfolgt die Überprüfung von Bewegungsumfang, Stabilität und Weichteilspannung. Sollte Letztere zu groß sein, sollte primär überprüft werden, ob das Weichteilrelease ausreichend war. Ansonsten ist die Nachresektion im Metaphysenbereich und die tiefere Implantation der Humeruskomponente möglich. Ist die Weichteilspannung zu gering und/oder besteht eine anterior-posteriore Instabilität in der Adduktionsposition, so muss durch einen modularen Zwischenring zur Metaphysenverlängerung oder das kranialere (zementierte) Einsetzen der gesamten Schaftkomponente ausreichend Weichteilspannung erzielt werden. Die Spannung sollte grundsätzlich so gewählt werden, dass bei adduziertem Arm bei nicht relaxierten Patienten eine normale

Muskelspannung in den anterioren und mittleren Deltaanteilen und im kurzen Bizepskopf feststellbar ist.

Im Anschluss daran folgt die Implantation der definitiven Implantate. Als Erstes wird die Glenosphäre aufgeschraubt. Hierbei ist auf die exakte Positionierung zu achten.

Anschließend erfolgt die Implantation der Humeruskomponente, welche modular nach den Größen der entsprechenden Dia- und Metaphysenfräsen zusammengesetzt wird. Es gibt Module zur zementierten und zementlosen Implantation. Die zementlose Implantation sollte nur dann gewählt werden, wenn ausreichender Kortikaliskontakt in der Diaphyse und ausreichend Rotationssicherheit durch gute Spongiosasubstanz in der Metaphyse erzielt wird. Bei der Implantation der Schaftkomponente ist nochmals auf die Retroversionsausrichtung zu achten. Nach der Schaftimplantation wird das Polyethylen-Inlay, wie es bei der Probereposition bestimmt wurde, eingebracht. Sollten sich bei der definitiven Schafteinbringung andere Höhenverhältnisse wie bei der Probeimplantation ergeben, sollte vorher nochmals eine Überprüfung mit dem Polyethylen-Probeinlay erfolgen.

Nach erfolgter Reposition wird nochmals Stabilität, Weichteilspannung und Bewegungsumfang überprüft. Nach ausgiebiger Spülung erfolgt die Einlage einer Redondrainage in den Recessus axillaris und sodann die Refixation und der Verschluss des Deltamuskels. Dabei werden die vom anterioren Akromion abgelösten muskulären Anteile durch 8er-förmige Nähte die sowohl die oberflächliche als auch die tiefe Deltafaszie mit dem erhaltenen Lig. coraco-acromiale beinhalten, entweder an das kraniale Akromionperiost oder transossär durch das Akromion mit nicht resorbierbarem Nahtmaterial fixiert.



*Abbildung 14: Inverse Prothese Typ Delta, drei Monate postoperativ*

## 4 ERGEBNISSE

### 4.1 Einführende Daten

Das Gesamtkollektiv umfasste 33 Patienten, an denen 34 Implantationen durchgeführt wurden. Das durchschnittliche Alter betrug zum Zeitpunkt der Operation 70,1 Jahre, zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung 77,0 Jahre. Das Follow-Up erfolgte nach durchschnittlich 81,6 Monaten (6,9 Jahre). Wir untersuchten acht (24,2 %) männliche und 25 (26) weibliche Patienten (75,8 %), wobei 31 Mal (91,2 %) die rechte Seite operiert wurde und es sich dabei in 27 Fällen (79,4 %) um die dominante Seite handelte. 22 Mal (64,7 %) fand keine Voroperation statt, vier Mal (11,8 %) eine und in acht Fällen (23,6 %) zwei oder mehr.

Bei vier (11,8 %) Patienten musste eine Revision vorgenommen werden, zwei Mal wegen einer Glenoidlockerung, einmal wegen einer Schaftlockerung und einmal wegen einer Luxation. Bei zwei dieser vier Patienten ist allerdings eine lange Anamnese mit mehreren Operationen und mehreren Prothesenwechsel präoperativ bekannt. Bezieht man die Revisionsrate lediglich auf die primären Defektarthropathien, bleiben zwei (7,4 %) Revisionen übrig. Eine Patientin musste wegen eines Sturzes und einer periprothetischen Fraktur versorgt werden. Es kam bei keiner Operation zu neurologischen Komplikationen.

Die Gesamtzufriedenheit der Patienten wurde anhand des Schulnotensystems festgehalten. Die dabei befragten Parameter bezogen sich auf die Zufriedenheit, das gesamte Operationsergebnis, den Schmerz, die Funktion und die Kraft.

Die Ergebnisse der ersten drei Parameter bewegen sich allesamt zwischen 1,7 und 1,9 (1,7, 1,6, 1,9), der Parameter Kraft wurde mit 2,3 bewertet. Insgesamt würden 32 (97,0 %) Patienten die Operation sofort noch einmal durchführen lassen.

Intraoperativ kam es zu keinen Komplikationen, also weder zu Nervenschädigungen noch zu Frakturen. Postoperativ zeigten sich ebenfalls keine neurologischen Auffälligkeiten. Bei zwei Patienten (3,51 %), die nicht nachuntersucht werden konnten, trat postoperativ ein Infekt auf. Bei einem Patienten musste eine Revision infolge eines Frühinfektes durchgeführt werden (drei Monate postoperativ), bei einem anderen stellte sich ein Infekt nach 18 Monaten ein, in dessen Folge zahlreiche Spülungen und letztendlich ein Prothesenausbau stand. Bei beiden hat sich nach

Angaben der Angehörigen postoperativ ein insgesamt zufriedenstellendes Ergebnis eingestellt.

## 4.2 Constant-Score (CS)

Dieser Score gibt Aufschluss über die subjektive und objektive Schultersituation (siehe 3.4.2).

### 4.2.1 Schmerz

Die Ergebnisse konnten durch die Operation von präoperativ 3,4 zu postoperativ 13,1 verbessert werden. Betrachtet man nur diejenigen, die aufgrund einer primären Defektarthropathie operativ versorgt wurden, zeigt sich ein Anstieg der Werte von 3,9 zu 14,0, wohingegen bei den Revisionspatienten lediglich eine Steigerung von 8,3 Punkten erreicht werden konnte (von 1,6 auf 9,9). Siehe dazu Abbildung 15.

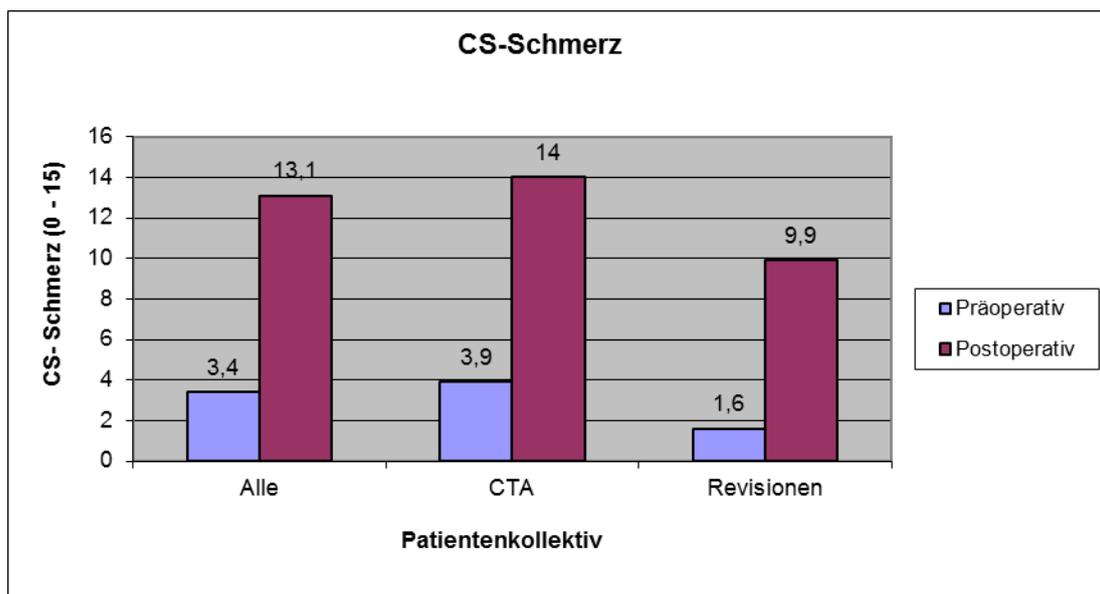


Abbildung 15: Parameter Schmerz (Constant-Score), Vergleich der Ergebnisse der drei Patientenkollektive

#### 4.2.2 Aktivität

Die Patienten erzielten einen Durchschnittswert von präoperativ 3,2 und postoperativ von 13,9 von 20 möglichen Punkten. Unterteilt man dieses Ergebnis abermals, so erreichen revidierte Patienten 1,3 und 9,3, die anderen sogar 3,7 und 15,1.

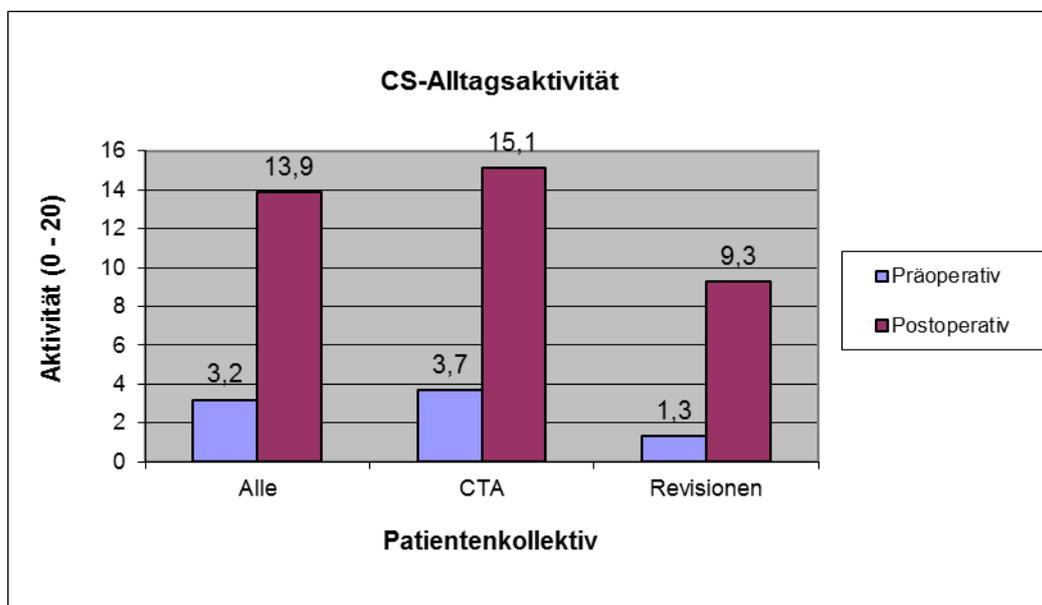


Abbildung 16: Parameter Aktivität (Constant-Score), Vergleich der Ergebnisse der drei Patientenkollektive

### 4.2.3 Beweglichkeit

Zunächst verbesserten sich die primären Defektarthropathien von 4,4 auf 28,7, die Revisionspatienten von 2,3 auf 18,0 und das gesamte Kollektiv von 4,0 auf 26,5.

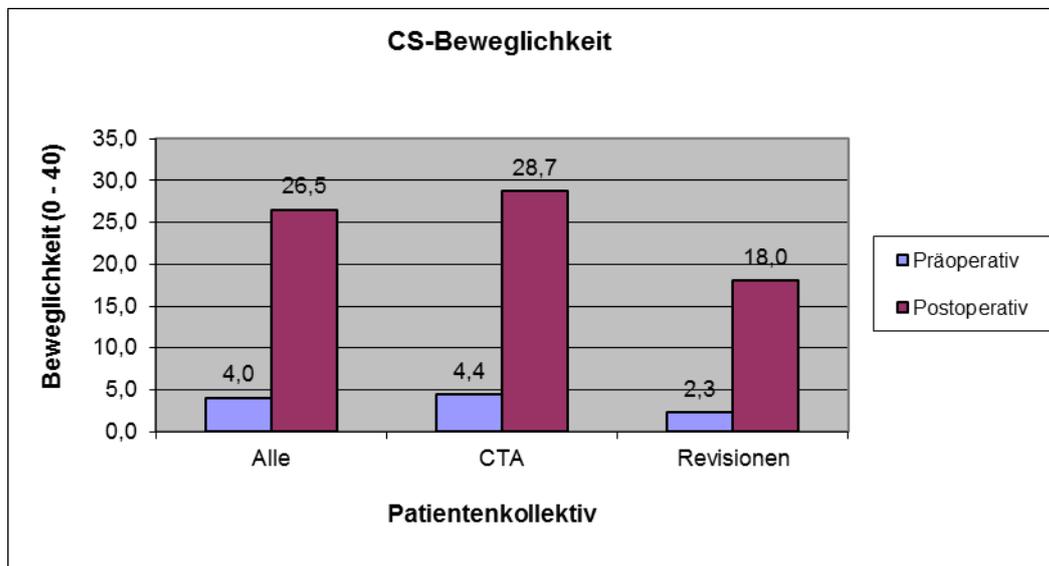


Abbildung 17: Parameter Beweglichkeit (Constant-Score), Vergleich der Ergebnisse der drei Patientenkollektive

Die individuelle Abduktion wird in Abbildung 18 für Patienten mit Defektarthropathie und Abbildung 19 für Revisionspatienten gesondert dargestellt.

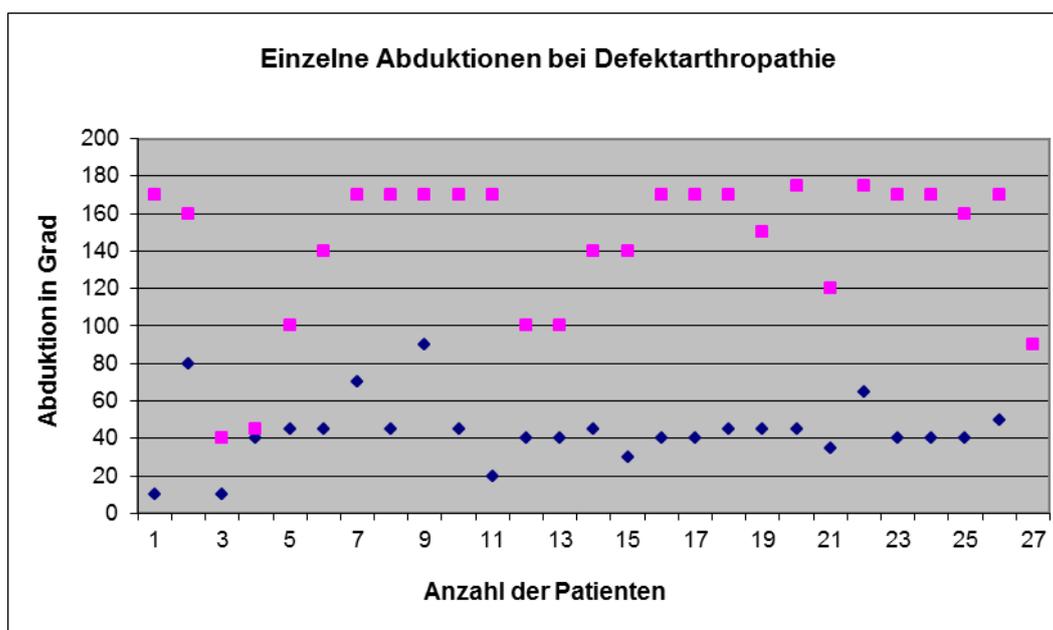


Abbildung 18: Abduktionswerte bei Defektarthropathien (rosa = postoperativ, blau = präoperativ)

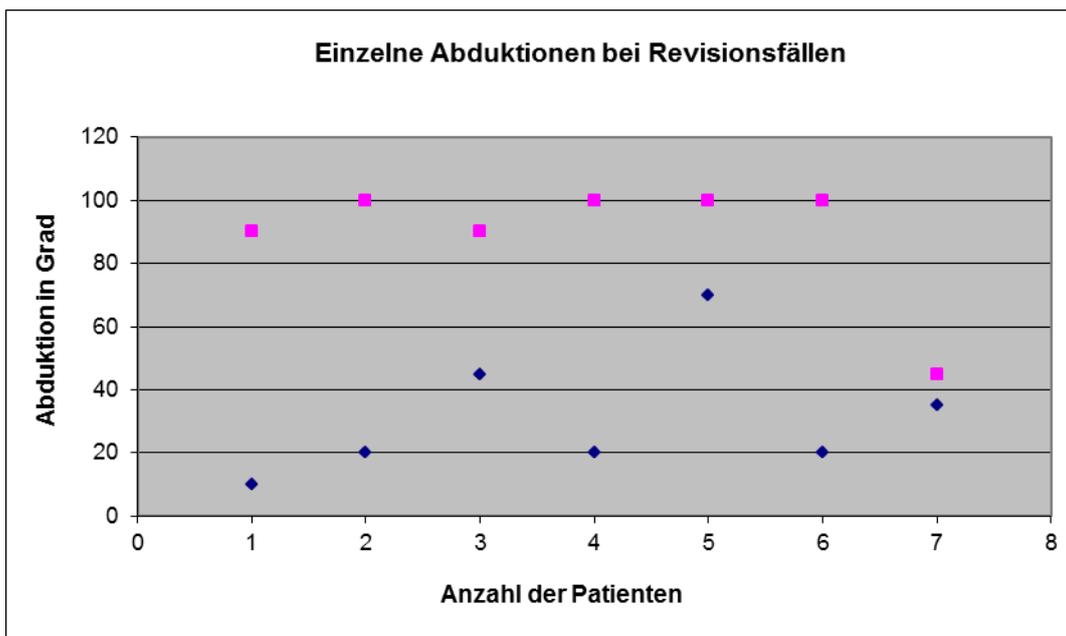


Abbildung 19: Abduktionswerte bei Revisionsfällen (rosa = postoperativ, blau = präoperativ)

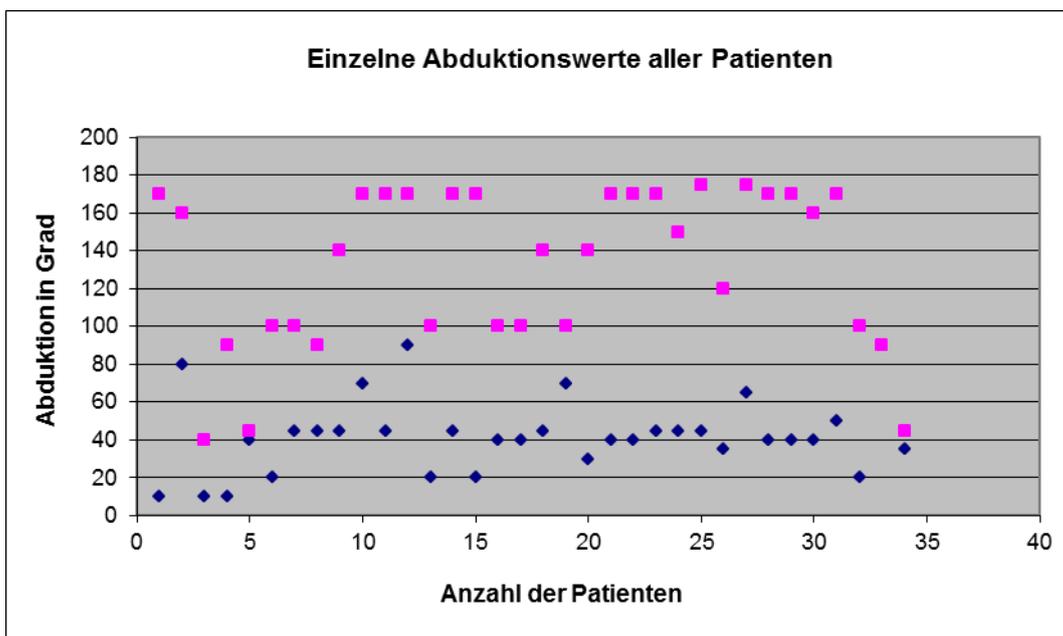
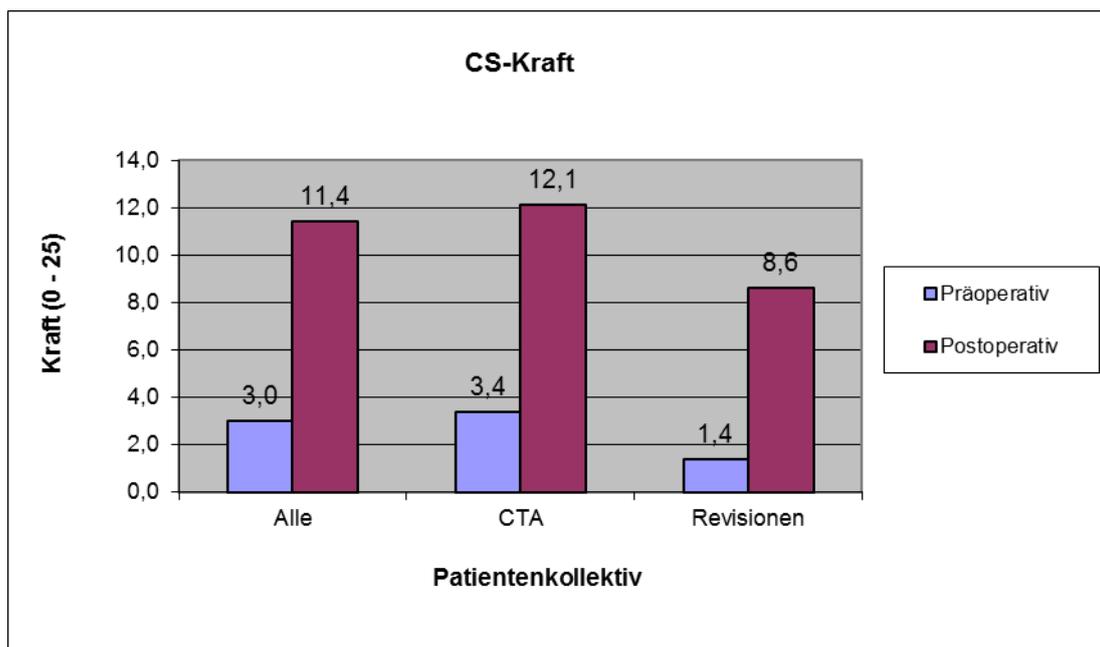


Abbildung 20: Abduktionswerte von allen Patienten (rosa = postoperativ, blau = präoperativ)

#### 4.2.4 Kraft

Die Kraft ist diejenige unter den Werten des Constant-Scores, die den geringsten Zuwachs erfahren hat.

Vor der Operation wurden insgesamt 3,0, nach der Operation 11,4 Punkte bei allen Patienten erzielt, wohingegen bei den Defektarthropathien vorher 3,4 und nachher 12,1 sowie bei den übrigen Patienten 1,4 und 8,6 erreicht wurden (Abbildung 21).



*Abbildung 21: Parameter Kraft (Constant-Score), Vergleich der Ergebnisse der drei Patientenkollektive*

Vergleicht man nun alle Werte aus den Teilbereichen zusammenfassend in einer Grafik in Abhängigkeit zum maximal erzielbaren Wert, zeigt sich Folgendes:

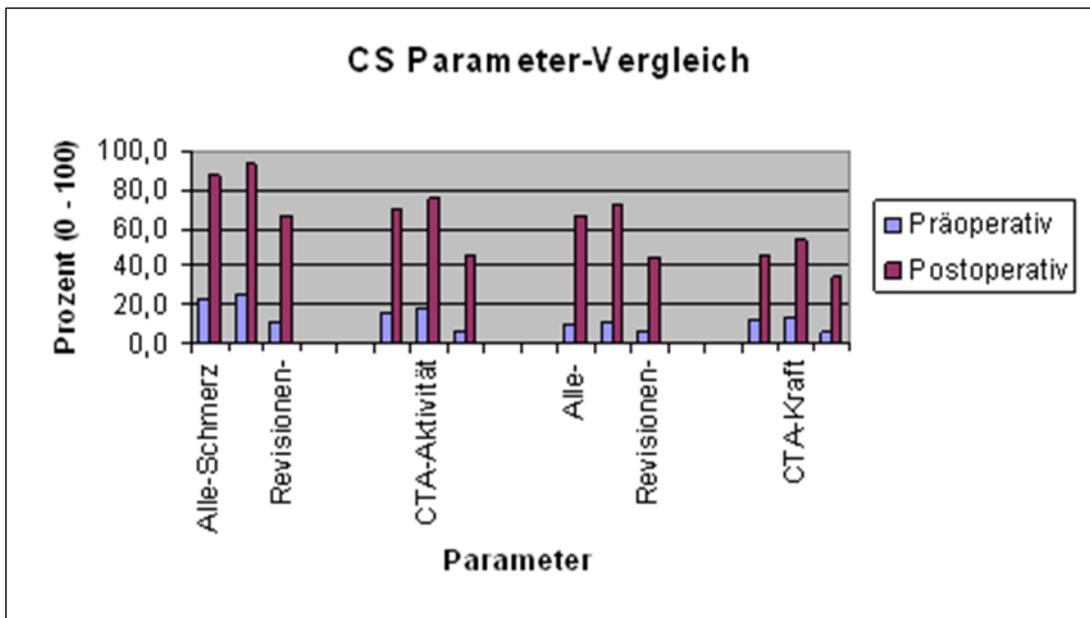


Abbildung 22: Vergleich der Ergebnisse aller Parameter (Constant-Score), prä- und postoperativ bei allen Patientenkollektiven

#### 4.2.5 Gesamter Constant-Score (alterskorreliert und nicht korreliert)

Der gesamte Constant-Score wird nun sowohl nicht korreliert als auch korreliert separat voneinander dargestellt, jeweils im Vergleich zur kontralateralen Seite.

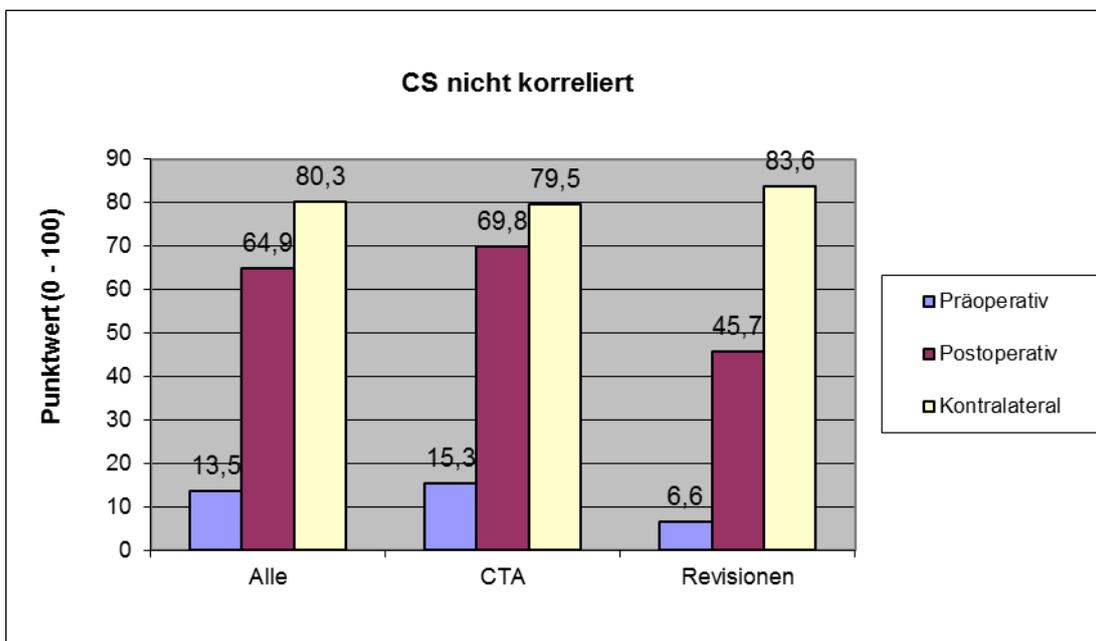


Abbildung 23: Constant-Score (nicht korreliert) beim jeweiligen Patientenkollektiv

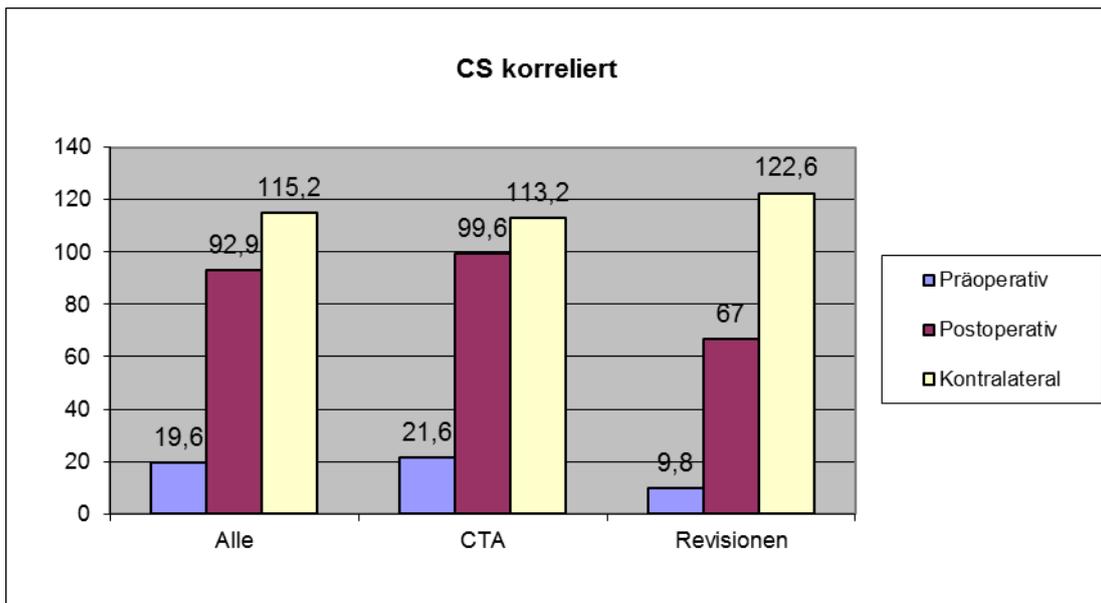


Abbildung 24: Korrelierter Constant-Score bei allen Patientenkollektiven im Vergleich zur Gegenseite

Es folgen drei Abbildungen, die die einzelnen Constant-Scores im jeweiligen Patientenkollektiv darstellen im Vergleich zur kontralateralen Seite. Bei einer Patientin war dieser Wert nicht ermittelbar, da sie aufgrund eines Schlaganfalls eine Hemiparese der kontralateralen Seite erlitt.

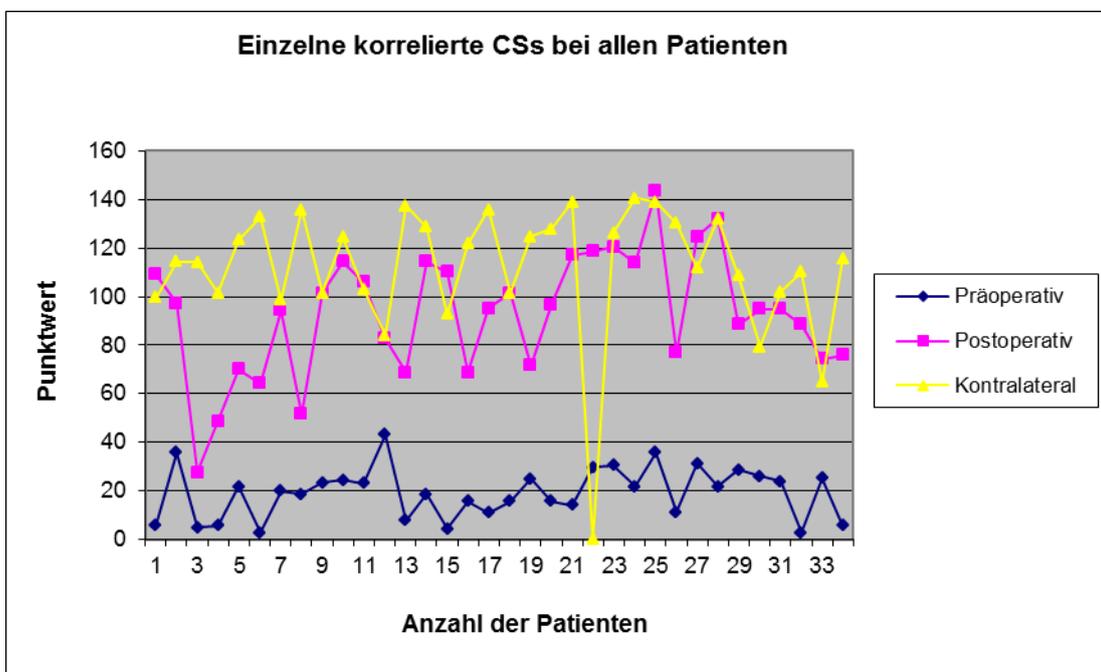


Abbildung 25: Einzelne korrelierte Constant-Scores im Bereich alle Patienten mit einem Vergleich zur kontralateralen Seite

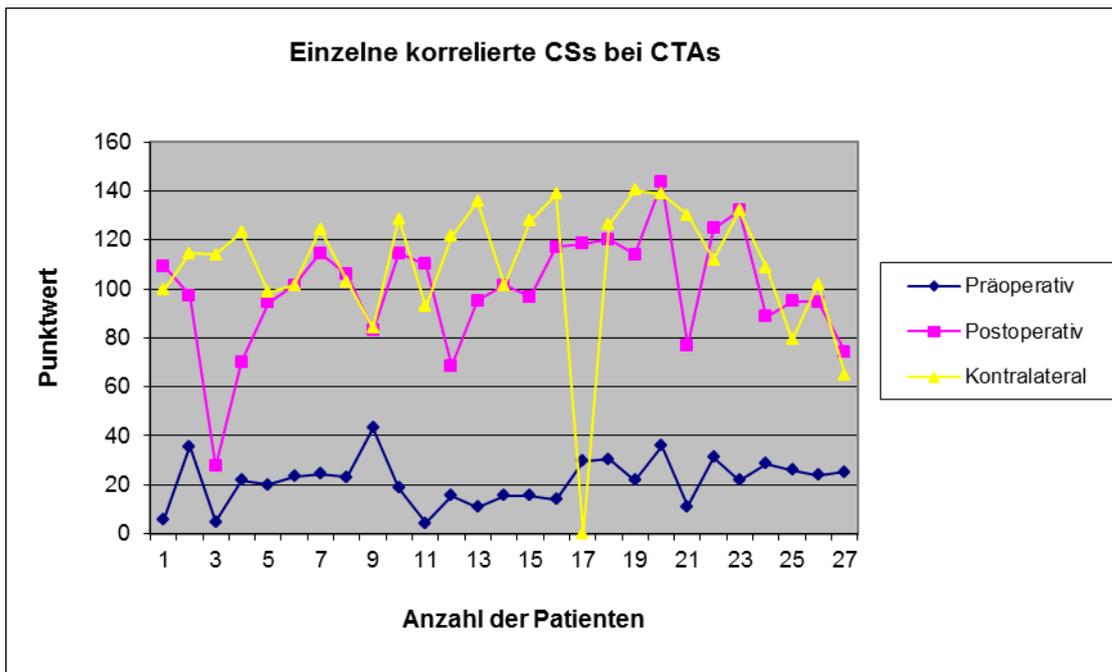


Abbildung 26: Einzelne korrelierte Constant-Scores im Bereich der reinen Defektarthropathien mit einem Vergleich zur kontralateralen Seite

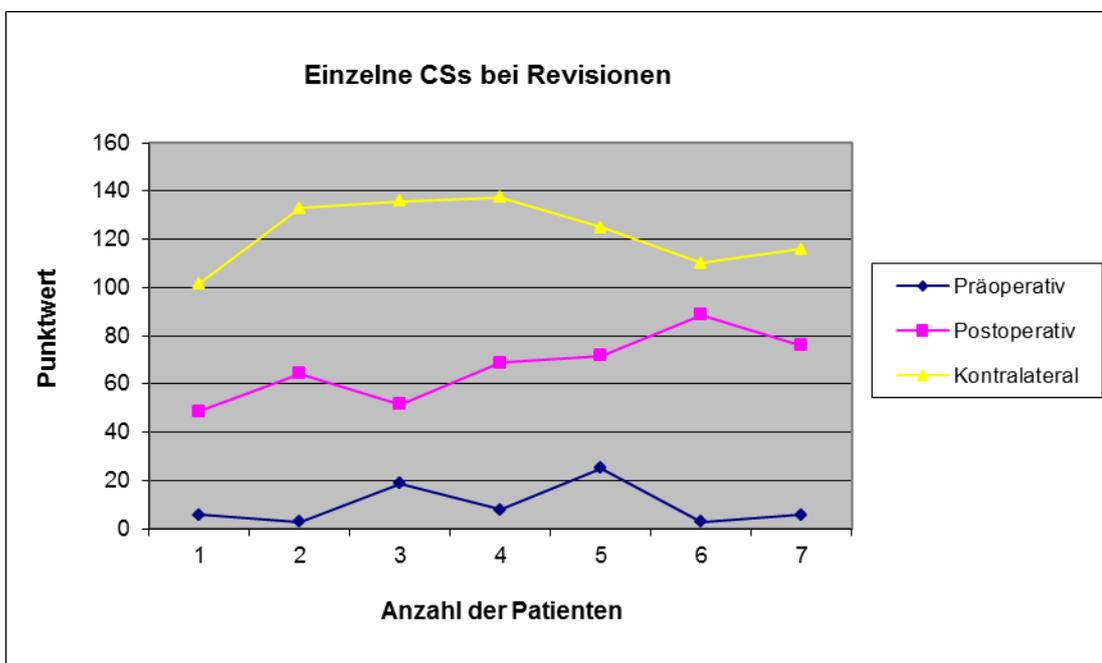


Abbildung 27: Einzelne korrelierte Constant-Scores im Bereich der Revisionen mit einem Vergleich zur kontralateralen Seite

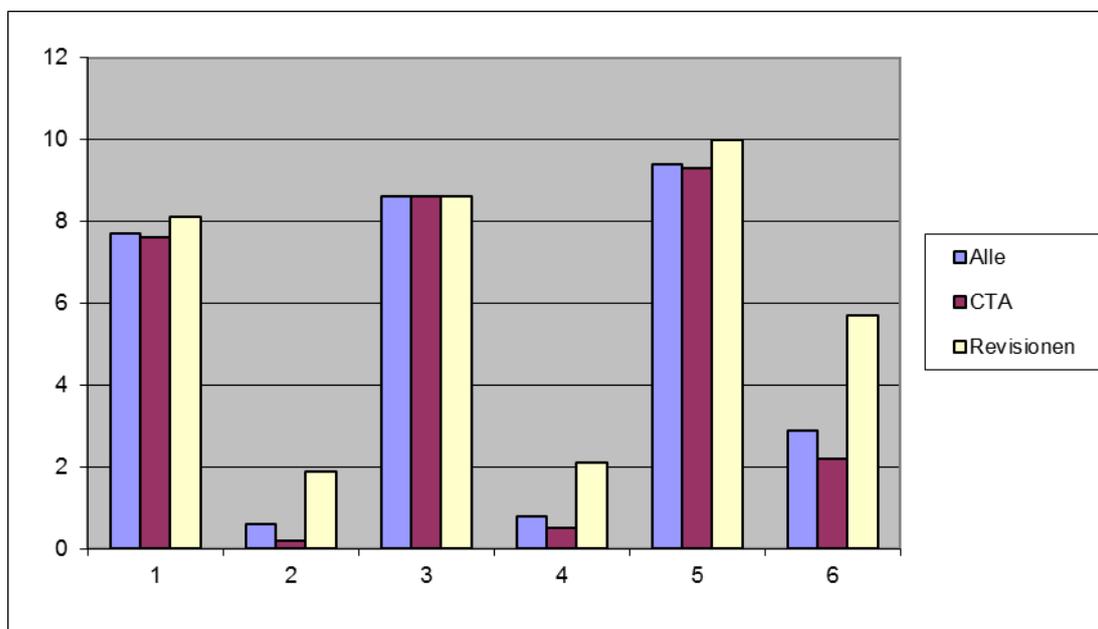
#### 4.2.6 VAS (Visuelle analoge Skala) Modifikation des Constant-Scores zum Parameter Schmerz

Der Patient sollte anhand einer visuellen analogen Skala seine subjektiven Werte entsprechend einer Skala von 0 bis 10 selbst eintragen. 0 entspricht dabei keinem Schmerz, 10 heftigsten Schmerzen (siehe Tabelle 5).

Prä/ Post-OP	Fragen ((Sind nicht als solche formuliert wie nachfolgend))	Alle	CTA	Revisionen
Prä 1	Schmerz in Ruhe	7,7	7,6	8,1
Prä 2	Schmerz bei Bewegung unter der Horizontalen	8,6	8,6	8,6
Prä 3	Schmerz bei Bewegung über der Horizontalen	9,4	9,3	10,0
Prä 4	Gesamtschmerzeinschätzung	8,7	8,6	9,1
Prä 5	Schmerz in der Nacht beim Liegen auf dem betroffenen Arm	8,8	8,6	9,3
Post 1	Schmerz in Ruhe	0,6	0,2	1,9
Post 2	Schmerz bei Bewegung unter der Horizontalen	0,8	0,5	2,1
Post 3	Schmerz bei Bewegung über der Horizontalen	2,9	2,2	5,7

**Tabelle 5:** Durchschnittliche Punktzahl bei den jeweiligen Fragen zum modifizierten Constant-Score (Parameter Schmerz) in allen Patientenkollektiven

In folgendem Balkendiagramm werden nun die drei postoperativen Fragen dargestellt, die sich auf beide Zeiträume beziehen:



**Abbildung 28:** Durchschnittliche Punktwerte auf der VAS in den jeweiligen Patientenkollektiven (Siehe auch Tab. 5)

Spalte 1 und 2: Frage 1 prä- und postoperativ; Spalte 3 und 4: Frage 2 prä- und postoperativ; Spalte 5 und 6: Frage 3 prä- und postoperativ

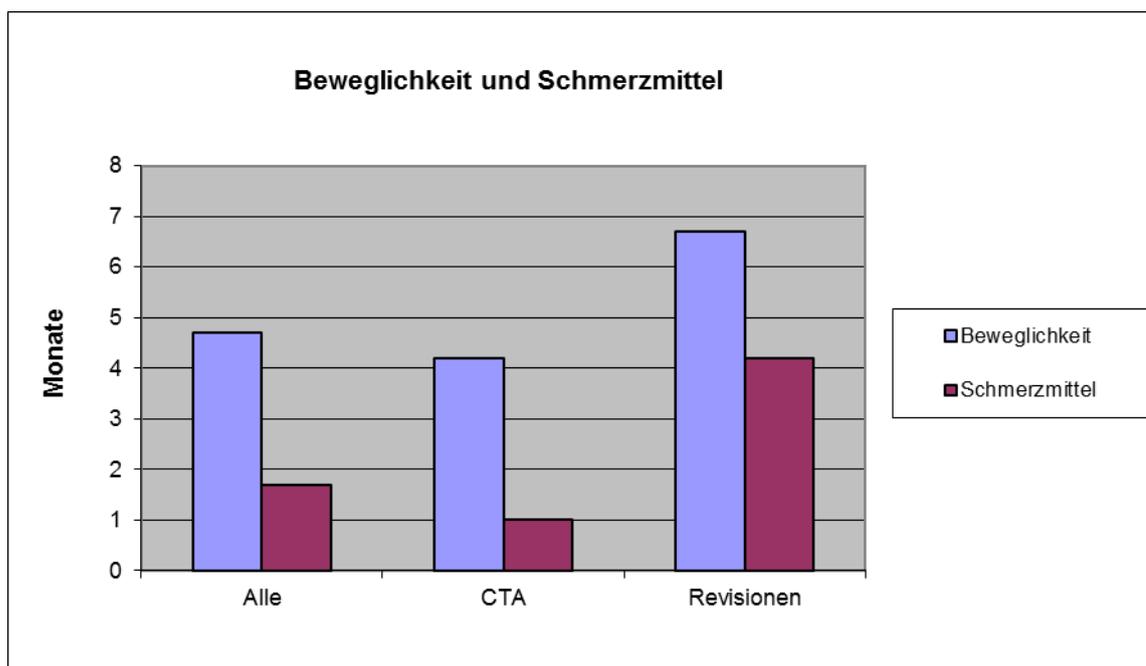
### 4.3 Simple-Shoulder-Test (SST) nach Matsen (52)

Auch hier haben wir eine Auflistung der Ergebnisse aller drei Patientenkollektive erstellt. Angegeben ist die Anzahl der Ja-Antworten auf die verschiedenen Fragen in ihrer prozentualen Häufigkeit zu allen Patienten (Tabelle 6).

	<b>Simple-Shoulder-Test nach Matsen</b>	<b>Ja-Alle</b>	<b>Ja-CTA</b>	<b>Ja-Revision</b>
1	Sind Sie beschwerdefrei, wenn der Arm in Ruhe herunterhängt?	88,2	96,3	57,1
2	Können Sie aufgrund der Schulter nachts ungestört schlafen?	61,8	74,1	28,6
3	Können Sie mit dem betroffenen Arm ein Hemd/eine Bluse hinter dem Körper in den Hosen-/Rockbund stecken?	70,6	77,8	42,9
4	Können Sie mit der Hand hinter den Kopf greifen, wobei der Ellbogen zur Seite zeigt (nicht vor den Körper)?	73,5	85,2	28,6
5	Können Sie eine Münze auf Höhe der Schulter in einen Schlitz stecken, ohne den Ellbogen zu beugen (gestreckter Arm)?	85,3	96,3	42,9
6	Können Sie ein ½ kg (½ l Getränk) mit gestrecktem Arm bis zur Höhe der Schulter heben?	79,4	88,9	42,9
7	Können Sie 4 kg Gewicht mit gestreckten Arm bis auf Augenhöhe heben?	55,9	66,7	14,3
8	Können Sie eine 10 kg (schwere Einkaufstasche) mit hängendem Arm tragen?	38,2	48,1	0,0
9	Können Sie sich vorstellen, einen Tennisball von unten 10 m weit zu werfen?	58,8	74,1	0,0
10	Können Sie sich vorstellen, einen Tennisball überkopf 20 m weit zu werfen?	20,6	25,9	0,0
11	Können Sie mit dem betroffenen Arm die gegenseitige Schulter in der Achsel hinten waschen?	88,2	96,3	57,1
12	Sind Sie vonseiten der Schulter her im erlernten Beruf voll arbeitsfähig?	52,9	66,7	0,0

**Tabelle 6:** *Häufigkeit der Ja-Antworten in Prozent in Bezug auf drei Patientenkollektive*

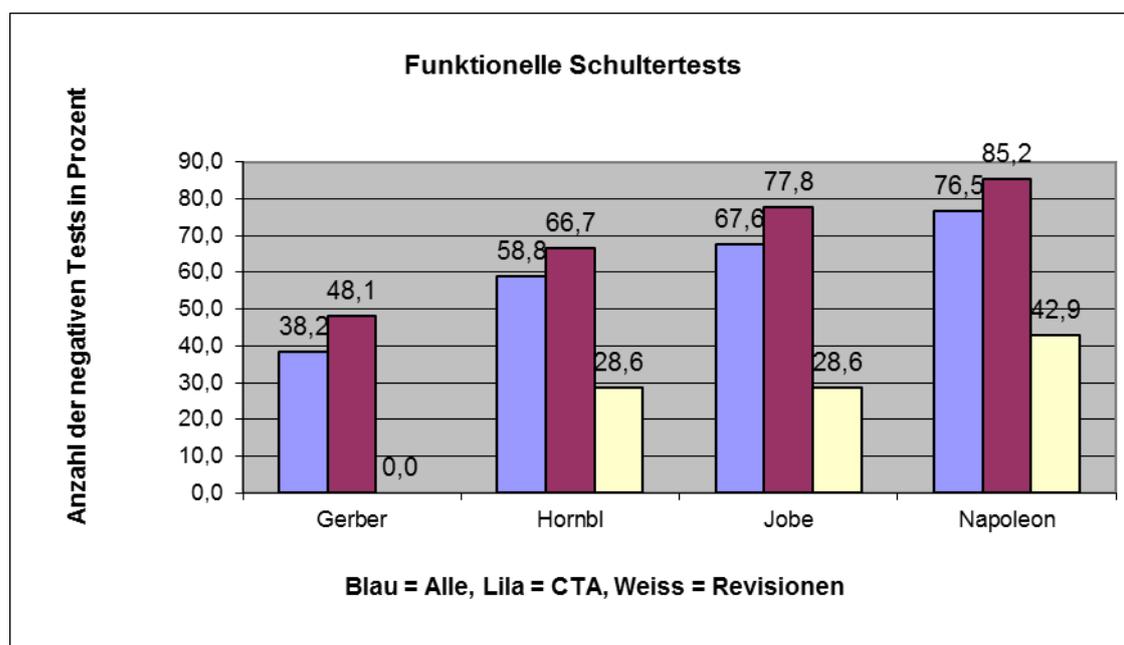
Im Zusammenhang mit dem SST wurden die Patienten nach der postoperativen Dauer des Schmerzes (Einnahme von Tabletten) befragt und ein weiteres Mal nach dem Zeitpunkt, an dem sie das Maximum an Beweglichkeit erreicht hatten. Zudem sollten sie Angaben darüber machen, ob sich die Beweglichkeit nach Erreichen des Maximums wieder verschlechtert habe. Diese Frage beantworteten fünf (5) Patienten mit Ja, was 15,2 % (14,7 %) der Befragten entspricht. Bei diesen Patienten musste auch eine Revision durchgeführt werden aufgrund diverser Gründe. Das Ergebnis wird in Abbildung 29 dargestellt.



**Abbildung 29:** Durchschnittliche Anzahl der Monate bis zum Erreichen der maximalen Beweglichkeit (blau) und zum Weglassen aller Schmerzmedikamente (lila) bei allen Kollektiven.

#### 4.4 Funktionelle Tests

Es wurden die unter 3.5. beschriebenen funktionellen Schultertests durchgeführt. Dabei wurden folgende Ergebnisse erzielt:



**Abbildung 30:** Darstellung der funktionellen Tests postoperativ; in der Y-Achse ((Wo?)) zeigt sich die schmerzfreie Durchführbarkeit in Prozent zu allen Patienten des jeweiligen Kollektivs

Der Test nach Gerber konnte bei 13 Patienten (alle 38,2 %) und CTAs (48,1 %) schmerzfrei durchgeführt werden, wohingegen dies bei keinem der Revisionspatienten möglich war. Das Zeichen nach Hornblower war insgesamt bei 20 (58, %) , bei 18 (66,7 %) der primären Defekarthropathien und bei zwei (28,6 %) der Revisionspatienten möglich. Den Test nach Jobe erfüllten 23 (67,6 %), 21 (77,8 %) und zwei (28,6 %) des jeweiligen Patientenkollektivs. Die im direkten Vergleich besten Ergebnisse wurden mit dem Test nach Napoleon erzielt: 26 (76,5 %), 23 (85,2 %) und drei (42,9 %) Patienten zeigten während seiner Durchführung keine Schmerzen!

## 5 DISKUSSION

### 5.1 Die Deltaprothese zur Behandlung der Rotatorenmanschetten-defektarthropathie (CTA) und für Revision konventioneller Schulterprothesen

Die Überlebensrate der Arthroplastik am Schultergelenk nähert sich immer mehr der Rate in den Bereichen der Hüft- und Kniegelenksendoprothetik (56, 75, 81). Die Resultate der in dieser Arbeit nachuntersuchten Patienten, die mit einer inversen Prothese Typ Delta versorgt wurden, deuten in dieselbe Richtung und bestätigen diese Entwicklung. Die Schulterarthroplastik unterscheidet sich jedoch in einem wesentlichen Aspekt grundsätzlich von der Hüft- und Kniearthroplastik: der Form- bzw. Kraftschlüssigkeit. Auch in unserem Fall ist das durch ein Kunstgelenk ersetzte Schultergelenk in hohem Maße auf eine intakte Weichteilführung (speziell M. deltoideus) und deren Funktionalität angewiesen. Es ist von den statischen und dynamischen Strukturen, die das Gelenk umgeben, abhängig. Die Wiederherstellung der optimalen Funktion des M. deltoideus ist eine fundamentale Voraussetzung für die Stabilität und Funktion dieses Schultergelenkersatzes. Insgesamt werden hier hohe Anforderungen einerseits an den Operateur und das verwendete Instrumentarium, andererseits an den Patienten und dessen Motivation gestellt. Durch den Prothesentyp wird zudem eine Gelenkzentrierung erreicht, die zur sog. cavity compression führt, wie sie von Lippitt und Matsen (46) beschrieben wurde.

Der operierte Patient trägt in der Nachbehandlung durch ein ständiges langfristiges Selbsttraining wesentlich zum Erfolg bei. Betrachtet man die Ergebnisse unserer klinischen Untersuchung, so zeigen sich Verbesserungen in jedem der untersuchten Parameter. Ein wesentliches Kriterium für die Ergebnisse ist sicherlich auch die unmittelbar postoperativ durchgeführte intensive Krankengymnastik und die in der Regel zehn Tage nach der Operation beginnenden stationären Rehamassnahmen für mindestens drei Wochen.

Gerade auf dem Gebiet der primären Rotatorenmanschettendefektarthropathie erzielt die inverse Prothese Typ Delta III Ergebnisse hinsichtlich der Parameter Schmerz, Beweglichkeit (Funktion) und Alltagsaktivitäten, die prospektiv gesehen ermutigend sind. Die von uns herausgearbeiteten Ergebnisse müssen jedoch individuell getrennt für jedes unserer Patientenkollektive betrachtet werden. Insgesamt wird eine deutliche Besserung in jedem Bereich in Bezug zum präoperativen Status erzielt. Belegt wird

dies in erster Linie durch die Zufriedenheit der Patienten selbst (1,7 als Schulnote bei allen Patienten, 1,5 bei allen CTA-Patienten und 2,6 bei den Revisionspatienten) und entspricht damit den Werten vergleichbarer Studien (9, 22, 82).

Aufgrund der Tatsache, dass viele Patienten nach Implantation einer anderen Prothese sehr unzufrieden vor allem mit der Schmerzsituation und Bewegungsfunktion waren, wurde zu Beginn dieses Jahrhunderts generell das Indikationsfeld zur Versorgung mit einer inversen Prothese erweitert. Dabei handelt es sich zum einen um Frakturversorgungen, zum anderen um Revisionen von Patienten, deren erste Prothese durch eine Inverse ersetzt wurde (11, 85). Die dabei von uns erzielten Ergebnisse lauten ähnlich wie die in der Literatur angegebenen (11), liegen aber in allen Bereichen unter den Ergebnissen, die bei CTA-Patienten erzielt wurden.

Leider liegen derzeit noch nicht sehr viele Studien mit Langzeitergebnissen vor, sodass momentane Ergebnisse sicherlich noch vorsichtig bewertet werden sollten, insbesondere im Bereich der Revisionen.

Ein wesentlicher Punkt, der im Gegensatz zur Hüft- und Knieendoprothetik noch nicht untersucht werden konnte, ist die Überlebensdauer speziell der inversen Prothese. Bei bisherigen Ausführungen von Schulterhemiprothesen überdauerten 82 % mehr als zehn Jahre, 75 % sogar mehr als 20 Jahre, bei den Totalendoprothesen sogar 97 % bzw. 84 %, so internationale Veröffentlichungen (22).

## **5.2 Klinische Ergebnisse**

Die wesentlichen Ziele bei der Implantation der inversen Prothese bestehen in der Reduktion der Schmerzen und in der Verbesserung der Beweglichkeit. Andere Studien besagen, dass Patienten generell bei Schulterprothesen aller Art auch nach zehn Jahren zu mehr als 90 % mit der Schmerzsituation zufrieden sind (9, 22, 82). Diese Ergebnisse wurden durch uns sowohl mit dem Constant-Score, als auch mit dessen Modifikation erreicht und übertroffen (siehe 4.2.1. und 4.2.5.). Bestätigt werden sie durch verschiedene Untersuchungen und deren Ergebnisse (9, 28, 76, 82). Was die Implantation von Schulterhemiendoprothesen der ersten und zweiten Generation bei den unterschiedlichsten Indikationen betrifft, zeigen verschiedene Arbeiten, dass sich eine befriedigende Schmerzsituation mit weitgehender oder völliger Schmerzfreiheit bei 80 % erzielt wurde (1, 6, 26, 41, 55). Im Vergleich dazu erreichten unsere klinischen Untersuchungen 87,3 % Zufriedenheit. Eine der ersten Studien wurde von de Buttet 1997 veröffentlicht, der über 71 Patienten im Laufe einer durchschnittlichen

Nachuntersuchungszeit von zwei Jahren berichtet (15). Bereits damals wurde bei 49 Patienten (ca. 70 %) ein gutes bzw. exzellentes Ergebnis erzielt. Die guten Schmerzresultate und die gute Beweglichkeit nach Primärarthroplastiken lassen sich jedoch nicht mit Revisionseingriffen vergleichen (47).

Aufgrund unserer Ergebnisse muss man die verschiedenen Indikationen unterscheiden. So waren die erzielten Ergebnisse bei primären Operationen in allen Bereichen besser als bei Revisionspatienten (25, 33). Dies wird von der Mehrzahl der Studien, jedoch nicht von allen bestätigt. Diese wenigen besagen, dass der Constant-Score von der Indikation nicht beeinflusst werde (76, 77). Fast alle Literaturangaben verweisen jedoch auf klare Indikationen für den Einsatz der inversen Prothese. Der Idealpatient sollte älter als 65 Jahre sein und einen massiven Defekt der Rotatorenmanschette aufweisen (24).

Diesbezüglich sei eine Studie von Frankle et al (27) erwähnt, die die Hemiarthroplastik (n=21) mit der inversen Prothese (n=30) bei identischer Indikationsstellung (CTA) vergleicht. Die Ergebnisse hinsichtlich des Schmerzes waren ähnlich, die Beweglichkeit bei den Patienten mit der inversen Prothese signifikant besser.

### **5.2.1 Die inverse Prothese Typ Delta bei CTA-Patienten**

Sicherlich wird insbesondere nach Primäreingriffen keine 100%ige Beweglichkeit erreicht, man muss jedoch beachten, dass ein speziell für das tägliche Leben des älteren Patienten nützliches Bewegungsausmaß kleiner sein kann als das einer gesunden Schulter. Nahezu alle Studien berichten ausnahmslos über einen deutlichen Anstieg des korrelierten postoperativen Constant-Scores (7, 10, 29, 35, 68, 86).

Eine Flexion und Abduktion des Oberarms von je 90° bei einer Innenrotation von 40° bis 50° und einer Außenrotation von 20° bis 30° kann bei vielen Verrichtungen des täglichen Lebens als ausreichend erachtet werden (12, 13). So erreichten unsere Patienten durchschnittlich 130° Abduktion und Flexion (9, 10, 82). Die Innenrotation betrug 68° und die Außenrotation 44°. Die primären Defektarthropathien erreichen sogar um 140°, während die Revisionspatienten eine Abduktion von 90° und eine Flexion von durchschnittlich 104° erreichen. Somit befinden sich unsere Ergebnisse zum Teil über dem Schnitt der bisherigen Beobachtungen. Beim SST nach Matsen zeigt sich eine Unzufriedenheit im Bereich der kombinierten Innenrotation und Adduktion (Schürzengriff). Besonders die Fragen 8 und 10 erreichten 38,2 % bzw.

20,6 % Ja-Antworten. Der Hauptgrund hierfür liegt im sog. Notching aufgrund des Retroversionswinkels.

Ein möglicher Grund für unsere Ergebnisse kann die in Bezug zum insgesamt operierten Kollektiv reduzierte Zahl der Nachuntersuchten sein. Da die Untersuchung aber an allen Patienten von ein und derselben Person durchgeführt wurde, gibt es keinen Spielraum in der Interpretation der erzielten Ergebnisse, zumal beschriebene Punktsysteme, Scores (14, 52), zum Einsatz kamen, die klare Grenzen setzen. Auch die Zahl der Untersucher könnte generell das Ergebnis einer Studie beeinflussen.

Bei dem in dieser Arbeit verwendete Constant-Score wird je nach Gesamtpunktzahl in Schulnoten eingeteilt. Im Schnitt ergab sich eine 2,5 postoperativ (5,0 präoperativ). 56 % der Patienten erzielten die Noten Eins oder Zwei, die über den in der Literatur angegebenen Zahlen liegt (53).

### **5.2.2 Die inverse Prothese als Revisionsprothese oder bei Frakturen**

Schwierig gestaltet sich die Interpretation der Ergebnisse bei unseren Revisionspatienten, da die Anzahl dieser nicht nur bei unserer Studie relativ klein ist. Deshalb muss weiterhin eine größere Zahl an Revisionspatienten untersucht werden.

Generell zeigte sich bisher, dass ein Prothesenwechsel an der Schulter, ganz gleich um welche Art von Implantat es sich handelte, kein gleich hohes Maß an Zufriedenheit erreichte (8, 20, 78), sei es eine unbefriedigende Schmerz- oder Bewegungssituation, sei es eine hohe Lockerungsrate oder sonstige Komplikationen, wie bei Patienten mit einer primären Rotatorenmanschettendefektarthropathie. Studien zeigen aber auf, dass diese Zufriedenheit nach Einsatz der inversen Prothese aufgrund von Frakturen oder bei Revisionen ansteigt im Vergleich zu anderen Prothesentypen (anatomisch, bipolar), aber insgesamt betrachtet die Werte der CTA-Patienten nicht erreicht (16, 45, 65, 67, 79) werden. Besonders die Arbeit von de Wilde et al. (77) gibt Aufschluss über die Ergebnisse. Bisherigen Literaturangaben zufolge verbesserte sich der korrelierte Constant-Score von präoperativ zehn auf mindestens 60 postoperativ, was durch unsere Ergebnisse bestätigt und sogar übertroffen wird (korrelierter CS von durchschnittlich 67).

### 5.3 Komplikationen und Revisionen

Intraoperativ kam es zu keinen Komplikationen, also weder zu Nervenschädigungen noch zu Frakturen. Die Häufigkeit intraoperativer Humerusfrakturen wird in der Literatur mit etwa 2 % angegeben (40). Dies ist sicherlich in erster Linie eine Folge des Zugangs. Auch andere Studien bestätigen, dass das Ergebnis von dem gewählten Zugang abhängig ist (21, 25). Eine exakte Präparation und eine übersichtliche Darstellung des Implantationsgebietes sind unerlässlich und können Komplikationen deutlich verringern, genauso wie die zunehmende Erfahrung des Operateurs. Die Problematik, dass wenige Fälle auf viele Operateure verteilt werden, wird vor allem in einer Studie von Werner et al. (85) behandelt.

Postoperativ zeigten unsere Patienten keine neurologischen Auffälligkeiten, wobei diese insgesamt mit um die 4 % beschrieben (9, 29, 49, 82) werden.

Bei zwei Patienten (3,51 %), die nicht nachuntersucht werden konnten, trat postoperativ ein Infekt auf. Bei einem Patienten musste eine Revision infolge eines Frühinfektes durchgeführt werden (drei Monate postoperativ), bei einem anderen stellte sich ein Infekt nach 18 Monaten ein, in dessen Folge zahlreiche Spülungen und letztendlich ein Prothesenausbau stand. Bei beiden hat sich nach Angaben der Angehörigen postoperativ ein insgesamt zufriedenstellendes Ergebnis eingestellt.

Eine gefürchtete Komplikation stellt die Lockerung eine der Teilkomponenten dar. Diese erreichen in anderen Studien Werte zwischen 10 % und 40 % (38, 50). Kamal et al. (38) werteten dabei die Ergebnisse aller veröffentlichten Artikel zwischen 1996 und 2005 aus und ermittelten eine Komplikationsrate von 14,7 % bei 2810 Implantationen einer Schulterendoprothese. Rockwood et al. sprachen bereits 1999 das Problem der Glenoidlockerung in Bezug auf inverse und semiconstrained Prothesen an und mahnten zur Vorsicht (69). Das Problem wurde detailliert beschrieben und trotzdem nähern sich die Ergebnisse bei der inversen Prothese bei exakter Indikationsstellung in Richtung derjenigen der Knie- und Hüftendoprothetik. Doch insgesamt gesehen ist dieser Prothesentyp noch zu jung, um die Ergebnisse mit denen anderer Totalendoprothesen der großen Extremitätengelenke (Ergebnisse über einen Zeitraum von 15 bis 20 Jahren) zu vergleichen.

Bei vier (11,8 %) Patienten aus dem Kollektiv der Nachuntersuchten musste eine Revision vorgenommen werden, zwei Mal wegen einer Glenoidlockerung, einmal wegen einer Schaftlockerung und einmal wegen einer Luxation. Bei zwei dieser vier Patienten ist allerdings eine lange Anamnese mit mehreren Operationen und mehreren

Prothesenwechsel bekannt. Eine weitere Operation musste bei einer Patientin durchgeführt werden, die sich nach einem Sturz eine periprothetische Fraktur zuzog. Bezieht man die Revisionsrate lediglich auf die reinen Defektarthropathien bleiben zwei (7,4 %) Revisionen übrig, ein Ergebnis, das gegenwärtig leicht unter der Rate in der Literatur liegt.

Vor allem das Notching an der Scapula und die damit verbundene Glenoidlockerung stellt eine allseits gefürchtete Komplikation dar. Sie wird in zahlreichen Artikeln diskutiert (22, 25, 30, 38, 44, 50, 85). Literaturangaben zufolge sind bei bis zu 60 % der Patienten Anzeichen für ein Notching zu erkennen (5, 7, 38, 44, 77), sie sind aber nicht gleichbedeutend mit einer revisionswürdigen Lockerung.

Aufgrund des fortgeschrittenen Alters vieler unserer Patienten war es uns nicht möglich, eine zusätzliche radiologische Untersuchung durchzuführen. Bei Patienten mit jüngerem Operationsdatum jedoch gingen wir dazu über, die Untersuchung (Durchleuchtung) in maximaler Expiration vorzunehmen, um keinerlei Überlagerungsphänomene zu erzielen und eine 100%ige Aussagekraft über den Grad des Notchings zu erhalten. Dies ist ein wichtiger Aspekt, der bisher noch in keiner Literatur Erwähnung gefunden hat. Nur bei maximaler Ausatmung entfernt sich der Rippenbogen von der Scapula derart, dass die Beurteilung des Notchings nun fraglos möglich ist.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Die Langzeitergebnisse nach Implantation der Deltaprothese sind in der Gruppe der Defektarthropathie unabhängig von ihrer Ätiopathogenese als ermutigend zu bezeichnen. Eine annähernd normale Schulterfunktion bei annähernd kompletter Schmerzfreiheit ist bei allen Patienten, die nicht oder maximal einmal voroperiert waren, zu verzeichnen. Daher ist die Kraft aufgrund des Fehlens der hauptsächlichen Rotatorenmanschettenanteile vermindert. In der infrage kommenden Altersgruppe (in der Regel nicht mehr berufstätig) ist jedoch dieser Parameter nicht entscheidend, und es bietet sich hier die Einschätzung nach dem alters- und geschlechtskorrelierten Constant-Score an, bei dem der Kraftparameter entsprechend relativiert wird. Im Mittel erreichen die Patienten 93 % einer alters- und geschlechtsspezifischen Schulterfunktion. Eine Innenrotationseinschränkung kann durch eine optimierte Operationstechnik in der Schaft- und Glenoidpositionierung verbessert oder vermieden werden.

Mit den hiermit vorliegenden Langzeitergebnissen können genauere Indikationen für die Implantation der inversen Prothese abgegrenzt werden. Trotzdem muss jede Indikation genau überlegt werden. So gelten genannte Indikationskriterien als Leitlinie, ihre Einhaltung sollte jedoch von Fall zu Fall entschieden werden. Einschränkend muss angeführt werden, dass es bislang keine biomechanische Studien über die Krafteinleitung in das Glenoid, die Beanspruchung und demzufolge den Abrieb des Polyethylens und die optimale Glenoidposition etc. gibt.

Die Operationstechnik ist anspruchsvoll, die bislang zur Verfügung stehenden Instrumente erfordern ein sehr sorgfältiges und schonendes Vorgehen, da es ansonsten zu entsprechenden knöchernen Verletzungen kommen kann. Sie setzt eine regelmäßige operative Tätigkeit des Operateurs voraus und demzufolge die regelmäßige Implantation der inversen Prothese selbst als Operateur, um vor allem auf besondere intraoperative Gegebenheiten adäquat reagieren zu können. Ein entscheidender Punkt bei der Operation stellt die Präparation und Refixation des Deltamuskels dar.

Durch den Einsatz der inversen Prothese ist der endoprothetische Schultergelenkersatz beim Rotatorenmassendefekt keine „limited goal indication“ mehr.

Als Hauptindikation gelten sämtliche Krankheitsbilder, bei denen die Destruktion bzw. Degeneration der Gelenkpartner von einer massiven, nicht rekonstruierbaren und pathomechanisch relevanten Rotatorenmanschetten-Defektsituation begleitet wird.

Die Operationsziele sind folglich das Erreichen sowohl guter funktioneller Resultate als auch die Reduktion des Schmerzes auf ein Minimum.

Das Prinzip der inversen Schulterendoprothese (Delta III<sup>®</sup>) beruht auf der Wiederherstellung eines dynamisch stabilen, kaudalisierten und medialisierten Drehzentrums. Es wird durch die Umkehrung der Konkav-Konvex-Situation (Glenoid = hemispärischer Metallkörper, Humerusepiphyse = konkave PE-Schale) erzielt. Durch dieses biomechanische Prinzip wird die Deltafunktion über den gesamten Bereich des physiologischen ROM optimiert. Grundvoraussetzung für die Implantation der inversen Prothese ist die strukturelle und neurologische Intaktheit des Deltamuskels.

Relative Indikationen sind die Revision herkömmlicher Prothesen mit funktionell relevanten, nicht rekonstruierbaren RM-Defiziten und Patienten, die jünger sind als 65 Jahre.

Kontraindikationen sind in jedem Fall strukturelle oder neurogene Defekte der Deltamuskulatur und zudem ausgedehnte Glenoiddestruktionen.

Die Ergebnisse dieser retrospektiven Studie, die einen Operationszeitraum von Oktober 1997 bis April 2001 umfasst, zeigt insgesamt sehr gute Ergebnisse. Von 33 (34) Patienten in einem Durchschnittsalter von 70,1 Jahren und einer durchschnittlichen Nachbeobachtungszeit von 81,8 Monaten würden 94,1 % der Patienten die Operation sofort erneut durchführen lassen. Der korrelierte Constant-Score betrug für das gesamte Patientengut 92,9 %, nur die Patienten betreffend, bei denen es sich um eine reine Defektarthropathie handelt, sogar 99,6 %.

Die Nachuntersuchung ergab eine nahezu komplette Schmerzfreiheit, eine insgesamt gesehen sehr gute Funktion bei guter Kraft, solange der M. deltoideus intakt ist.

Es kam bei keiner Operation zu neurologischen Komplikationen. Bei vier (11,8 %) Patienten musste eine Revision vorgenommen werden, zwei Mal wegen einer Glenoidlockerung, einmal wegen einer Schaftlockerung und einmal wegen einer Luxation. Bei zwei dieser vier Patienten sind allerdings eine lange Anamnese mit mehreren Operationen und mehreren Prothesenwechsel bekannt. Bezieht man die Revisionsrate lediglich auf die reinen Defektarthropathien bleiben zwei (7,4 %) Revisionen übrig.

Für die Zukunft stellt aufgrund sowohl unserer als auch anderer Ergebnisse die inverse Prothese weiterhin bei eindeutiger Indikationsstellung das Mittel der Wahl zur operativen Versorgung einer Defektarthropathie der Rotatorenmanschette dar.

---

## 7 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Arntz CT, Jackins S, Matsen FA III (1993) Prosthetic replacement of the shoulder for the treatment of defects in the rotator cuff and the surface of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg* 75-A, April 1993, S. 485–491
- 2 Ballmer FT, Lambert SM, Hertel R. Napoleon's sign: A test to assess subscapularis function. *J Shoulder Elbow Surg* 6: 193, 1997
- 3 Bergmann G (1986) Biomechanik und Pathobiomechanik des Schultergelenks im Hinblick auf den künstlichen Gelenkersatz. In: Kölbel R, Helbig B, Blauth W (Hrsg.) *Schulterendoprothetik*. Springer, Berlin, S. 33–43
- 4 Bloch HR, Simmen BR (1994) Anatomische Besonderheiten der Schulterregion. In: Simmen BR (Hrsg.) *Die Schulter in der Orthopädie*. Eular Verlag, Basel, S. 13–20
- 5 Boileau P, Watkinson D. J, Hatzidakis A, Balg F. Grammont reverse prosthesis: Design, rationale and biomechanics. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14: S. 147–161
- 6 Boss A, Hintermann B (1997) Primäre Versorgung der Humeruskopftrümmerfraktur beim älteren Patienten mit einer Kopfprothese. *Unfallchirurg* 100, S. 867–873, Springer-Verlag
- 7 Boulahia A, Edwards T, Walch G, Baratta R. Early results of a reverse design prosthesis in the treatment of arthritis of the shoulder in elderly patients with a large rotator cuff tear. *Orthoedics* 2002; 25: S. 129–133
- 8 Bryant D, Litchfield R, Sabdow M, Gartsman G, Guyatt G, Kirkley A. A comparison of pain, strength, range of motion, and functional outcomes after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients withostaoarthritis of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87: S. 1947–1956
- 9 Caniggia M, Franci M, Capria O, Cecchi G. European Federation of national Associations of Orthopaedics and Traumatology (Efort): Oral presentation: Shoulder Arthroplasty and Fusion; Helsinki 4–10 June, 2003
- 10 Capon D, Nerot C, Ekelund A, DeWilde L, Seebauer L. The Delta inverted shoulder arthroplasty. Results after 5 years follow-up. *Ann. Orthop. Westen* 2004; 36: S. 41–46
- 11 Cazeneuve JF, Cristofari DJ. Grammont reversed prosthesis for acute complexe fracture of the proximal humerus in an elderly population with 5 to 12 years follow-up. *Rev Chir Othop Reparatrice Appar Mot.* 2006 Oct; 92 (6): S. 543–548

- 
- 12 Chakravarty K, Webley M (1993) Shoulder joint movement and its relationship to disability in the elderly. *J Rheumatol* 20, S. 1359–1361
  - 13 Constant CR (1986) Age related recovery of shoulder function after injury. Thesis, University College, Cork, Ireland
  - 14 Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop* 214: S. 160–164; 1987
  - 15 De Buttet M, Bouchon Y, Capon D, Delfosse J. Grammont shoulder arthroplasty for osteoarthritis with massive rotator cuff tears – report of 71 cases. *J Shoulder and Elbow* 1997; 6: S. 197
  - 16 De Wilde L, Mombert M, van Petegem P, Verdonk R. Revision of shoulder replacement with a reversed shoulder prosthesis (Delta III): Report of five cases. *Acta orthopaedica belgica* 2001; Vol. 67, n. 4: S. 348–353
  - 17 Debrunner Alfred M. (1994) *Orthopädie und orthopädische Chirurgie* S. 522
  - 18 Debrunner HU (1982) *Orthopädisches Diagnostikum*. 3. Aufl. Thieme, Stuttgart 1978, 4. Aufl. 1982
  - 19 DePuy Orthopädie GmbH, Orthopädische Produkte, 66272 Sulzbach, Deutschland
  - 20 Dines J, Fealy S, Strauss E, Answorth A, Craig E, Russel W, Dines D. Outcomes analysis of revision total shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88: S. 1494–1500
  - 21 Drosdowech DS. *Orthopaedic surgery*, University of Western Ontario, London ON The reverse shoulder arthroplasty: Interim analysis and future directions. *COA Bulletin*; Issue 75; Info: The reverse shoulder
  - 22 Farron A. *Schweizer Medizinforum*, 2006; 6, S. 53–58
  - 23 Farvard L, Lautmann S, Clement P. Osteoarthritis with massive Rotator Cuff tear. In Walch G, Boileau P. *Shoulder Arthroplasty*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg, 1999, S. 261–266
  - 24 Favard L, Guery J, Bicknell R, Garaud P, Sirveaux F, Boileau P, Mole D, Walch G. Survivorship of the reverse prosthesis. Report at the Nice Shoulder Congress June 3<sup>rd</sup>, 2006
  - 25 Favard L, Sirveaux F, Bicknell R, Levigne C, Garaud P, Boileau P, Mole D, Walch G. Report at the Nice Shoulder Congress June 3<sup>rd</sup>, 2006
  - 26 Flatow EL (1992) Unconstrained Shoulder Arthroplasty. In: Kohn D, Wirth CJ (Hrsg.) *Die Schulter – aktuelle operative Therapie*. Thieme Verlag

- 
- 27 Frankle M, Mighell M, Devinney S, et al. Hemiarthroplasty vs reverse shoulder prosthesis for rotator cuff arthropathy. Presented at: 71 annual meeting of the American academy of orthopaedic Surgeons; März 10–14, 2004; San Francisco, Kalifornien, USA
  - 28 Frankle M, Siegal S, Pupello D, Saleem A, Mighell M, Vasey M. The reversed Shoulder Prosthesis for severe Rotator Cuff Deficiency. *J bone Joint Surg* 2005; 87: S. 1697–1705
  - 29 Gibart M, Steinmann P, Gerber C. The Delta III reverse ball and socket shoulder prosthesis: clinical results. Presented at: 71<sup>st</sup> annual meeting of the American Academy of orthopaedic Surgeons; März 10–14, 2004; San Francisco, Kalifornien, USA
  - 30 Godeneche A, Boileau P, Favard P, Le Huec JC, Levigne C, Nove-Josserand L, et al. Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder : early results of 268 cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: S. 11–18
  - 31 Gohlke F, *Orthop. Uniklinik Würzburg, Der Orthopäde* 10/2000, S. 834–844
  - 32 Grammont PM, Baulot E. Delta Shoulder Prosthesis for Rotator Cuff Rupture. *Orthopedics* 1993; 16; S. 65–68
  - 33 Guery J, Favard L, Sirveaux F, Oudet D, Mole D, Walch G. Reverse Total Shoulder Arthroplasty; *J Bone Joint Surg* 2006; 88; S. 1742–1747
  - 34 Habermeyer P, Ebert T. (1999) Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulterendoprothetik. *Unfallchirurg* 102, S. 668–683, September 1999
  - 35 Jacobs R, Debeer P, DeSmet L. Treatment of rotator cuff arthropathy with a reversed Delta shoulder prosthesis. *Acta Orthop Belg.* 2002; 67: S. 344–347
  - 36 Jerosch J, Castro W HM. *Orthopädisch-traumatologische Gelenkdiagnostik.* Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1995. Kapitel 1; S. 13–18
  - 37 Jerosch, Jörg; Heisel, Jürgen *Schulterendoprothetik: eine Standortbestimmung – Implantation bei Omarthrosen und Frakturen des proximalen Humerus.* *Deutsches Ärzteblatt* 100, Ausgabe 37 vom 12.09.2003, Seite A-2366 / B-1978 / C-1865 *Medizin*
  - 38 Kamal I., Bohsali, Wirth M, Rockwood Jr C. Complications of Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*; 2006; 88: S. 2279–2292
  - 39 Kapandji I. A., (1999) *Funktionelle Anatomie der Gelenke.* Hippokrates Verlag, Stuttgart
  - 40 Kempf JF, Walch G, Lacaze F (1999) Results of shoulder arthroplasty in primary gleno-humeral osteoarthritis. In: Walch G, Boileau P (eds) *Shoulder Arthroplasty*, Springer, Berlin, S. 203–210
-

- 
- 41 Kinzl L, Fleischmann W, Bombelli M (1992) Isoelastische Schulterprothesen. In: Kohn D, Wirth CJ (Hrsg.) Die Schulter – aktuelle operative Therapie. Thieme Verlag
  - 42 Kölbel R, Wolff R. In: Kölbel R, Helbig B, Blauth W. Shoulder replacement. New York: Springer-Verlag, 1987: S. 2–13
  - 43 Laurence M (1991) Replacement Arthroplasty of the Rotator cuff deficient shoulder. J Bone Joint Surg 73-B, S. 916–919
  - 44 Levigne C, Boileau P, Favard L, Garaud P, Mole D, Sirveaux F, Walch G. Scapular Notching in reverse Shoulder Arthroplasty. Report at the Nice Shoulder Congress June 3<sup>rd</sup>, 2006
  - 45 Levy J, Frankle M, Mighell M, Pupello D. The use of the reverse shoulder prosthesis for the treatment of failed hemiarthroplasty for proximal humeral fracture. J Bone Joint Surg Am 2007; 89: S. 292–300
  - 46 Lippitt S, Matsen F (1993) Mechanisms of glenohumeral joint stability. Clin Orthop 291, S. 20–28
  - 47 Löhner JF, Helmig P, Sojbjerg JO, Jung A (1994) Shoulder instability caused by rotator cuff lesions. Clin Orthop 304, S. 84–90
  - 48 Lugli T. Artificial shoulder joint by Pean (1893). The facts of an exceptional intervention and the prosthetic method. Clin Orthop 133: S. 215–218, 1978
  - 49 Lynch NM, Cofield RH, Silbert PL, Hermann RC (1996) Neurologic complications after total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg 5(1), Januar/Februar, S. 53–61
  - 50 Martin SD, Zurakowski D, Thornhill TS. Uncemented glenoid component in total shoulder arthroplasty: Survivorship and outcomes. J Bone Joint Surg Am 2005; 87: S. 1284–1292
  - 51 Matsen F. A. [http://www.orthop.washington.edu/uw/tabID\\_\\_3376/SubTabID\\_\\_3351/ItemID\\_\\_0/Default.aspx\\_Department of Orthopaedics, University of Washington, Seattle, USA](http://www.orthop.washington.edu/uw/tabID__3376/SubTabID__3351/ItemID__0/Default.aspx_Department%20of%20Orthopaedics,%20University%20of%20Washington,%20Seattle,%20USA)
  - 52 Matsen FA, Smith KL. Effectiveness evaluation and the shoulder. In: Rockwood CA Jr, Matsen FA, eds. The shoulder, 2<sup>nd</sup> edn. Philadelphia: Saunders, 1998: S. 1313–1339
  - 53 Matsoukis J, Tabib W, Guiffault P, Mandelbaum A, Walch G, Nemoz C, Edwards B. Shoulder arthroplasty in patients with a prior anterior shoulder dislocation: Results of a multicenter study; J Bone Joint Surg 85A; 2003; S. 1417–1424

- 
- 54** Mazas F, de la Caffiniere JY. Eine nicht retentive Schulterendoprothese. *Rev Chir Orthop* 1982; 68: S. 161–170
- 55** Neer CS (1984) Unconstrained shoulder arthroplasty. In: Bateman JE, Welsh RP (eds) *Surgery of the shoulder*. Mosby, St. Louis Toronto London
- 56** Neer CS II (1991) Die Schulterarthroplastik heute. *Orthopäde* 20, S. 320–321
- 57** Neer CS, Brown jr TH, McLaughlin HL. Fracture of the neck of the humerus with dislocation of the head fragment. 1953; *Am J Surg* 85: S. 252–258
- 58** Neer CS, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65: S. 1232–1244
- 59** Neer CS, Watson KC, Stanton FJ. Recent Experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64: S. 319–337
- 60** Neer CS. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg Am* 1955; 37: S. 215–228
- 61** Neer CS. *Shoulder reconstruction*. Philadelphia: Saunders, 1990, S. 143–272, 405–406
- 62** Nwakama AC, Cofield RH, Kavanagh BF, Loehr JF. Semiconstrained total shoulder arthroplasty for glenohumeral arthritis and massive rotator cuff tearing. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9, S. 319–337
- 63** Otis JC, Jiang CC, Wickiewicz TL, Peterson MG, Warren RF, Santner TJ. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid muscles with abduction and rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: S. 667–676
- 64** Pauwels F (1965) *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer Verlag, Heidelberg
- 65** Petersen SA, Hawkins RJ. Revision of failed total shoulder arthroplasty. *Othop. Clin. North. Am.*, 1998; 29: S. 519–533
- 66** Post M, Jablon M. Constrained total shoulder arthroplasty. Long term follow-up observations. *Clin. Othop.* 1983; 173; S. 109–116
- 67** Ridgeway S, Richards A, Pearce C, Sinnerton RJ. Early results of the reverse geometry Delta III total shoulder replacement prosthesis for fracture sequelae. *J Bone Joint Surg Brit* 2005; 87-B: Issue Supp II, S. 170
- 68** Rittmeister M, Kerschbaumer F. Grammont reverse total shoulder arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis and nonreconstructible rotator cuff lesions. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: S. 17–22
-

- 
- 69 Rockwood CA, Williams Gr Jr., Russel IJ. Rotator cuff tear arthropathy (Current Concepts review). *J Bone Joint Surg Am* 1999; 81; S. 1312–1324
- 70 Rockwood Charles jr, Matsen III Frederick A, Wirth Michael A, Lippitt Steven B. *The shoulder* 3<sup>rd</sup> edition 2004. Vol. 2, S. 927–939
- 71 Rössler H, Rütter W (1997) *Orthopädie*. Verlag Urban und Schwarzenberg, 17. Aufl., 1997
- 72 Seebauer L, Keyl W. Inverse Schulterprothese Delta III nach Grammont – Differentialindikation und Frühergebnisse. *Z Orthop* 2001; 139: Suppl 1:85
- 73 Seebauer L, Walter W, Keyl W. Die inverse Schulterprothese zur Behandlung der Defektarthropathie. *Operat. Orthop Traumatolog.* 2005 Nr1, Urban & Vogel
- 74 SeebauerL, Keyl W. Treatment of cuff tear arthropathy with an inverted shoulder prosthesis (Delta3). 8<sup>th</sup> International Congress on Surgery of the shoulder, Cape Town, South Africa, April, S. 23–26, 2001
- 75 Simmen BR (1994) Die Arthroplastik des Schultergelenkes bei degenerativer und posttraumatischer Arthrose. In: Simmen BR (Hrsg.) *Die Schulter in der Orthopädie*. Schulthess-Klinik, Zürich, Eular Verlag, Basel, S. 177
- 76 Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huguet D, Lautman S. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive and non repairable cuff rupture. In: Walch G, Boileau P, Mole D, 2000 *Protheses d'épaule*; Paris Sauramps Medical; 2001, S. 247–252
- 77 Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huguet D, Walch G, Mole D. Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff. Results of a multicentre study of 80 shoulders. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; 86: S. 388–395
- 78 Sperling J, Cofield MD and RH, Rochester MD. Revision total shoulder arthroplasty for the treatment of glenoid arthrosis. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80: S. 860–867
- 79 Sukthankar A. Revision arthroplasty with the inverse Delta-III-Prosthesis after failed primary shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Brit.* 2006; 88-B; Issue Supp 1, S. 135
- 80 Tillmann B, Töndury G (1987) *Obere Extremität*. In: Rauber/Kopsch (Hrsg.) *Anatomie des Menschen*, Band I. Thieme, Stuttgart, S. 309–443
- 81 Torchia ME, Cofield RH, Settegren CR (1997) Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results, *J Shoulder Elbow Surg* 6(6), November/Dezember, S. 495–505
-

- 82** Valenti Ph, Katz D. European Federation of national Associations of Orthopaedics and Traumatology (Efort): Oral presentation: Shoulder Arthroplasty and Fusion; Helsinki 4–10 June, 2003
- 83** Vrettos BC, Wallace WA, Neumann L. Bipolar hemiarthroplasty of the shoulder for the elderly patient with rotator cuff arthropathy. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80: Suppl. I: S. 106
- 84** Walch G, Boulahia A, Calderone S, Robinson AHN. The dropping and the hornblower's signs in evaluation of rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Br* 80: S. 624–629, 1998
- 85** Werner C, Steinmann P, Gilbert M, Gerber C. Treatment of painful Pseudoparesis due to irreparable rotator cuff dysfunction with the Delta III Reverse-Ball-and-socket total shoulder Prosthesis; *J Bone Joint Surg* 2005; 87A: S. 1476–1486
- 86** Woodruff MJ, Cohen AP, Bradley JG. Arthroplasty of the shoulder in rheumatoid arthritis with rotator cuff dysfunction. *Int Orthop.* 2003; 27: S. 7–10
- 87** Worland RL, Jessup DE, Arredondo J, Warburton KJ. Bipolar shoulder arthroplasty for rotator cuff arthropathy. *J Shoulder Elbow Surg* 1997; 6: S. 512–515

## **8 DANKSAGUNG**

Zuerst möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. Ulrich Stöckle, dem Ärztlichen Leiter der Unfallchirurgie im Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, bedanken, der mir die Möglichkeit gab, meine Dissertation in seiner Abteilung zu erstellen.

Meinem Doktorvater Herrn Dr. Ludwig Seebauer, Direktor des Zentrums für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin im Krankenhaus München Bogenhausen, danke ich für seine raschen Rückmeldungen und seine fachliche Bewertung meiner Arbeit.

Ein großer Dank gilt Herrn Dr. Michael Goebel, der mich in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Seebauer stets unterstützt hat und der mit seiner Betreuung einen großen Anteil am Zustandekommen dieser Dissertation hat. Ohne ihre Anleitung und unermüdliche Geduld wäre die Fertigstellung meiner Arbeit nicht vorstellbar gewesen.

Besonderer Dank gilt den Patienten, die ihre Daten für die Studien zur Verfügung stellen.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinen Eltern Christine und Willibald Walter, ohne deren Antreiben ich die Dissertation erst gar nicht begonnen hätte und ohne deren Unterstützung eine Beendigung nicht möglich gewesen wäre.