

Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU)  
Gemeinschaftsklinikum Mittelrhein,  
Zentrum für Unfallchirurgie und Orthopädie

Klinisches Ergebnis von Paraplegikern nach Implantation inverser Schulterprothesen

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Medizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Lucas Hermann Krischer  
aus Bad Neuenahr-Ahrweiler

Mainz, 2021



# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>I</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>IV</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>V</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>VI</b>
<b>1 Einleitung / Ziel der Dissertation .....</b>	<b>1</b>
1.1 Einleitung .....	1
1.2 Ziel der Dissertation .....	1
<b>2 Literaturdiskussion .....</b>	<b>2</b>
2.1 Anatomie des Schultergelenkes.....	2
2.2 Knöchernen Strukturen des Schultergelenkes.....	2
2.3 Muskulatur des Schultergelenkes .....	4
2.4 Defektarthropathie.....	5
2.5 Querschnittlähmung .....	7
2.6 Epidemiologie von Rückenmarksverletzungen .....	8
2.6.1 Prävalenz der Querschnittlähmung.....	8
2.6.2 Ursachen traumatischer Querschnittlähmung.....	9
2.6.3 Demographie und Mortalität.....	10
2.7 Aktuelle Studienlage .....	11
2.7.1 Schultergelenke paraplegischer Patienten .....	11
2.8 Die inverse Schulterprothese .....	14
2.8.1 Entwicklung inverser Schulterprothesen.....	14
2.8.2 Design inverser Schulterprothesen .....	16
2.8.3 Biomechanik inverser Schulterprothesen .....	17
<b>3 Material und Methoden .....</b>	<b>20</b>
3.1 Patientenkollektiv .....	20
3.2 Datenerfassung.....	20

---

3.3	Statistik.....	21
3.4	Verwendete Scores.....	22
3.4.1	Constant-Murley-Score.....	22
3.4.2	Visuelle Analogskala Schmerz.....	26
3.4.3	Simple Shoulder Test.....	26
3.5	Verwendete Prothesen.....	27
3.6	Biomechanische Überlegungen und OP-Technik inverser Schulterprothesen bei Paraplegikern.....	27
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>28</b>
4.1	Probandencharakteristika.....	28
4.2	Stationärer Aufenthalt.....	29
4.3	Auswertung auf Basis der verwendeten Scores.....	30
4.3.1	Visuelle Analogskala.....	30
4.3.2	Bewegungsausmaß.....	31
4.3.3	Constant-Murley-Score.....	39
4.3.4	Simple Shoulder Test.....	40
4.4	Radiologische Auswertung.....	41
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>42</b>
5.1	Diskussion der Ergebnisse.....	42
5.2	Ergebnisse der Arbeit im Literaturvergleich.....	44
5.2.1	Schmerz.....	46
5.2.2	Simple Shoulder Test.....	46
5.2.3	Constant-Murley-Score.....	46
5.2.4	Bewegungsausmaß.....	46
5.2.5	Komplikationen.....	47
5.3	Vergleich der Ergebnisse mit Daten von Fußgängern nach Implantation inverser Schulterprothesen.....	48
5.4	Schwäche der Arbeit.....	49
5.5	Ausblick.....	50
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>51</b>



---

<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>52</b>
<b>8</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>57</b>
8.1	Tabellen .....	57
<b>9</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>60</b>
<b>10</b>	<b>Tabellarischer Lebenslauf .....</b>	<b>61</b>

## Abkürzungsverzeichnis

kg

Kilogramm

cm

Zentimeter

M.

Musculus / Muskel

m

Monate

d

Tage

präop

präoperativ

postop

postoperativ

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Bewegungsausmaße der Schulter nach der Neutral-Null-Methode modifiziert nach Aumüller et al. (6) .....	4
Tabelle 2: Prävalenz traumatischer Rückenmarksverletzungen (13,14) .....	8
Tabelle 3: Prävalenz nichttraumatischer Rückenmarksverletzungen (13,14) .....	9
Tabelle 4: Prävalenz von Schulterschmerzen bei Paraplegikern. Modifiziert nach Dyson-Hudson und Kirshblum (25) .....	12
Tabelle 5: Schmerzskala mit Punkteverteilung.....	22
Tabelle 6: Alltagsaktivitäten.....	23
Tabelle 7: Bewegungsumfang der Anteversion und Abduktion mit Punkteverteilung	24
Tabelle 8: Bewegungsumfang der Außenrotation mit Punkteverteilung.....	24
Tabelle 9: Bewegungsumfang der Innenrotation mit Punkteverteilung .....	25
Tabelle 10: Allgemeine Probandencharakteristika .....	28
Tabelle 11: Operationsspezifische Probandencharakteristika.....	29
Tabelle 12: Mittelwerte der Untergruppen des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ .....	39
Tabelle 13: Ursachen der Rollstuhlabhängigkeit in der Studie von Alentorn-Geli et al. ....	45
Tabelle 14: Bewegungsausmaße im Schultergelenk nach der Neutral-Null-Methode präoperativ und postoperativ .....	57
Tabelle 15: Subgruppenanalyse des Bewegungsausmaßes in Abhängigkeit vom Patientenalter zum Operationszeitpunkt.....	58
Tabelle 16: Punkte der visuellen Analogskala präoperativ und postoperativ .....	58
Tabelle 17: Punkte des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ .....	59
Tabelle 18: Punkte des Simple Shoulder Tests präoperativ und postoperativ .....	59

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Knöchernen Strukturen des Schultergelenkes .....	3
Abbildung 2: Betrachtung der Rotatorenmanschette und deren humerale Insertionspunkte von lateral.....	5
Abbildung 3: Defektarthropathie des rechten Schultergelenks eines Paraplegikers ...	7
Abbildung 4: Ursachen für eine Querschnittslähmung für das Jahr 2018 .....	9
Abbildung 5: Röntgenbild nach Implantation einer Inversen Schulterprothese bei einem Paraplegiker.....	14
Abbildung 6: Foto einer inversen Schulterprothese.....	17
Abbildung 7: Durch die Implantation wird das originäre Drehzentrum (siehe Ziffer 1) des Schultergelenks medialisiert (siehe Ziffer 2) und der Humerus nach caudal verlagert. Mit freundlicher Genehmigung von Richard W Nyffeler (48).....	19
Abbildung 8: Test der Außenrotation im Schultergelenk bei einem Paraplegiker nach Prinzip des Constant-Murley-Scores .....	24
Abbildung 9: VAS-Schmerzskala.....	26
Abbildung 10: Zusammenhang zwischen der Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt und der Dauer des stationären Aufenthaltes .....	30
Abbildung 11: Vergleich der Schmerzen präoperativ und postoperativ.....	31
Abbildung 12: Vergleich der Anteversion präoperativ und postoperativ.....	32
Abbildung 13: Vergleich der Abduktion präoperativ und postoperativ.....	33
Abbildung 14: Vergleich der Innenrotation präoperativ und postoperativ.....	34
Abbildung 15: Vergleich der Außenrotation präoperativ und postoperativ .....	34
Abbildung 16: Eine Patientin während der Nachuntersuchung nach Implantation einer inversen Schulterprothese linksseitig .....	35
Abbildung 17: Vergleich der Anteversion präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt.....	36
Abbildung 18: Vergleich der Abduktion präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt.....	37
Abbildung 19: Vergleich der Innenrotation präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt .....	38
Abbildung 20: Vergleich der Außenrotation präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt .....	38
Abbildung 21: Vergleich der Ergebnisse des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ .....	39

Abbildung 22: Subgruppenanalyse der Ergebnisse des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ ..... 40

Abbildung 23: Vergleich der Ergebnisse des Simple Shoulder Tests präoperativ und postoperativ ..... 40

# **1 Einleitung / Ziel der Dissertation**

## **1.1 Einleitung**

Die Schultergelenke paraplegischer Patienten sind besonderen Belastungen ausgesetzt. Sie dienen nicht nur zur Bewältigung alltäglicher Aufgaben, sondern sind essentielle Instrumente zur Fortbewegung oder zum selbstständigen Transfer aus dem Rollstuhl.

Dies geht mit einer signifikant erhöhten Prävalenz an Schultererkrankungen einher. Vor allem degenerative Erkrankungen, wie zum Beispiel Rotatorenmanschettenläsionen und die daraus resultierende Defektarthropathie, sind Folgen der Überbeanspruchung der Schultergelenke paraplegischer Patienten.

Daraus resultiert der Verlust der Selbstständigkeit, da Patienten nicht mehr in der Lage sind sich eigenständig fortzubewegen oder alltägliche Aufgaben zu erfüllen.

Aufgrund der demographischen Entwicklung wird die Anzahl der paraplegischen Patienten mit einer Defektarthropathie zukünftig zunehmen, da die Lebenserwartung von Paraplegikern zunehmend steigt.

## **1.2 Ziel der Dissertation**

Wenn die Funktion der oberen Extremitäten schmerzbedingt oder durch eine Reduktion der Beweglichkeit reduziert wird, kommt es unweigerlich zu großen Einbußen im alltäglichen Leben eines Paraplegikers. Daher gilt es diese Einschränkungen auf ein Minimum zu reduzieren. Vordergründig ist hier die Behandlung der Defektarthropathie.

Derzeit gibt es wenig Literatur über die Therapie der Defektarthropathie paraplegischer Patienten.

Ziel dieser Arbeit ist es, das funktionelle Ergebnis paraplegischer Patienten nach Implantation inverser Schulterprothesen zu evaluieren. Des Weiteren wird anhand radiologischer Verlaufskontrollen, welche im Rahmen von Kontrolluntersuchungen angefertigt wurden, beobachtet, ob Zeichen von Prothesenversagen auftreten, da die Prothesen der Probanden im Vergleich zu Fußgängern deutlich höheren Belastungen ausgesetzt sind.

Hierdurch kann diese Arbeit als Hilfestellung bei der Indikationsfindung und Indikationsprüfung dienen.

Die Arbeit bietet einen Einblick in die biomechanischen Überlegungen bei der Implantation inverser Schulterprothesen bei paraplegischen Patienten.

## 2 Literaturdiskussion

### 2.1 Anatomie des Schultergelenkes

Durch die Entstehung des bipeden Gangbildes wurden den Extremitäten spezifische Funktionen zugewiesen. So sind die unteren Extremitäten deutlich höheren Belastungen ausgesetzt, da sie das Körpergewicht tragen. Durch die Entwicklung der Hand als Greiforgan ist ein höheres Maß an Bewegung der oberen Extremitäten unerlässlich.

Diese Ansprüche an die oberen Extremitäten spiegeln sich in Aufbau und Funktion wider.

### 2.2 Knöcherne Strukturen des Schultergelenkes

Das Schultergelenk setzt sich aus mehreren Teilgelenken zusammen, welche gemeinsam einen großen Bewegungsumfang der oberen Extremitäten zulassen.

Die *Articulatio glenohumeralis* ist ein Kugelgelenk mit folgenden Freiheitsgraden: in der Frontalebene ist eine Abduktion und Adduktion, in der Sagittalebene eine Anteversion und Retroversion, sowie eine Rotation um die Humerusschaftachse möglich (siehe Tabelle 1).

Die artikulierende Fläche des Humeruskopfes hat eine nahezu sphärische Oberfläche, welche in einem Winkel von circa  $45^\circ$  zur Schaftachse steht (1). Im Vergleich zur epicondylären Achse zeigt sich eine Retroversion der Humeruskopfachse um ca.  $17,9^\circ$  (2,3).

Die flache Gelenkpfanne bildet die nach ventrolateral gerichtete *Cavitas glenoidalis*. Ihre von Knorpel bedeckte Fläche macht nur etwa  $\frac{1}{4}$  bis  $\frac{1}{3}$  der Gelenkfläche der *Caput humeri* aus (1).

Vergrößert und vertieft wird die Gelenkpfanne durch eine faserknorpelartige Gelenkklippe, das *Labrum glenoidale*, was eine Erhöhung der Kongruenz zu Folge hat. Aufgrund des großen Bewegungsumfangs müssen Einbußen seitens der Stabilität gemacht werden, weshalb das Schultergelenk das luxationsanfälligste Organ des menschlichen Körpers ist.

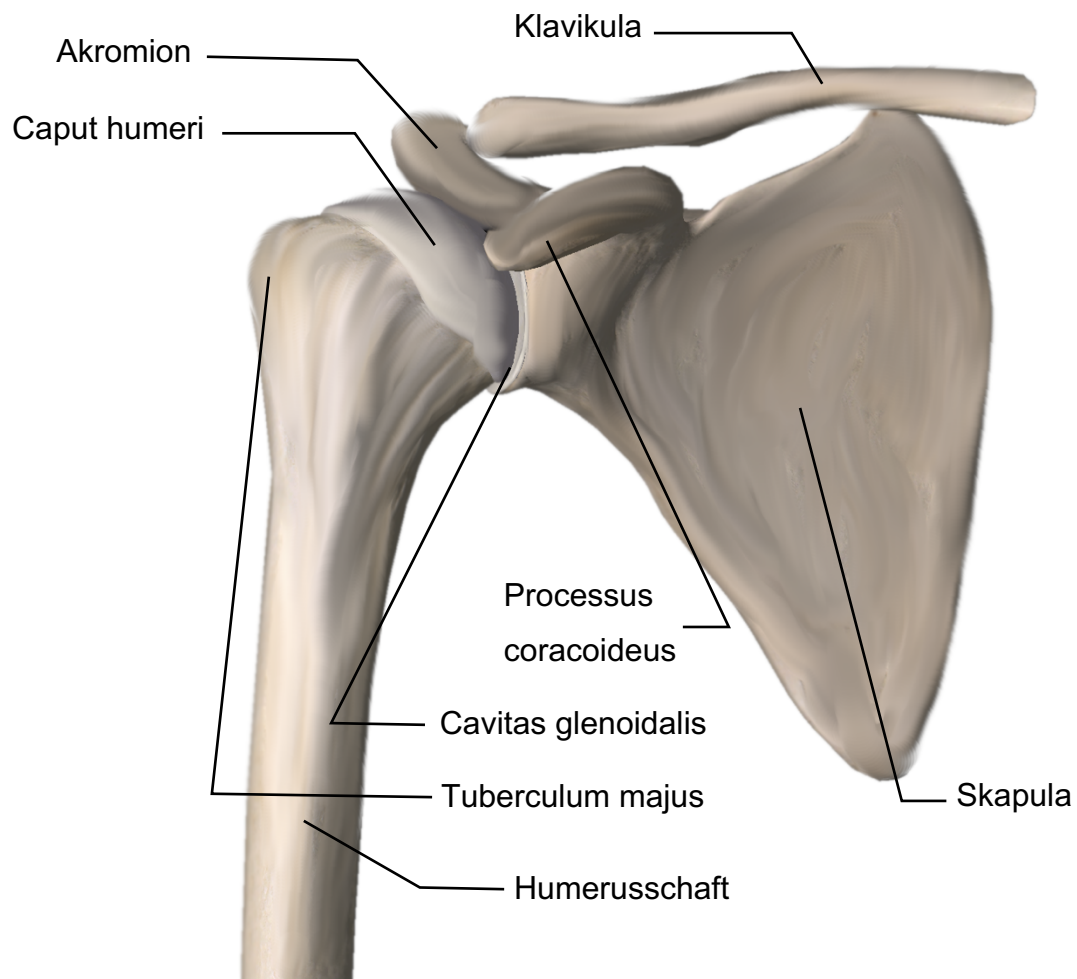


Abbildung 1: Knöcherne Strukturen des Schultergelenkes

Bei Bewegungen im Glenohumeralgelenk zeigen sich zwei Haupt-Drehzentren, beide nahe der Mitte des Humeruskopfes (4). Durch diese Translationsbewegung erweitert sich der Bewegungsumfang von drei auf fünf Freiheitsgrade (5).

Zur weiteren Steigerung des Bewegungsausmaßes findet bei ausschweifenden Bewegungen der oberen Extremitäten immer eine Kombinationsbewegung des Glenohumeralgelenkes mit den Nebengelenken (Articulatio sternoclavicularis, Articulatio acromioclavicularis, skapulothorakale Gleitschicht und subacromiales Nebengelenk) des Schultergürtels statt.



Tabelle 1: Bewegungsausmaße der Schulter nach der Neutral-Null-Methode modifiziert nach Aumüller et al. (6)

	Glenohumeralgelenk	Gesamtbewegung*
<b>Abduktion/Adduktion</b>	90/0/30°	160/0/40°
<b>Anteversion/Retroversion</b>	90/0/30°	170/0/40°
<b>Innenrotation/Außenrotation</b>	70/0/60°	100/0/80°

\*Kombinierte Bewegung im Glenohumeralgelenk mit Nebengelenken

### 2.3 Muskulatur des Schultergelenkes

Infolge der schlechten knöchernen und ligamentären Führung des Glenohumeralgelenkes dient die Muskulatur des Schultergelenkes nicht nur zur Bewegung, sondern ebenfalls zur Stabilisierung.

Die Schulterkontur wird im Wesentlichen durch die Ausprägung des Musculus deltoideus bestimmt. Dieser komplex aufgebaute Schulterkappenmuskel umschließt die Rotatorenmanschette und legt sich kranial, ventral, lateral und dorsal um das Glenohumeralgelenk. Er wird in drei topographisch und funktionell unterschiedliche Einheiten gegliedert, die Pars clavicularis, Pars acromialis und Pars spinalis, welche gemeinsam im Bereich der Tuberositas deltoidea des Humerus inserieren. Die Pars acromialis ist der stärkste Abduktor im Schultergelenk (6).

Unterhalb des Musculus deltoideus findet sich die Rotatorenmanschette, welche sich aus vier Muskeln (M. supraspinatus, M. infraspinatus, M. subscapularis, M. teres minor) zusammensetzt und der Gelenkkapsel aufliegt. Sie sind an allen Bewegungen des Schultergelenkes beteiligt.

Der Musculus supraspinatus entspringt der Fossa supraspinata der Skapula und inseriert nach seinem nahezu horizontalen Faserverlauf an proximalen Anteilen des Tuberculum majus. Durch seinen Verlauf hat er eine abduzierende Wirkung auf das Schultergelenk, vor allem in der Frühphase der Abduktion (7). Je weiter die obere Extremität abduziert wird, desto mehr Fasern des Musculus deltoideus überschreiten das Drehzentrum und wirken ebenfalls abduzierend.

Außerdem schützt der horizontale Verlauf den Humeruskopf vor einer Kranialisierung im Glenoid bei Anspannung des Musculus deltoideus (8).

Der Musculus subscapularis, welcher flächig von der thorakalen Skapulaseite entspringt, setzt mit einer breiten Sehnenplatte am Tuberculum minus humeri an. Neben der Innenrotation und Adduktion spielt er bei der anterioren Stabilität eine wichtige Rolle und dient als Luxationsschutz.

Komplementär hierzu entspringen der Fossa infraspinata und der Margo lateralis scapulae die Musculi infraspinatus und teres minor, welche dorsalseitig der Gelenkkapsel aufliegen und am Tuberculum majus humeri inserieren. Sie sind die wichtigsten Außenrotatoren und dienen der dorsalen Gelenkstabilität (6).

Da die Gelenkkapsel aufgrund des hohen Bewegungsumfanges der Schulter sehr weit ist und bei adduziertem Arm einen Recessus axillaris ausbildet, fungiert die Rotatorenmanschette ebenfalls als Kapselspanner und verhindert ein Einklemmen der Gelenkkapsel bei Bewegungen.

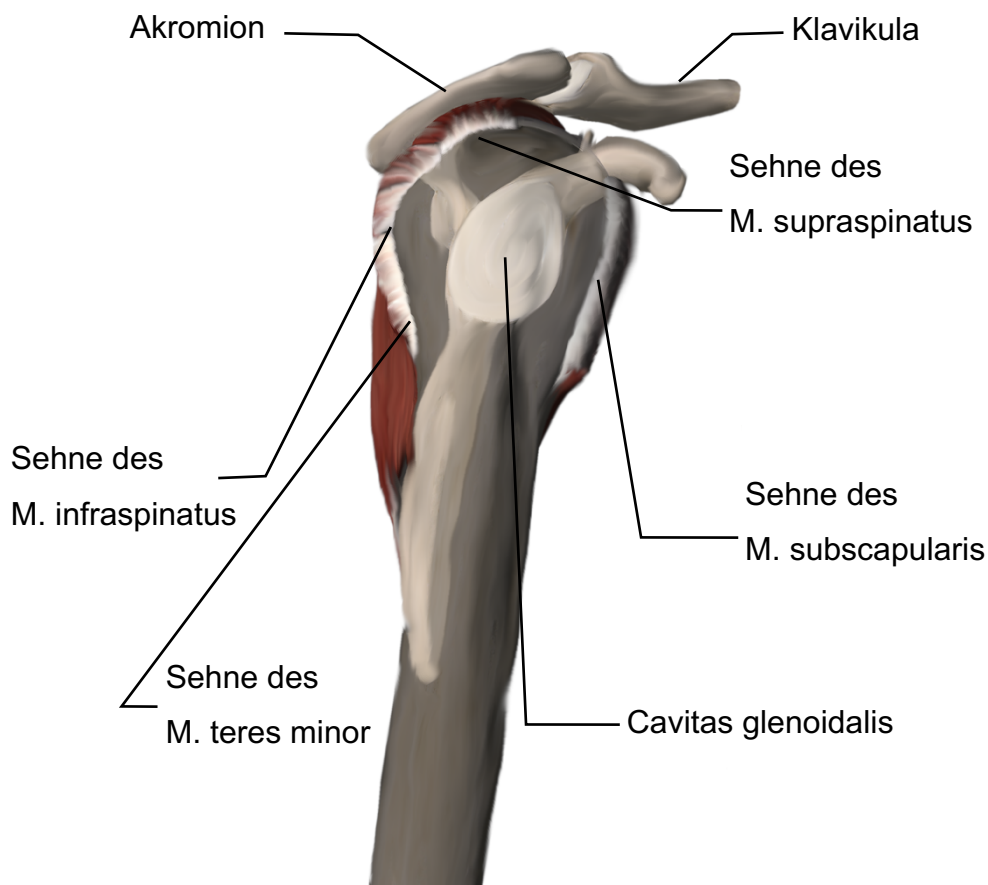


Abbildung 2: Betrachtung der Rotatorenmanschette und deren humerale Insertionspunkte von lateral

## 2.4 Defektarthropathie

Bereits 1983 prägte Neer den Begriff *Cuff-tear arthropathy* (zu deutsch Defektarthropathie), als er in einer Veröffentlichung Hypothesen über den Pathomechanismus aufstellte (9). So liegt laut Neer der massive Rotatorenmaschettendefekt zu Grunde, welcher über zwei unterschiedliche Mechanismen zur Arthropathie führt: Auf der einen Seite kommt es aufgrund der fehlenden Rotatorenmanschette zu einer Kranialisierung des Humeruskopfes was zu

einer Arrosion im Akromion, Akromioklavikulargelenk und Glenoid führt. Auf der anderen Seite kommt es durch die bestehende Instabilität nach massiver Rotatorenmanschettenruptur zu einem Austreten der Synovialflüssigkeit in das periartikuläre Gewebe. Hierdurch kommt es zu einer Druckminderung im Glenohumeralgelenk, was zu Mikrozirkulations- und Perfusionsstörungen des Gelenkes und des Gelenkknorpels führt. Resultierend ist der Untergang des bradytrophen Knorpelgewebes. Dies ist neben der oben beschriebenen mechanischen Kausalität, der nutritische Faktor. Gemeinsam führen diese zur Entstehung der Defektarthropathie (9,10).

Dem gegenüber steht die 1981 durch McCarthy ins Leben gerufene Theorie der „Milwaukee-Schulter“. Hier kommt es zu einer Entstehung von Hydroxylapatit-Kristallen im Bereich der veränderten Gelenkkapsel oder des Synovialgewebes und/oder im degenerierten Gelenkknorpel. Diese Kristalle werden von Synovialzellen phagozytiert, welche wiederum proteolytische Enzyme freisetzen. Diese Enzyme greifen das periartikuläre Gewebe und die Rotatorenmanschette an (10,11). Jedoch ist nicht geklärt, ob die in der Synovia nachgewiesenen Hydroxylapatit-Kristalle Ursache oder Folge der arthritischen Veränderungen im Glenohumeralgelenk sind (10).

Prinzipiell stehen bei der Defektarthropathie neben vielen pathologischen Veränderungen drei Kriterien im Vordergrund. Das Vorliegen einer Rotatorenmanschettenruptur, die Kranialisierung des Humeruskopfes sowie arthrotische Veränderungen im Glenohumeralgelenk (12).



Abbildung 3: Defektarthropathie des rechten Schultergelenks eines Paraplegikers

## 2.5 Querschnittlähmung

Das Myelon ist ein Teil des zentralen Nervensystems und dient der Weiterleitung von Informationen und Impulsen vom Gehirn an die Organe und Extremitäten. Außerdem läuft die Übertragung von sensorischen Reizen, Schmerz und Temperatur von der Peripherie an das Gehirn.

Wenn es aufgrund eines Traumas, einer Krankheit oder kongenital zu einer Schädigung des Rückenmarks kommt, spricht man von einer Querschnittlähmung. Folglich kommt es zu einer Symptomkombination von Lähmungen, Missempfindungen der Extremitäten und Organfehlfunktionen. Die Lähmungshöhe ist entscheidend für das Vorliegen spezifischer Ausfälle.

Zum heutigen Zeitpunkt ist eine Heilung von querschnittgelähmten Patienten nicht möglich, jedoch gibt es eine große Anzahl von Hilfsmitteln und Spezialtherapien, wodurch diese Patienten ein eigenständiges Leben führen können. Diese Behandlungen erfassen durch das komplexe und multifokale Krankheitsbild eine Zusammenarbeit verschiedener Fachdisziplinen. Die Patienten sind auf eine lebenslange Behandlung durch ein multiprofessionelles Team angewiesen.

## 2.6 Epidemiologie von Rückenmarksverletzungen

### 2.6.1 Prävalenz der Querschnittlähmung

In Deutschland wurde 2013 die Prävalenz traumatischer Querschnittlähmungen mit 500/1.000.000 Einwohnern angegeben. Hinzu kommt die Prävalenz der nichttraumatisch erworbenen Rückenmarksläsionen von 300/1.000.000 Einwohnern (13).

Der Arbeitskreis Querschnittlähmung der Deutschen gesetzlichen Unfallversicherung schätzte 2018 die Gesamtzahl der Menschen mit Querschnittlähmung in Deutschland auf 140.000 Betroffene. Jedes Jahr kommen in Deutschland circa 2.350 Fälle hinzu. Unterteilt man diese Patienten nach Läsionshöhe, so ergibt sich ein Ungleichgewicht von 61% paraplegischer und 39% tetraplegischer Querschnittgelähmter. Die Verteilung nach Geschlechtern zeigt eine mehr als doppelte so hohe Anzahl männlicher als weiblicher Patienten (68% männliche Patienten vs. 32% weibliche Patienten).

Folgende Tabellen zeigen die Prävalenz von Querschnittlähmungen in verschiedenen Ländern.

*Tabelle 2: Prävalenz traumatischer Rückenmarksverletzungen (13,14)*

Land	Jahr	Prävalenz pro 1.000.000
Deutschland	2013	500
Iran	2008	440
Finnland	1999	280
Norwegen	2002	365
Island	2009	526
Kanada	2010	1298
Australien	1997	681

Tabelle 3: Prävalenz nichttraumatischer Rückenmarksverletzungen (13,14)

Land	Jahr	Prävalenz pro 1.000.000
Deutschland	2013	300
Kanada	2010	1227
Australien	2010	455

### 2.6.2 Ursachen traumatischer Querschnittlähmung

Die Zahl der traumatisch bedingten Querschnittlähmungen ist über die Jahre hinweg deutlich gesunken. Dies liegt vor allem an einer verbesserten Prävention wie z.B. Sicherheitsgurten, Airbags und Rückenprotektoren.

Als Hauptursachen traumatischer Rückenmarksverletzungen stehen Verkehrs- und Sportunfälle (15).

#### Ursachen einer Querschnittlähmung für das Jahr 2018

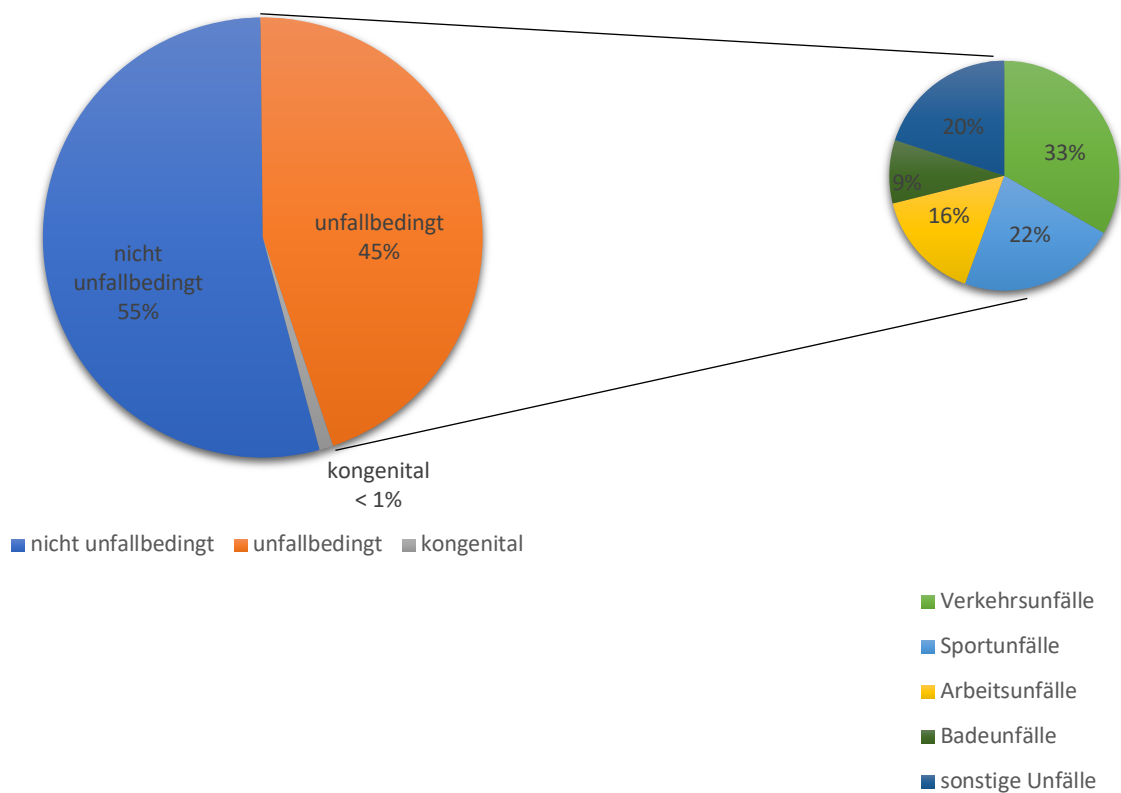


Abbildung 4: Ursachen für eine Querschnittlähmung für das Jahr 2018

### 2.6.3 Demographie und Mortalität

Bis ins frühe zwanzigste Jahrhundert hinein war eine hohe Querschnittlähmung eine Erkrankung, welche nicht mit dem Leben vereinbar war. Betroffene verstarben oftmals in der Frühphase der Erkrankung an den für die Lähmungshöhe typischen Komplikationen. Vor allem hohen Läsionen des Halsmarks, die mit respiratorischer Insuffizienz und Auftreten von Pneumonien in der Frühphase einhergehen, führten rasch zum Tode. Weitere typische Komplikationen wie aufsteigende Infektionen des Urogenitaltraktes, Dekubiti oder die autonome Dysreflexie konnten nicht ausreichend behandelt werden, sodass Querschnittgelähmte ihrer Erkrankung erlagen (13,16).

Während des zweiten Weltkrieges, im Jahre 1944, bekam Ludwig Guttmann die Aufgabe eine „Spinal Unit“ im Militärkrankenhaus Stoke Mandevill Hospital, Aylesbury (GB) zu errichten. Es wurden vor allem Kriegsverletzte mit Rückenmarksverletzungen behandelt. Guttmann berichtete 1967 von einer querschnittabhängigen Mortalität seiner 3.000 Patienten von 11,4 % (17).

In der aktuellen Literatur gibt es große Unterschiede in Bezug auf die Mortalitätsraten, abhängig von der Qualität der medizinischen Versorgung. So wird die Mortalität Querschnittgelähmter während des Behandlungszeitraumes in den USA und Kanada mit 5,4% respektive 11,6% angegeben (18,19), während sie in Nigeria bei 34,4% liegt (20). Insgesamt zeigt sich eine stetig steigende Lebenserwartung, vor allem für Paraplegiker (21).

Roland Thietje veröffentlichte 2011 eine Studie, in welcher er zeigte, dass es bezüglich der Todesursache Querschnittgelähmter keine signifikanten Unterschiede zwischen einem Überleben < 10 Jahre oder  $\geq$  10 Jahre gibt. Es lässt sich also schlussfolgern, dass Querschnittgelähmte in Deutschland nicht mehr an behebbaren Krankheiten, wie zum Beispiel Erkrankungen des Urogenitalsystems oder Druckstellen versterben. Jedoch wurde ein signifikanter Unterschied im Überleben nach Eintritt der Querschnittlähmung zum Nachteil der Tetraplegiker im Vergleich zu Paraplegikern gezeigt (22).

Neben der zunehmenden Lebenserwartung eines Querschnittgelähmten gab es in den vergangenen Jahrzehnten zusätzlich wesentliche Änderungen bezüglich der Ätiologie und des Durchschnittsalters bei Eintritt der Querschnittlähmung. So lag im Jahre 1981 bei mehr als 70% der Querschnittlähmungen ein Unfall als Ursache zu Grunde. Nicht traumatische Läsionen machten lediglich 14% der Rückenmarkschädigungen aus. Über die Jahre änderte sich das Verhältnis und 2003 lag die Anzahl der nicht unfallbedingten Querschnittlähmungen bereits bei 30%. Unfallbedingte, neu

aufgetretene Querschnittslähmungen sanken auf 56% (23). Im Jahr 2018 lagen bei der Mehrzahl neu aufgetretener Querschnittslähmungen mit 55% nicht unfallbedingte Ursachen zu Grunde (15).

Auch das Durchschnittsalter bei Eintritt der Erkrankung änderte sich im Laufe der Zeit. Im Jahre 1995 lag es noch bei 34,6 Jahren. Aktuelle Zahlen gehen von einem Durchschnittsalter bei Eintritt der Querschnittslähmung von 60,5 Jahren aus (15).

Somit treten neben der Rückenmarkschädigung immer mehr altersabhängige Komplikationen, wie beispielsweise degenerative Erkrankungen in den Vordergrund.

## **2.7 Aktuelle Studienlage**

Die Wiedererlangung der Selbstständigkeit in Bereichen des alltäglichen Lebens sowie im Beruf ist das Ziel einer jeden Rehabilitationsmaßnahme eines paraplegischen Patienten.

Degenerative Schultererkrankungen sind gerade bei Paraplegikern eine große Problematik, da sie weitaus mehr auf ihre oberen Extremitäten angewiesen sind als Fußgänger.

### **2.7.1 Schultergelenke paraplegischer Patienten**

Bereits 1979 prägte Nicholas den Begriff *wheelchair users shoulder*, indem er 563 Rollstuhlfahrer befragte und mehr als die Hälfte (51,4%) der Befragten angaben, dass sie unter Schulterschmerzen leiden (24).

Insgesamt wird die Prävalenz von Schulterschmerzen bei Paraplegikern in der Literatur zwischen 32% und 73% angegeben (25).



Tabelle 4: Prävalenz von Schulterschmerzen bei Paraplegikern. Modifiziert nach Dyson-Hudson und Kirshblum (25)

Quelle	Anzahl	Zeit im Rollstuhl (in Jahren)	Alter in Jahren	Prävalenz von Schulterschmerzen
Gellmann et al. (26)	84	>1	DNP	34,5%
Pentland and Twomey (27)	11	15,2 ± 4,3	42,9 ± 9,6	73%
Pentland and Twomey (28)	52	17,4 ± 11	44,3 ± 12	39%
Escobedo et al. (29)	23	DNP/-n.v.	DNP	70%
Boninger et al. (30)	28	11,5 ± 5,3	35,0 ± 9,9	32%
Samuelsson et al. (31)	56	13,9 ± 10,8	49 ± 18	37,5%

Bei Ausübung ihrer alltäglichen Tätigkeiten kommt es zu einer deutlichen Mehrbeanspruchung der oberen Extremitäten. So werden die Schultergelenke zur Fortbewegung oder dem Rollstuhltransfer mehrmals am Tag starken Belastungen ausgesetzt. Um einen Rollstuhltransfer durchzuführen, muss ein Paraplegiker mit dem stützenden Arm weit nach lateral greifen und sein Gewicht darauf verlagern. Hierdurch kommt es zu einer Einengung des Subakromialraumes und somit zu Druckspitzen im Bereich der Rotatorenmanschette. Bei einer Lähmungshöhe oberhalb der mittleren Brustwirbelsäule kommt es aufgrund fehlender Rumpfstabilität oftmals zu einer Rundrückenbildung bei Paraplegikern. Der Schultergürtel bildet eine Fehlhaltung aus, indem er funktionell nach ventral verlagert wird. Hierdurch kommt es zu einem Verkippen der Skapula nach ventral, was ebenfalls in einer Einengung des subakromialen Raumes resultiert und zusätzlich mit Einbußen der Außenrotation einhergeht. Bei Ausübung von Überkopfarbeiten kommt es nun zu einer Impingementsymptomatik mit langfristiger Schädigung der Supraspinatussehne. Die wichtigsten Bewegungen im Schultergelenk eines Paraplegikers sind die Innenrotation und die Anteversion. Die Innenrotation wird für Tätigkeiten der Körperhygiene sowie beim Rollstuhltransfer mittels Rutschbrett benötigt. Bei Umsetzungsbewegungen mit einer Strickleiter als Hilfsmittel ist die Anteversion unabdinglich, da hierbei uneingeschränkte Überkopfarbeit notwendig ist. Daher kommt es im Verlauf des Lebens zu einer erhöhten Prävalenz von degenerativen Schultererkrankungen (32). So konnte Eriks-Hoogland in einer 2012

veröffentlichten Studie belegen, dass Rollstuhlfahrer mit Schulterschmerzen im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit Schulterschmerzen einerseits ein erhöhtes Auftreten von Akromioklavikulargelenksarthrosen, andererseits fortgeschrittenere Formen dieser Erkrankung aufweisen (33).

Akbar untersuchte in einer 2010 veröffentlichten Publikation das Auftreten von Rotatorenmanschettenrupturen bei einer Gruppe von 100 Paraplegikern sowie einer Kontrollgruppe von Fußgängern, welche in den Kriterien wie Alter, Body Mass Index, dominante Seite, Rauch- und Trinkverhalten der Kohorte entsprach. Hierbei zeigte sich, dass der gemessene Constant-Score der Gruppe von Paraplegikern im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant schlechter ausfiel (rechte Schulter:  $70,0 \pm 15,1$  vs.  $89,0 \pm 7,4$ ; linke Schulter:  $74,7 \pm 14,8$  vs.  $88,6 \pm 8,2$ ;  $p < 0,001$ ). Außerdem konnte ein signifikanter Unterschied beim Auftreten von Rotatorenmanschettenrupturen bei der Studiengruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe aufgezeigt werden. Durch magnetresonanztomographische Untersuchungen wurde ein mehr als vierfach erhöhtes Auftreten in der Studiengruppe nachgewiesen (63% vs. 15%;  $p < 0,0001$ ) (34).

## 2.8 Die inverse Schulterprothese

Die Entwicklung inverser Schulterprothesen galt zunächst für Patienten, welche mit konventioneller Schulterendoprothetik nicht zu therapieren waren.

Hier ist vor allem die Defektarthropathie als Hauptindikation zu nennen.



*Abbildung 5: Röntgenbild nach Implantation einer Inversen Schulterprothese bei einem Paraplegiker*

### 2.8.1 Entwicklung inverser Schulterprothesen

Bereits 1893 implantierte der französische Chirurg Jules Emile Péan die erste Schulterprothese bei einem 37-jährigen Bäcker, dessen Schultergelenk aufgrund einer tuberkulösen Arthritis destruiert war. Initial wurde über eine Kraftzunahme sowie Vergrößerung des Bewegungsradius berichtet, doch bereits zwei Jahre nach

Implantation musste die Prothese bei einem Rezidiv der tuberkulösen Arthritis wieder explantiert werden (35).

Charles Neer berichtete 1951 von seiner für komplexe Humeruskopffrakturen entwickelten Schulterprothese. Diese so genannte Neer-1-Prothese wurde 1973 weiterentwickelt. So entstand das Neer-2-System, welches die Grundlage der modernen Schulterendoprothetik bildet (36).

Nahezu parallel zu dieser Weiterentwicklung der Prothese aus Vitallium, konstruierte Mathys die „isoelastische“ Schulterprothese aus Polyazetalharz (10).

Die derzeit bestehende Problematik war, dass die humerale Resektionslinie zu peripher lag und die damit abgelöste Rotatorenmanschette nicht refixiert werden konnte, sodass es nach Implantation zu einem reduzierten Bewegungsausmaß und im Verlauf zur Dezentrierung der Prothese nach kranial kam (10,35). Diese Prothesen werden heute nur noch sehr eingeschränkt, d.h. lediglich in der Tumorendoprothetik als „Platzhalter“ verwendet.

Die 1971 von Kölbel und Fridebold entwickelte inverse Schulterprothese zeichnete sich durch eine Umkehr der Gelenkpfanne und des -kopfes aus. Bei dieser gekoppelten Prothese wurde der Kopf auf dem Prothesenhals im Glenoid zementiert verankert und mit einer bikorticalen Schraube an Metallausläufern, welche die Spina scapulae umfassten, gesichert. Der Schaft aus Polyethylen wurde in den Humerus einzementiert und die Kugel mittels Klemmring umfasst. Durch den Prothesenhals kam es zu einem sehr lateral gelegenen Drehzentrum, welches bei zunehmender Abduktion zu hohen Scherkräften der Kopfkomponekte führte. Hieraus resultierten häufig frühe Lockerungen oder gar Prothesenausbrüche der glenoidalen Komponente (10). Ein biomechanisch ähnliches Konzept verfolgte Kessel mit der von ihm 1973 herausgebrachten gekoppelten inversen Prothese. Doch auch hier blieben die Ergebnisse unter den Erwartungen. Broström et al. zeigten in einer 1992 veröffentlichten retrospektiven Analyse eine hohe Revisionsrate bei 6 von 23 Prothesen. Bei den verbliebenen 17 Prothesen wurde ein hoher Anteil gelockerter Prothesenkomponenten festgestellt (37).

Bereits ein Jahr später postulierte Charles Neer die Abhängigkeit der Integrität der Rotatorenmanschette mit einem guten funktionellen Ergebnis bei der Anwendung von Hemiprothesen (38).

Im Jahre 1985 entwickelte Paul Grammont ein neues Konzept der inversen Schulterprothese. Er erkannte, dass durch eine Medialisierung des Drehzentrums und eine Kaudalisierung des Humerus bessere biomechanische Ergebnisse erzielt werden

konnten (35,39). Was folgte war die Entwicklung der Delta-Prothese der Firma DePuy (40). Dieses biomechanische Grunddesign wird bis heute von modernen Prothesen verwendet.

### 2.8.2 Design inverser Schulterprothesen

Das Prinzip inverser Schulterprothesen beruht auf der Umkehr konvexer und konkaver Gelenkpartner. So werden die konvexe Gelenkfläche im Glenoid und die konkave Gelenkfläche im Humerus verankert.

Hierdurch wird eine Kranialisierung des Humerus in der Frontalebene in die typische Subluxationsstellung verhindert.

Die skapuläre, konvexe Gelenkfläche (Glenosphäre) ist in ihrer Form hemisphärisch und wird auf der im Glenoid verankerte Basisplatte befestigt.

Die Glenosphäre gibt es in verschiedenen Größen. In der Praxis sollte immer die größtmögliche Glenosphäre implantiert werden, da ein größerer Glenosphärendurchmesser in einem größeren Bewegungsumfang mündet (4,41). Außerdem wird das Risiko des Notchings mit größerem Durchmesser der Glenosphäre reduziert. Notching ist der mechanische Konflikt, den die Gelenkpfanne am inferioren Skapulahals auslöst. Es äußert sich radiologisch in einer Aufhellungslinie im Bereich des Skapulahalses und ist im schlimmsten Fall der Auslöser einer frühzeitigen Lockerung der Prothese. Um das Risiko des Notchings zu verringern, stehen lateralisierte Glenosphären zur Auswahl, welche zusätzlich das Bewegungsausmaß erhöhen. Nachteilig ist jedoch die höhere Scherkraft ab ca. 30° Abduktion (4,42). Jedoch ist es intraoperativ aus anatomischen Gegebenheiten nicht immer möglich die größte Glenosphäre zu implantieren.

Eine weitere Möglichkeit das Notching zu vermeiden, gerade wenn die Implantation der kleineren Glenosphäre notwendig ist, ist der Gebrauch dezentraler Glenosphären mit inferioren Offset (43). So kann die Basisplatte weiterhin zentral im Glenoid verankert werden.

Die Gelenkpfanne wird durch die humerale Komponente gebildet. Hier bieten die Hersteller verschiedene Schaft-Hals-Winkel an (zwischen 135° und 155°). Da es sich bei der inversen Schulterprothese nicht um eine anatomische Prothese handelt, kann nicht der originäre Schaft-Hals-Winkel von 135° (6) des Humerus übernommen werden.

Je steiler die Gelenkpfanne in der Horizontalebene steht (kleinerer Schaft-Hals-Winkel), desto geringer ist das Risiko des Notchings am inferioren Skapulahals (44).

Die Retroversion inverser Schulterprothesen ist bei der Implantation des humeralen Stems festzulegen.



Abbildung 6: Foto einer inversen Schulterprothese

### 2.8.3 Biomechanik inverser Schulterprothesen

Aufgrund des individuellen Designs inverser Schulterprothesen durch die Umkehr konvexer und konkaver Gelenkflächen kommt es wie oben beschrieben zu einer Medialisierung des Drehzentrums und Kaudalisierung des Humerus. Dies zieht biomechanische Änderungen der Schultergürtelakteure mit sich.

Aufgrund der von Grammont entwickelten hemisphärischen Glenosphäre kommt es zu einer Medialisierung des Drehzentrums an das Prothesen-Knochen-Interface.

Die Vorteile der Prothese im Vergleich zu den frühzeitig entwickelten inversen Schulterprothesen mit lateral gelegenem Drehzentrum werden im Folgenden genannt. Die Prothese ist wesentlich weniger anfällig für Lockerungen, da vertikale Scherkräfte bei Bewegung in Kompressionskräfte umgewandelt werden (4) und somit weniger Prothesenlockerungen oder gar Ausbrüche der skapulären Komponente auftreten. Das dadurch auftretende erhöhte Risiko des skapulären Impingements kann durch den Einsatz exzentrischer Glenosphären mit inferiorem Offset oder steilerem Winkel der humeralen Komponente minimiert werden (43,44).

Die Erhöhung des lateralen Offsets geht proportional mit einer Erhöhung von Mikrobewegungen in der Basisplatte einher (45).

Durch das Fehlen des Musculus supraspinatus kommt es zu einem Kraftverlust der Abduktionsbewegungen in der Schulter (46). Das Design inverser Schulterprothesen wirkt diesem Kraftverlust ebenfalls durch die Medialisierung des Drehzentrums entgegen. Auf diese Weise kommt es zu einer Rekrutierung mehrerer abduzierend wirkender Fasern (V.a. ventrale und dorsale Anteile) des Musculus deltoideus.

Die Kaudalisierung des Humerus verursacht eine größere Vorspannung im Musculus deltoideus, was schlussendlich eine höhere Kraftentfaltung des Muskels bewirkt (47). Dieser Vorgang gleicht die fehlende Kraft des Musculus supraspinatus aus.

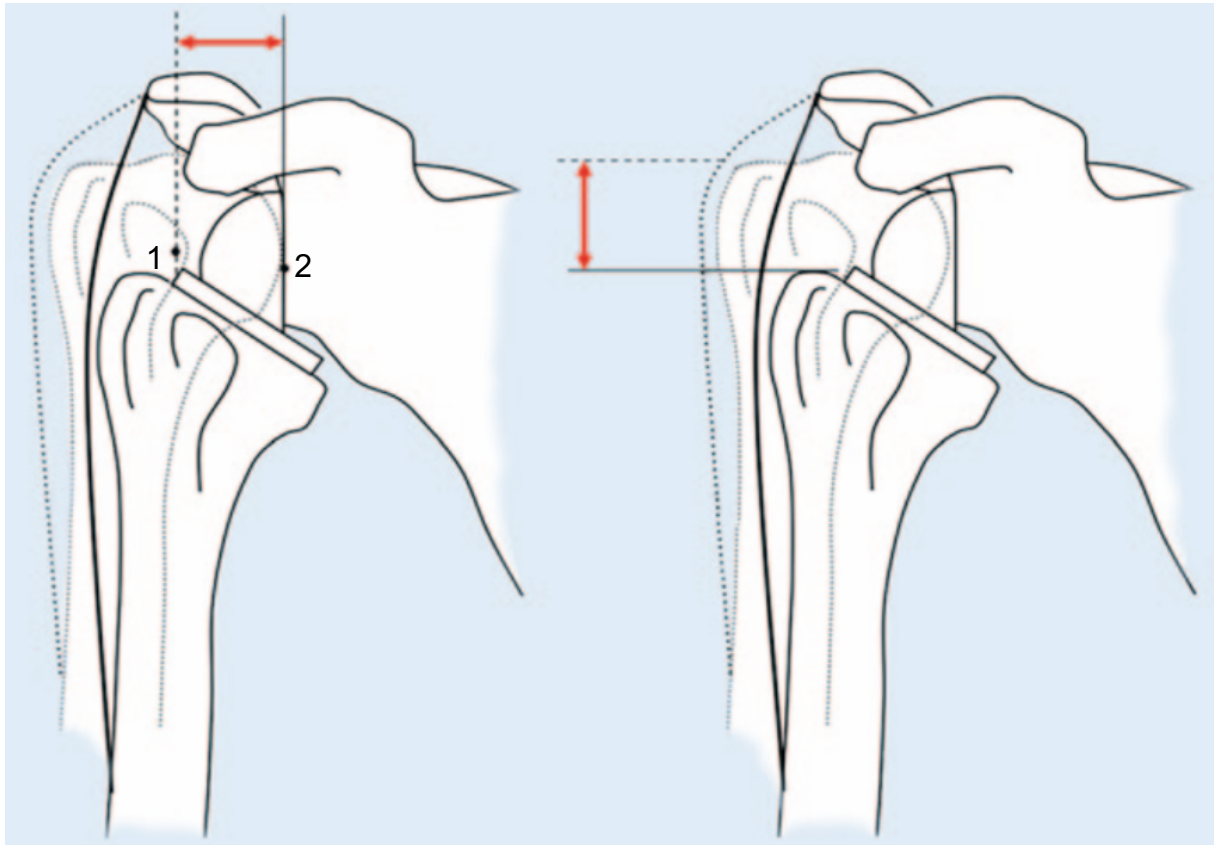


Abbildung 7: Durch die Implantation wird das originäre Drehzentrum (siehe Ziffer 1) des Schultergelenks medialisiert (siehe Ziffer 2) und der Humerus nach caudal verlagert. Mit freundlicher Genehmigung von Richard W Nyffeler (48)

Der Bewegungsradius einer inversen Schulterprothese reduziert sich im Vergleich zu einer anatomischen Schulterprothese. Da das Drehzentrum nicht mehr mittig im Humeruskopf liegt, ist der Radius von den Tubercula zum Drehzentrum bei Abduktions- und Rotationsbewegungen erhöht, wodurch mechanische Konflikte erzeugt werden.



## 3 Material und Methoden

### 3.1 Patientenkollektiv

Alle paraplegischen Patienten der Abteilung für Querschnittlähmung des Zentrums für Unfallchirurgie und Orthopädie des Gemeinschaftsklinikums Mittelrhein, Evangelischer Stift St. Martin, Koblenz, bei denen in der Zeit von 2013 bis 2018 aufgrund von Defektarthropathie eine inverse Schulterprothese implantiert wurde, werden in diese Arbeit einbezogen.

Zwei Patientinnen sind bereits nicht komplikationsbedingt verstorben. Ihre Daten werden aus den Aufzeichnungen der Kontrolluntersuchungen erhoben.

Zur Subgruppenanalyse wurden die Patienten in zwei Kollektive eingeteilt. Hier wurde der Altersmedian als Cut-Off genommen und die Probanden in „jüngere“ und „ältere“ Patienten eingeteilt.

Alle Probanden wurden im Rahmen geplanter Kontrolluntersuchungen der Querschnitt-Spezialsprechstunde untersucht, sodass immer das gleiche Setting herrschte.

### 3.2 Datenerfassung

Die Datenerhebung erfolgte im Rahmen der Kontrolluntersuchung sowie in einer umfangreichen Recherche in dem im Gemeinschaftsklinikum Mittelrhein genutzten Krankenhausinformationssystem ORBIS der Firma Dedalus HealthCare.

Es wurden folgende Daten erhoben:

- Geschlecht
- Geburtsdatum
- Lähmungshöhe
- Jahr der Querschnittlähmung
- betroffene Seite
- dominante Seite
- Operationsdatum
- Implantat
- Dauer des stationären Aufenthaltes
- Bewegungsausmaße vor und nach der Implantation
- Schmerzen auf der visuellen Analogskala vor und nach der Operation
- Constant-Murley-Score vor und nach der Operation
- Simple Shoulder Test vor und nach der Implantation

Da im Rahmen von Kontrolluntersuchungen in der Querschnitt-Spezialsprechstunde Röntgenbilder der betroffenen Prothesen angefertigt wurden, war es möglich diese auf Anhalt von Prothesenversagen wie Lockerung oder Notching zu untersuchen. Auch die berufliche Situation und Fragen zur Selbstständigkeit wurden ermittelt. Der mittlere Follow-Up Zeitraum betrug 33,5 Monate.

### **3.3 Statistik**

Die Datenerhebung erfolgte aus datenschutzrechtlichen Gründen auf einem Klinikrechner des Gemeinschaftsklinikums Mittelrhein mittels Microsoft Excel. Anschließend wurde eine pseudonymisierte Datei im Statistikprogramm SPSS Version 26.0.0.1 der Firma IBM erstellt, welche für die statistische Untersuchung genutzt wurde.

Unser Signifikanzniveau legten wir für alle statistischen Tests auf  $p \leq 0,05$  fest, d.h. wir gingen von einer  $\alpha$ -Fehlerwahrscheinlichkeit von 5% aus.

Um weniger anfällig für mögliche Ausreißer zu sein wurde neben dem Mittelwert auch der Median bestimmt. Als Maß der Streuung bei der Mittelwertangabe wird die einfache Standardabweichung angegeben.

Die Testung auf Änderungen wurde bei abhängigen, nicht normalverteilten Daten mit Hilfe des Wilcoxon-Tests durchgeführt.

Zur Messung des Zusammenhangs unabhängiger Variablen mit metrischem Skalenniveau verwendeten wir den Pearson-Korrelationskoeffizienten.

Eine Poweranalyse zur Berechnung der Post-hoc-Power erfolgte mittels G\*Power Version 3.1.9.2.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Maßgabe in Zusammenarbeit mit dem Institut für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik der Universitätsklinik Mainz.

Der Follow-Up Zeitraum erstreckt sich vom Zeitpunkt der Operation bis zur letzten Vorstellung in der Querschnitt-Spezialsprechstunde.

Der Zeitraum der statistischen Auswertung erstreckt sich vom 26.12.2020 bis zum 25.04.2021.

### 3.4 Verwendete Scores

#### 3.4.1 Constant-Murley-Score

1987 stellten Constant und Murley ihren 100-Punkte Score zur funktionellen Bewertung der Schulter vor (49). Dieses Tool basiert zu 35 Prozent auf subjektiver Einschätzung, sowie zu 65 Prozent auf einer objektiven Untersuchung.

Der Score wird in vier Teile unterteilt, welche in folgendem Abschnitt vorgestellt werden:

Teil 1 befasst sich mit dem stärksten Schmerzlevel, welches die Patienten in der betroffenen Extremität im alltäglichen Leben verspüren.

*Tabelle 5: Schmerzskala mit Punkteverteilung*

<b>Schmerz</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>	<b>12</b>	<b>13</b>	<b>14</b>	<b>15</b>
<b>Punkte</b>	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0

In dem zweiten subjektiven Abschnitt werden Alltagsaktivitäten und ihre Einschränkungen aufgrund von Schulterproblemen abgefragt. Hier geben die Probanden an, inwieweit sie arbeits-, sport-, oder freizeitfähig sind, wie gut sie schlafen und wie weit die schmerzfremde Handreichweite ist.

Tabelle 6: Alltagsaktivitäten

Alltagsaktivitäten	Punkte
<b>Arbeitsfähigkeit</b>	
Uneingeschränkt	4
Bedingt möglich	2
Überhaupt nicht möglich	0
<b>Sport-/Freizeitfähigkeit</b>	
Uneingeschränkt	4
Bedingt möglich	2
Überhaupt nicht möglich	0
<b>Schlaffähigkeit</b>	
Uneingeschränkt	2
Gelegentlich Schmerzen	1
Jede Nacht Schmerzen	0
<b>Verrichtung von Arbeit schmerzfrei möglich bis</b>	
Gürtellinie	10
Xiphoid	8
Hals	6
Scheitel	4
Über den Kopf hinaus	2

Die verbleibenden beiden Teile des Constant-Schulter-Scores werden im Rahmen standardisierter Untersuchungen erhoben.

Im dritten Teil werden die Punkte für aktive und schmerzfreie Bewegung vergeben. Erfasst werden die Bewegungsausmaße in seit- und vorwärtiger Bewegung sowie in der Rotation. Abduktion und Flexion werden mittels Winkelmesser bestimmt.

Tabelle 7: Bewegungsumfang der Anteversion und Abduktion mit Punkteverteilung

Anteversion		Abduktion	
Bewegungsumfang	Punkte	Bewegungsumfang	Punkte
0 - 30	0	0 - 30	0
31 - 60	2	31 - 60	2
61 - 90	4	61 - 90	4
91 - 120	6	91 - 120	6
121 - 150	8	121 - 150	8
151 - 180	10	151 - 180	10

Zur Messung der Außenrotation legt der Proband seine Hand zunächst auf den Scheitel, der Ellenbogen zeigt nach vorne. Nun wandert der Ellenbogen zur Seite. Ist dies demonstrierbar, gilt Gleiches mit der Hand auf dem Hinterkopf. Die Punkte der einzelnen Bewegungen werden addiert. Die freie Überkopfbeweglichkeit stellt hierbei das Maximum dar.

Tabelle 8: Bewegungsumfang der Außenrotation mit Punkteverteilung

Außenrotation	Punkte
Hand auf Scheitel, Ellenbogen nach vorne	2
Hand auf Scheitel, Ellenbogen zur Seite	2
Hand am Hinterkopf, Ellenbogen nach vorne	2
Hand am Hinterkopf, Ellenbogen zur Seite	2
Uneingeschränkte Überkopfbeweglichkeit	2



Abbildung 8: Test der Außenrotation im Schultergelenk bei einem Paraplegiker nach Prinzip des Constant-Murley-Scores

Zur Messung der Innenrotation führt der Proband den Handrücken von der ipsilateralen Oberschenkelaußenseite bis zwischen seine Schulterblätter. Ein höheres Bewegungsausmaß entspricht einer höheren Punktzahl.

*Tabelle 9: Bewegungsumfang der Innenrotation mit Punkteverteilung*

Bewegung	Punkte
Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels	0
Handrücken auf Gesäß	2
Handrücken auf lumbosacralem Übergang	4
Handrücken auf LWK3	6
Handrücken auf BWK 12	8
Handrücken zwischen den Schulterblättern	10

Um die isometrische Kraft des Deltamuskels zu messen hielten die Probanden den entsprechenden Arm in 90° Abduktion in der Skapularebene mit pronierter Hand. Mittels digitaler Waage erfolgte nun ein kontinuierlicher Zug, welcher bodenwärts gerichtet war. Pro Pfund (0,45 kg), welches 5 Sekunden gehalten wird, wird ein Punkt vergeben. Maximal können 25 Punkte (entspricht 11,25 kg) erreicht werden.

Im Anschluss können die erhobenen Werte mit den Daten einer Kontrollgruppe verglichen werden, welche Constant und seine Arbeitsgruppe 2008 veröffentlichten. Zur Erstellung dieser untersuchte Constant 900 Probanden unterschiedlichsten Alters und Geschlechts. Anschließend legte er die Mittelwerte und die Standardabweichung der Probanden kumuliert in Gruppen mit einer Altersspanne von jeweils 10 Jahren fest und erschaffte somit eine Kontrollgruppe (50).

### 3.4.2 Visuelle Analogskala Schmerz

Zur Darstellung ihres subjektiv befundenen Schmerzes gaben die Patienten auf einer ihnen vorgelegten Linie ihre aktuellen Schmerzen an. Die linke Begrenzung bedeutet, dass die Patienten keinen Schmerz verspüren, die rechte stellt den stärksten vorstellbaren Schmerz dar.

Nachdem die Probanden ihre Markierung gesetzt haben, wird der Abstand zur linken Begrenzung gemessen. Hierbei entsprechen 1,5cm jeweils einem Punkt.

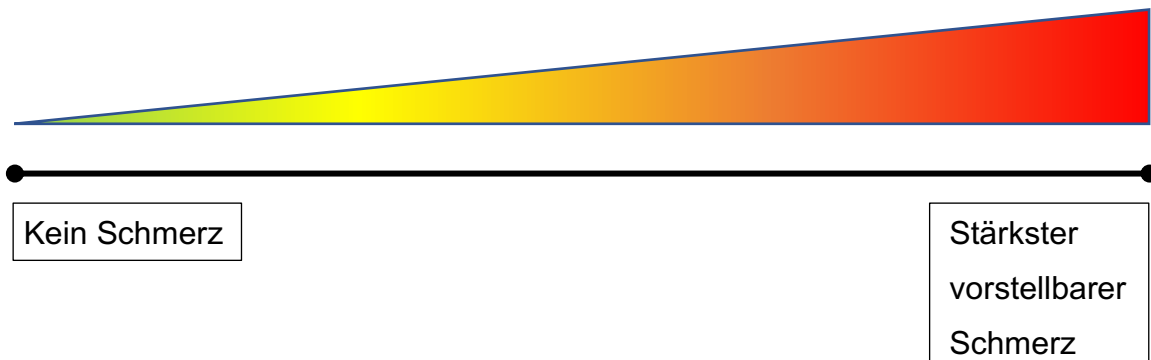


Abbildung 9: VAS-Schmerzskala

### 3.4.3 Simple Shoulder Test

Der Simple Shoulder Test ist ein standardisierter Fragebogen, welcher 12 geschlossene Fragen enthält, die jeweils mit „Ja“ oder „Nein“ zu beantworten sind. Durch Addition der mit „Ja“ beantworteten Fragen ergibt sich eine Summe, mit der eine Aussage über die Schulterfunktion zu treffen ist. Dabei entspricht ein Wert von 12 dem positiven Maximalwert.

Der Simple Shoulder Test setzt sich aus den folgenden Fragen zusammen (51).

- (1) Ist Ihre Schulter beschwerdefrei, wenn Sie Ihren Arm an Ihrer Seite ruhen lassen?
- (2) Erlaubt Ihre Schulter Ihnen einen ungestörten Schlaf?
- (3) Können Sie Ihr Kreuz erreichen, um mit Ihrer Hand eine Bluse / ein Hemd in die Hose zu stecken?
- (4) Können Sie Ihre Hand so hinter dem Kopf platzieren, dass der Ellenbogen seitlich abgespreizt ist?
- (5) Können Sie ein Geldstück in ein Regal in Ihrer Schulterhöhe legen, ohne den Ellenbogen zu beugen?
- (6) Können Sie ein Pfund (453,6 g) auf Schulterhöhe heben, ohne den Ellenbogen zu beugen?

- (7) Können Sie acht Pfund (3,6 kg) über Kopf heben, ohne den Ellenbogen zu beugen?
- (8) Können Sie mit dem betroffenen Arm 20 Pfund (9,1 kg) an Ihrer Seite tragen?
- (9) Denken Sie, dass Sie mit Ihrem betroffenen Arm unter Schulterhöhe einen Softball ca. 10 yards (9,1 m) weit werfen können?
- (10) Denken Sie, dass Sie einen Softball über Schulterhöhe ca. 20 yards (18,3 m) weit werfen können?
- (11) Können Sie die Rückseite der gegenüberliegenden Schulter mit dem betroffenen Arm waschen?
- (12) Können Sie mit Ihrer Schulter in Ihrem normalen Beruf Vollzeit arbeiten?

### **3.5 Verwendete Prothesen**

Bei den Probanden dieser Arbeit wurden inverse Schulterprothesen zweier Hersteller implantiert.

Der Wechsel des Herstellers erfolgte nicht aus medizinischen Gründen, sondern aufgrund von Vertragsänderungen mit den Herstellern seitens des Klinikums.

Initial wurde das Aequalis Reversed System der Firma Tonier verwendet, welches im Verlauf gegen das Comprehensive Shoulder System der Firma Biomet ausgetauscht wurde. Abgesehen von herstellertypischen Variationen ist das Prinzip der verwendeten Prothesen identisch.

Es wurden drei Prothesen der Firma Tornier und fünf Prothesen der Firma Biomet verwendet.

### **3.6 Biomechanische Überlegungen und OP-Technik inverser Schulterprothesen bei Paraplegikern**

Bei der Implantation inverser Schulterprothesen gilt es viele biomechanische Überlegungen zu beachten. Da der paraplegische Patient mit Defektarthropathie eine Sonderform darstellt, wird der Chirurg vor eine spezielle Herausforderung gestellt.

Primär entscheidet das funktionelle Ergebnis über die Zufriedenheit der Patienten. Außerdem gilt es spezielle Anforderungen, welche sowohl an den Chirurgen als auch an das Material gestellt werden, zu beachten.

Bei den Operationsschritten gab es bei uns keine Abweichungen oder Veränderungen im Vergleich zur Operation von Fußgängern.

Zum sicheren Erhalt der Innenrotation wurden die humeralen Prothesenschäfte mit einer Retroversion von 30° implantiert.



## 4 Ergebnisse

### 4.1 Probandencharakteristika

Die untersuchte Kohorte der Studie umfasst acht Schultern. Das Verhältnis von männlichen zu weiblichen Patienten entspricht 1:4. Bei Implantation der inversen Schulterprothesen waren die Patienten durchschnittlich  $69,4 \pm 7,7$  Jahre (Range 58 - 79 Jahre) alt und  $31,9 \pm 21,3$  Jahre lang (Range 7 - 66) querschnittgelähmt. Der Altersmedian der Kohorte ist 70,5 Jahre. Zur Subgruppenanalyse wurde die Kohorte in „jüngere“ und „ältere“ Probanden mit dem Altersmedian als Cut-Off eingeteilt. Der Follow-Up Zeitraum betrug im Durchschnitt  $33,5 \pm 20,1$  Monate.

Tabelle 10: Allgemeine Probandencharakteristika

Fallzahl	Geschlecht	Betroffene Seite	Prothesenhersteller	Lähmungshöhe	Follow-Up
1	männlich	rechts	Biomet	sub Th5	17m22d
2	männlich	links	Biomet	sub Th5	30m11d
3	weiblich	links	Tornier	sub Th7	73m1d
4	weiblich	links	Biomet	sub Th10	30m7d
5	weiblich	rechts	Tornier	sub Th10	43m29d
6	weiblich	rechts	Biomet	sub C8	4m4d
7	weiblich	links	Tornier	sub C8	37m8d
8	weiblich	rechts	Biomet	sub Th11	31m6d

Bei allen eingeschlossenen Probanden lag eine Defektarthropathie zu Grunde. Keiner der Probanden war gehfähig. Laut Aktenlage gab es bei keiner Operation peri- oder postoperative Komplikationen. Revisionsoperationen wurden nicht durchgeführt.

Die Lähmungshöhe erstreckt sich von sub C8 bis sub Th11. Von den acht untersuchten Schultern sind vier rechts und vier links betroffen. Aufgrund eines Portfoliowechsels der Klinik wurden bei drei Probanden die Aequalis Reversed Schulterprothese der Firma Tornier implantiert. Die übrigen Patienten erhielten eine Prothese des Comprehensive Reversed Shoulder Systems der Firma Biomet.

Sämtliche Operationen wurden vom selben Operateur durchgeführt.

Tabelle 11: Operationsspezifische Probandencharakteristika

Fallzahl	Alter zum Operationszeitpunkt in Jahren	Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt in Jahren	Stationärer Aufenthalt in Tagen	Postoperativer stationärer Aufenthalt in Tagen
1	59	41	80	44
2	58	40	75	65
3	67	10	63	59
4	76	8	52	38
5	75	7	74	57
6	72	43	83	80
7	69	40	49	48
8	79	66	71	49

## 4.2 Stationärer Aufenthalt

Der mediane stationäre Aufenthalt bei Implantation der inversen Schulterprothese betrug in der Kohorte 72,5 Tage (Range 49 - 83). Da paraplegische Patienten ein komplexeres Patientenlientel darstellen, bedarf es oftmals eine weitaus höhere präoperative Vorbereitung sowie eine deutlich längere postoperative Betreuung. So lag die mediane Aufenthaltsdauer postoperativ bei 53 Tagen (Range 38 - 80).

Es findet sich weder zwischen dem Patientenalter zum Operationszeitpunkt und der Dauer des stationären Aufenthaltes noch zwischen der Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt und der Dauer des stationären Aufenthaltes eine statistisch signifikante Korrelation. Ein schwacher positiver Zusammenhang besteht zwischen der Zeit im Rollstuhl und dem Operationszeitpunkt. Je länger der Proband zum Operationszeitpunkt im Rollstuhl sitzt, desto länger ist tendenziell der stationäre Aufenthalt (Korrelation 0,3332,  $p = 0,420$ ). Gleiches lässt sich für den postoperativen stationären Aufenthalt darstellen.

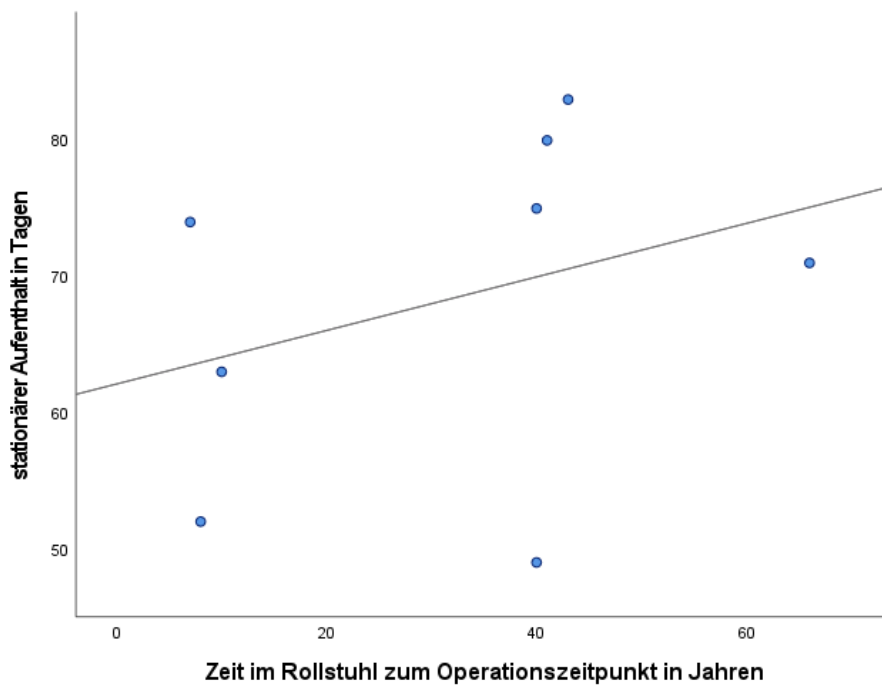


Abbildung 10: Zusammenhang zwischen der Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt und der Dauer des stationären Aufenthaltes

### 4.3 Auswertung auf Basis der verwendeten Scores

Sowohl präoperativ als auch postoperativ wurden verschiedene Scores im Rahmen der Studie verwendet. Im Folgenden werden die einzelnen Scores der Probanden systematisch aufgelistet und verglichen.

#### 4.3.1 Visuelle Analogskala

In der visuellen Analogskala gaben die Probanden präoperativ einen mittleren Wert für den Schmerz von  $6,63 \pm 1,4$  an. Die Schmerzen traten hauptsächlich bei Bewegungen sowie in der Nacht auf. Im Rahmen der Nachuntersuchung berichteten die Probanden über einen mittleren Wert in Höhe von  $2,0 \pm 1,1$ . Hier zeigt sich eine signifikante Reduktion der Schmerzen ( $p = 0,0111$ , erreichte Power =  $0,9999997$ ).

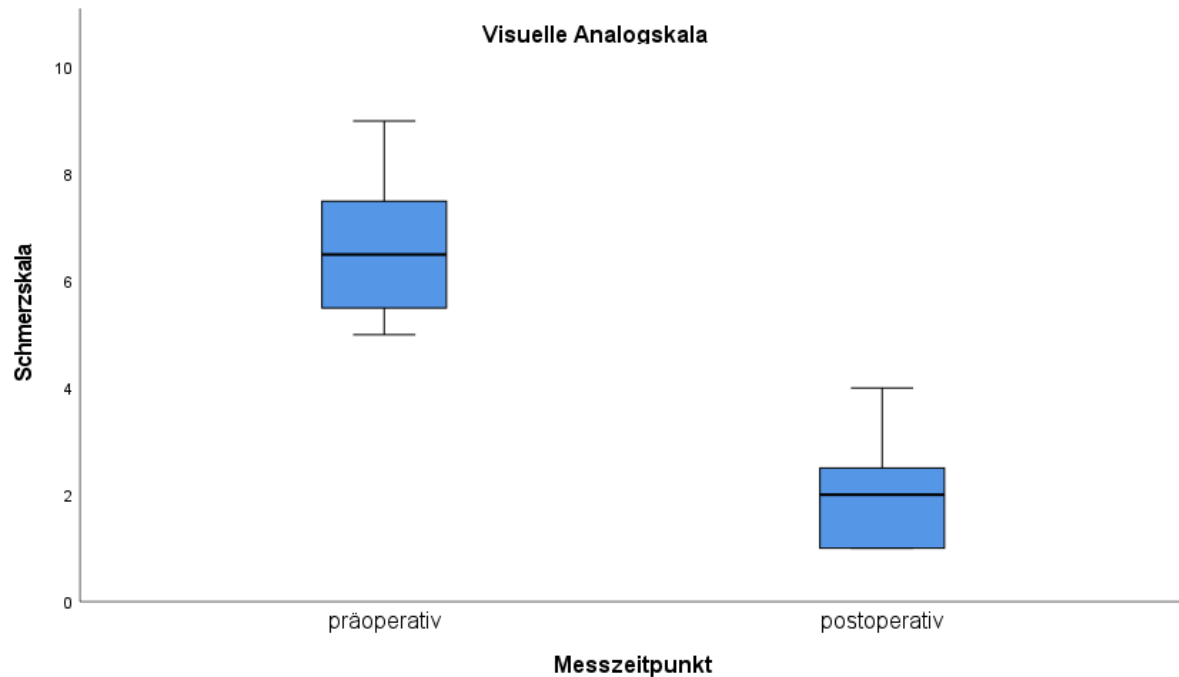


Abbildung 11: Vergleich der Schmerzen präoperativ und postoperativ

Subjektiv berichteten die Probanden, dass bereits durch die Schmerzreduktion im Alltag eine deutlich höhere Lebensqualität erzielt wurde. Ein Score zur Erhebung der Lebensqualität wurde nicht erhoben, da die beinhalteten Fragen angesichts des Grundleidens der Kohorte das Ergebnis verzerren würden.

Neben der Schmerzreduktion wurden ebenfalls objektive und funktionelle Daten untersucht. Diese wurden einerseits in der Beweglichkeit der Schultergelenke (nach der Neutral-Null-Methode) und andererseits in gängigen Schulderscores abgebildet.

#### 4.3.2 Bewegungsmaß

Bei objektiver Betrachtung der Beweglichkeit des Schultergelenkes in seinen drei Freiheitsgraden wurden die einzelnen Achsen evaluiert. Hierbei erhoben wir die aktive Beweglichkeit, d.h. das Bewegungsmaß, welches der Proband selbstständig und schmerzfrei im Schultergelenk ausführt (siehe Anhang: Tabelle 14: Bewegungsmaße im Schultergelenk nach der Neutral-Null-Methode präoperativ und postoperativ).

Bei Betrachtung der schmerzfrei und aktiv ausführbaren Bewegungsmaße zeigt sich vor allem bei vor- und seitwärtigem Heben des Armes eine deutliche Verbesserung der Beweglichkeit.

Präoperativ konnte eine mittlere Anteversion von  $66,88^\circ \pm 21,87^\circ$  und postoperativ eine mittlere Anteversion von  $141,25^\circ \pm 24,17^\circ$  ( $p = 0,0116$ , erreichte Power =  $0,9996551$ ) festgestellt werden.

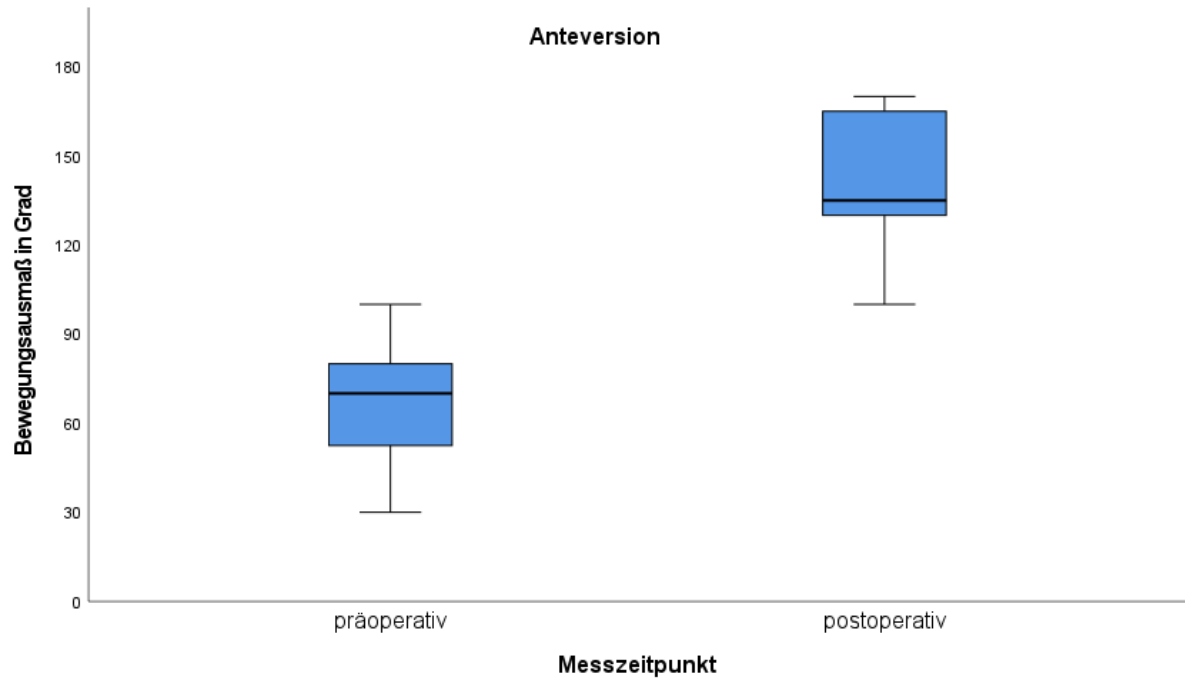


Abbildung 12: Vergleich der Anteversion präoperativ und postoperativ

Bei der Abduktion konnte präoperativ ein Bewegungsumfang von  $47,50^\circ \pm 20^\circ$  sowie postoperativ von  $128,13^\circ \pm 22,98^\circ$  ( $p < 0,0117$ , erreichte Power = 0,9999993) gemessen werden.

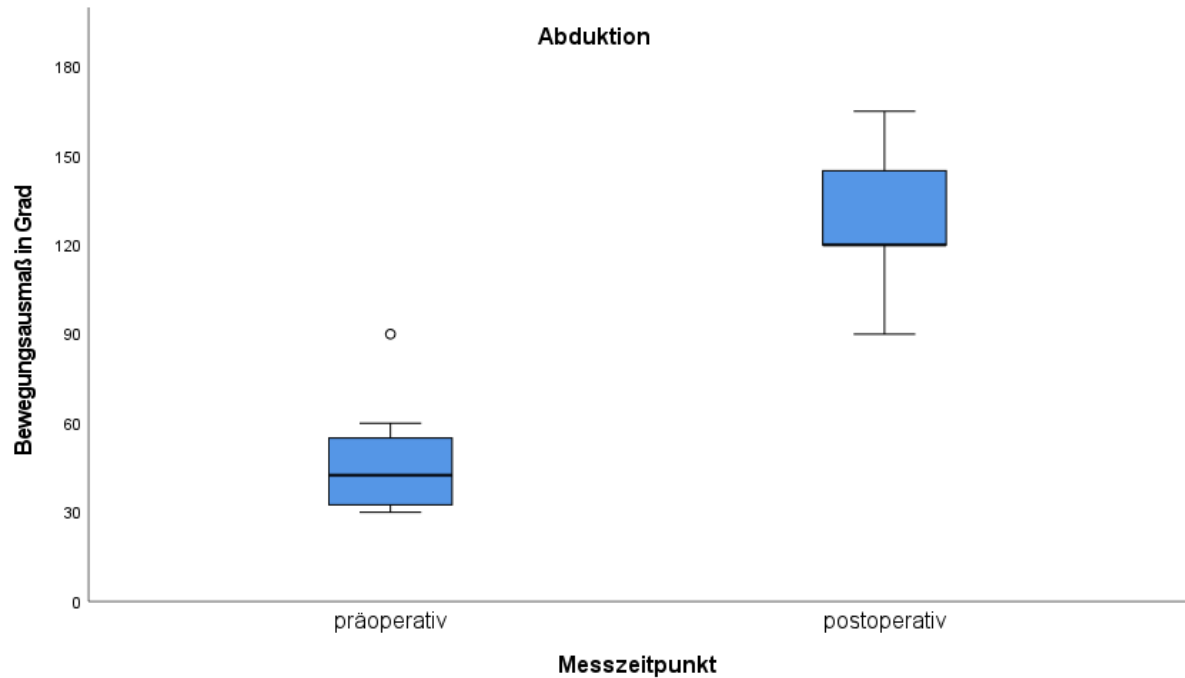


Abbildung 13: Vergleich der Abduktion präoperativ und postoperativ

Die Innenrotation betrug präoperativ  $68,13^\circ \pm 11^\circ$  und postoperativ  $71,25^\circ \pm 4,43^\circ$  ( $p = 0,6690$ , erreichte Power =  $0,1418648$ ) und die Außenrotation präoperativ  $17,5^\circ \pm 13,63^\circ$  und postoperativ  $18,13^\circ \pm 5,94^\circ$  ( $p = 0,8646$ , erreichte Power =  $0,0635291$ ).

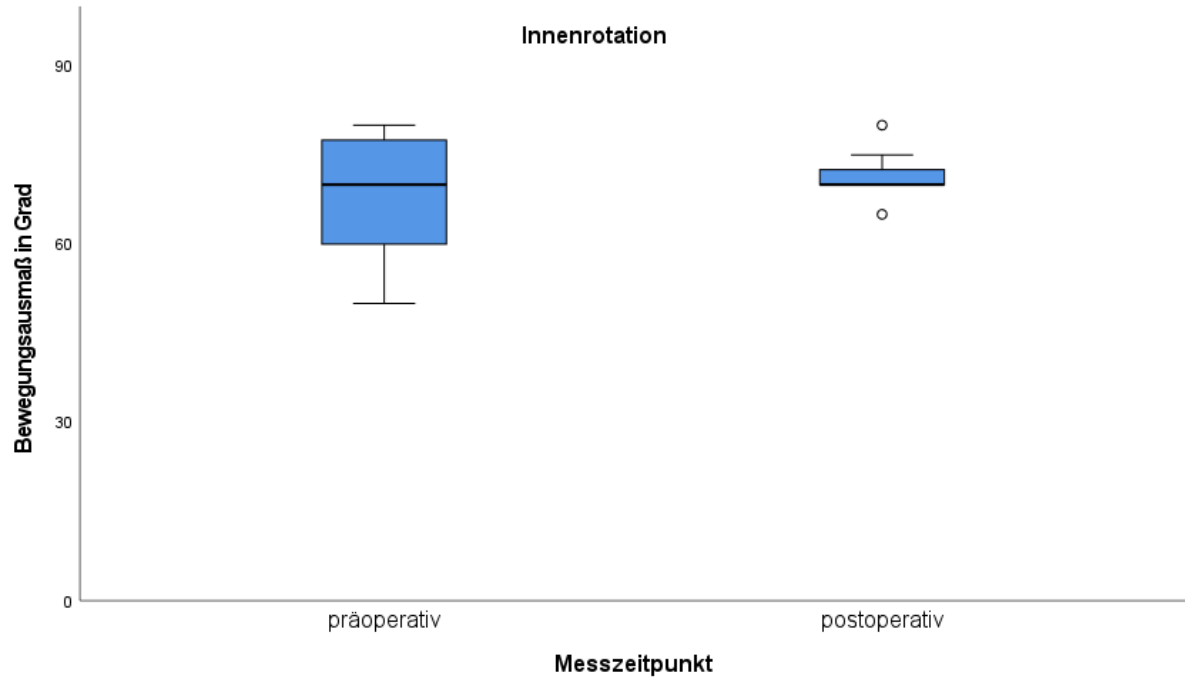


Abbildung 14: Vergleich der Innenrotation präoperativ und postoperativ

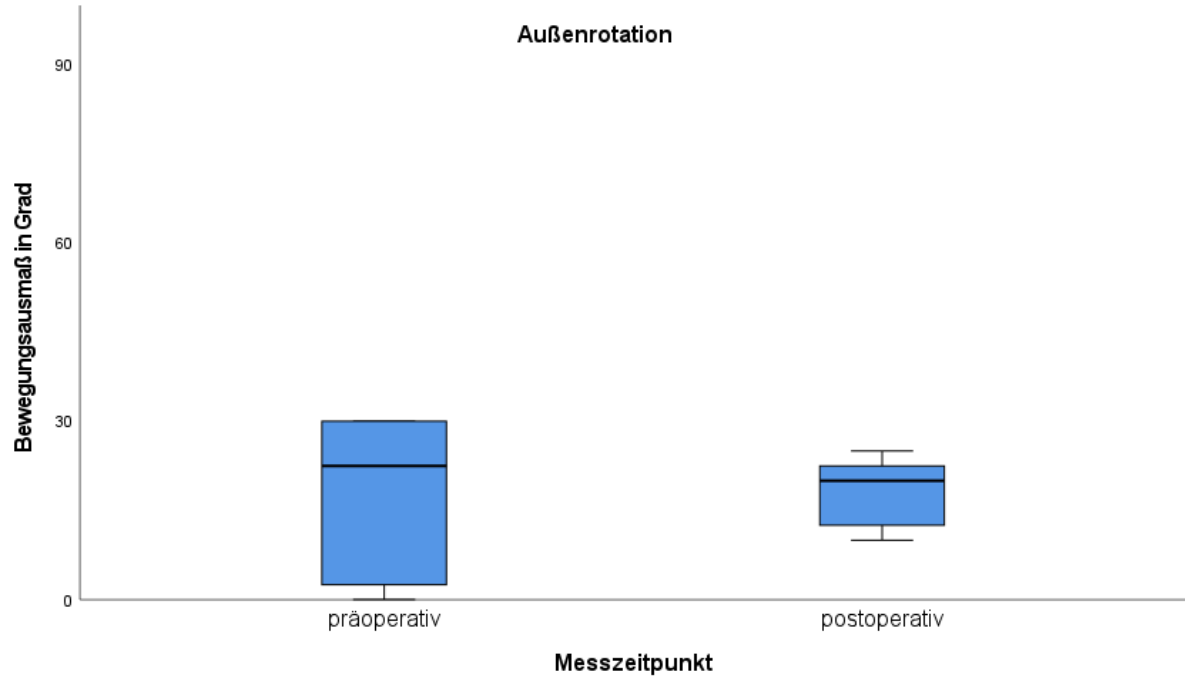


Abbildung 15: Vergleich der Außenrotation präoperativ und postoperativ



*Abbildung 16: Eine Patientin während der Nachuntersuchung nach Implantation einer inversen Schulterprothese linksseitig*



Vergleicht man die mittleren präoperativen Bewegungsausmaße mit den mittleren postoperativen Bewegungsausmaßen in Abhängigkeit zum Patientenalter, so fällt in der Subgruppenanalyse auf, dass Probanden < 70,5 Jahre in allen mittleren Bewegungsgraden eine höhere Steigerung im Vergleich zu Probanden > 70,5 Jahre erreichen. So wird in der Anteversion eine mittlere Steigerung von 98,75° (Patient < 70,5 Jahre) im Vergleich zu 50° (Patient > 70,5 Jahre) nachgewiesen (siehe Anhang: Tabelle 15: Subgruppenanalyse des Bewegungsausmaßes in Abhängigkeit vom Patientenalter zum Operationszeitpunkt).

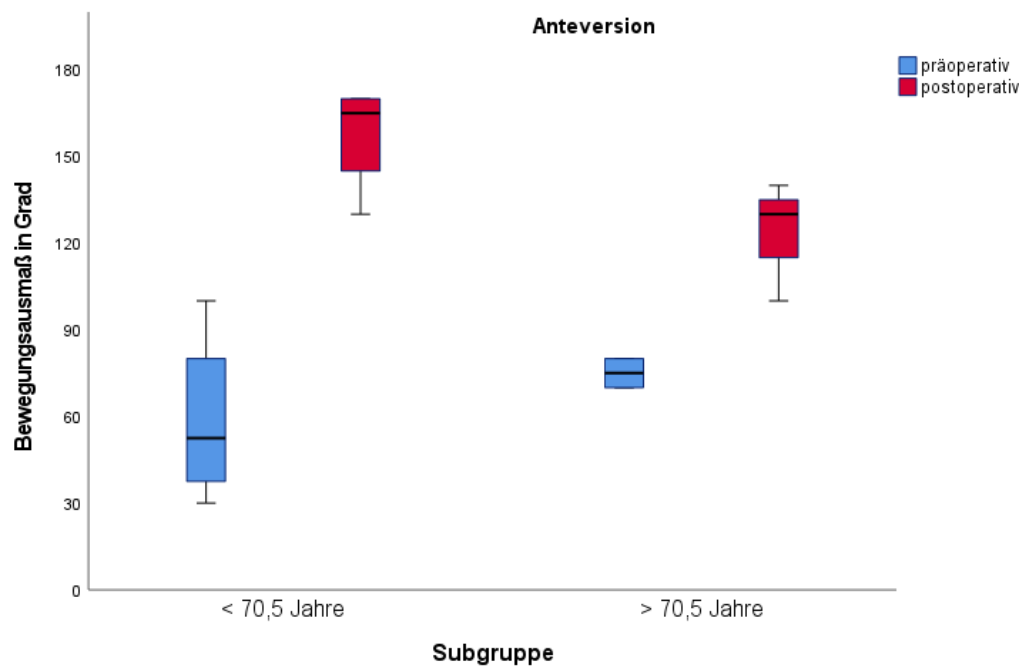


Abbildung 17: Vergleich der Anteversion präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt

Bei Patienten unter 70,5 Jahren konnte das seitwärtige Heben der oberen Extremität um 95° gesteigert werden. Gleichzeitig konnte bei älteren Patienten eine Erhöhung der Abduktion um 66,25° erreicht werden.

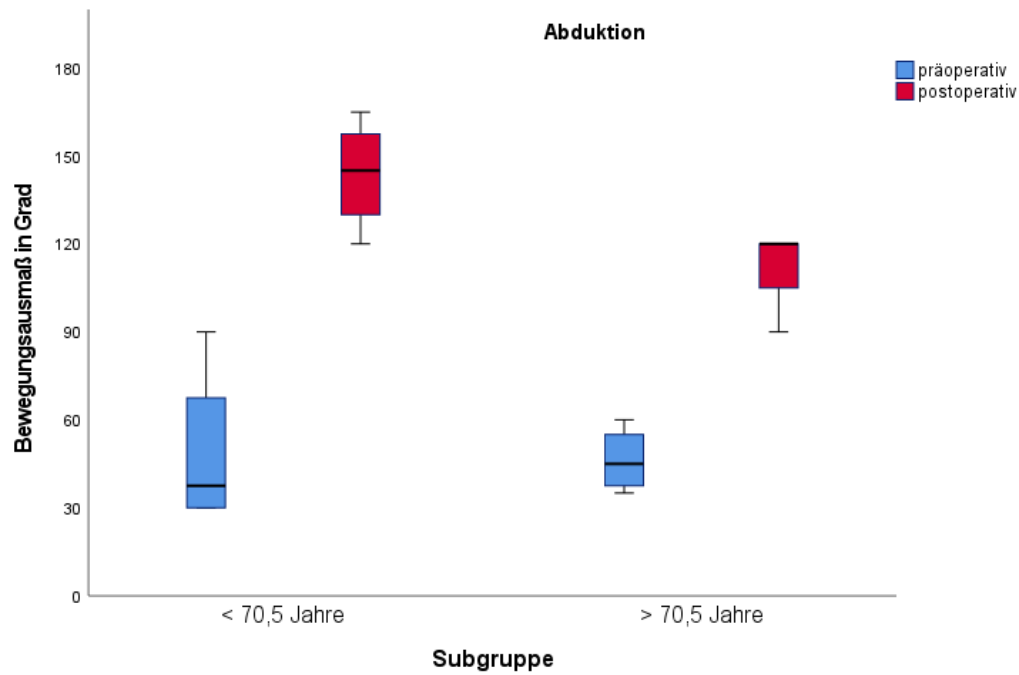


Abbildung 18: Vergleich der Abduktion präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt

Bei der Rotation im Schultergelenk verlieren Patienten über 70,5 Jahre postoperativ im Vergleich zu den präoperativen Werten an Bewegungsfreiheit (Innenrotation:  $-3,75^\circ$ , Außenrotation:  $-1,25^\circ$ ). Bei den Schultergelenken jüngerer Probanden kann postoperativ eine dezente Steigerung der Rotation nachgewiesen werden (Innenrotation:  $10^\circ$ , Außenrotation:  $2,5^\circ$ ).

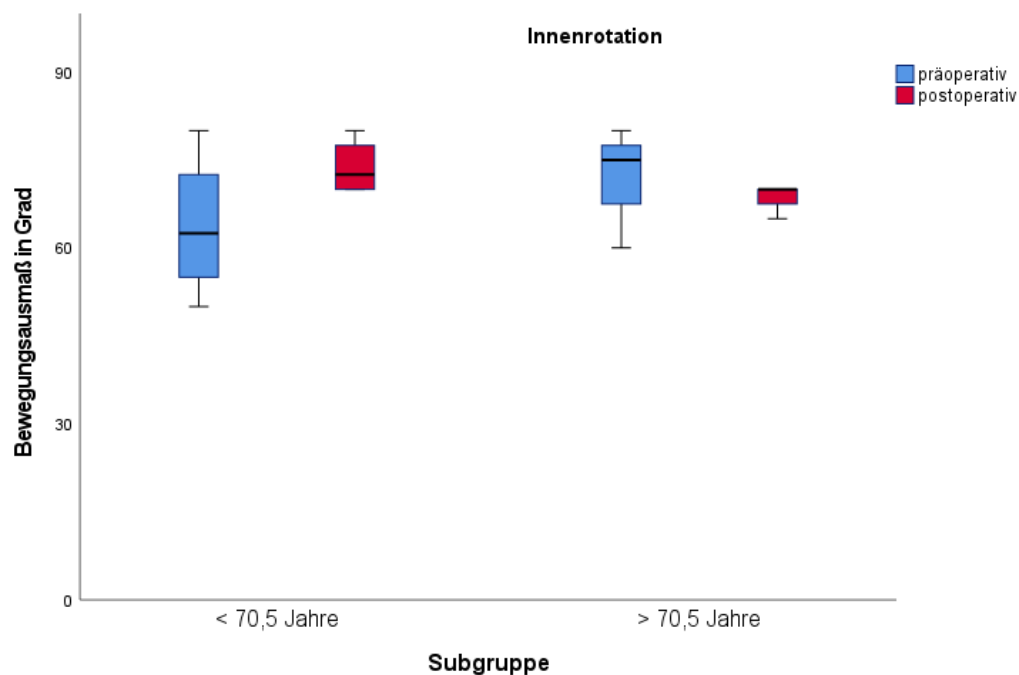


Abbildung 19: Vergleich der Innenrotation präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt

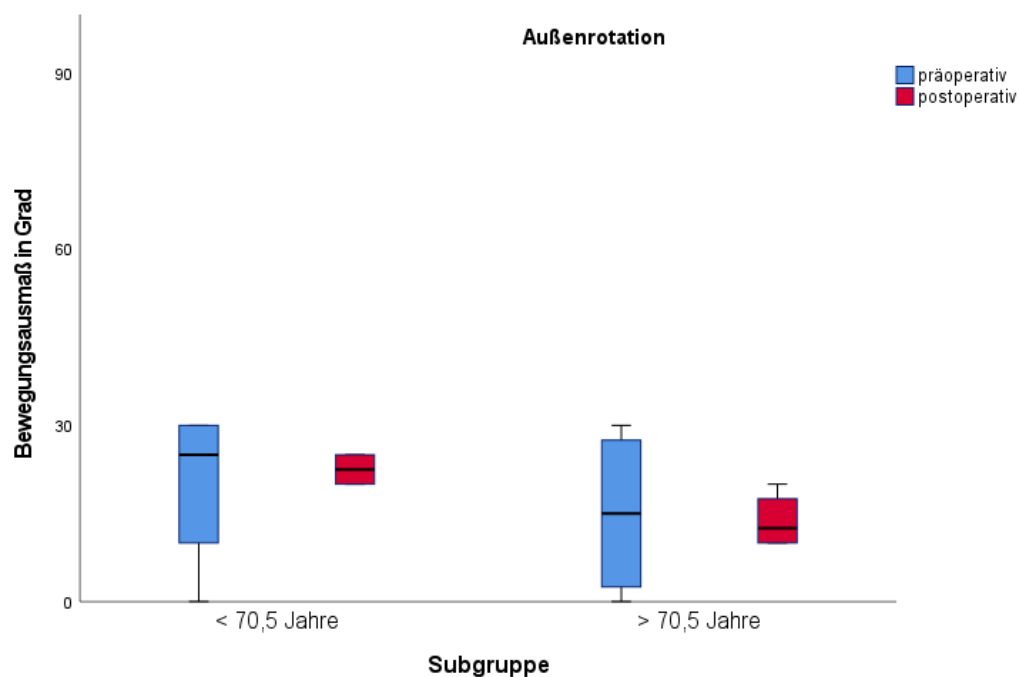


Abbildung 20: Vergleich der Außenrotation präoperativ und postoperativ in Abhängigkeit des Patientenalters zum Operationszeitpunkt

Bei den Probanden mit einer bilateral implantierten inversen Schulterprothese zeigen sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der postoperativen Beweglichkeit ihrer dominanten Seite zu ihrer nicht-dominanten.

### 4.3.3 Constant-Murley-Score

Bei Betrachtung des Constant-Murley-Scores kann ebenfalls eine signifikante Verbesserung nachgewiesen werden. Vor Implantation der inversen Prothesen erreichen unsere Probanden einen Wert von  $24,13 \pm 8,22$ . Postoperativ erhöht sich der gemessene Wert auf  $67,0 \pm 10,9$  ( $p = 0,0117$ , Power= 1).

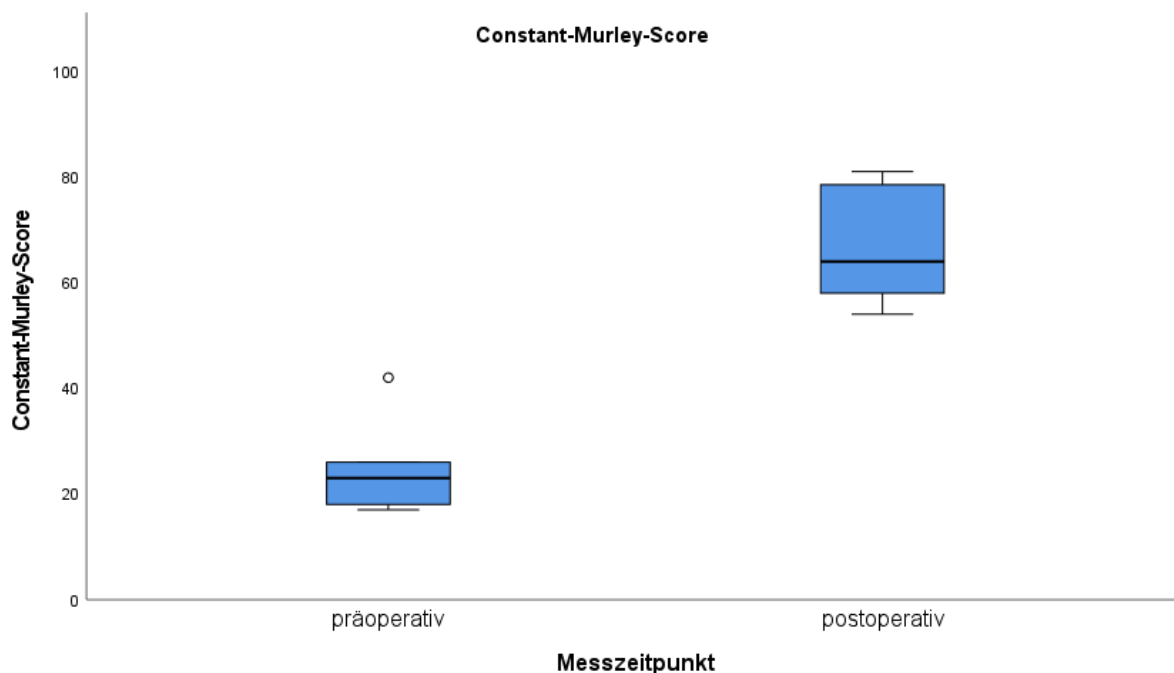


Abbildung 21: Vergleich der Ergebnisse des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ

Es wurden ebenfalls die einzelnen subjektiven und objektiven Kriterien des Constant-Murley-Scores analysiert. Hierbei fällt auf, dass sich vor allem die Untergruppen *Schmerz*, *Alltagsaktivität* und *Mobilität* verbessert haben. Eine signifikante Steigerung der *Kraft* kann nicht nachgewiesen werden.

Tabelle 12: Mittelwerte der Untergruppen des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ

	präoperativ	postoperativ	p
<b>Schmerz</b>	$5 \pm 2,1$	$13,3 \pm 1,8$	0,0113
<b>Alltag</b>	$5,8 \pm 1,6$	$17,6 \pm 1,8$	0,0116
<b>Mobilität</b>	$9,8 \pm 5,1$	$30,8 \pm 3,7$	0,0115
<b>Kraft</b>	$3,6 \pm 3,4$	$5,4 \pm 4,9$	0,0656

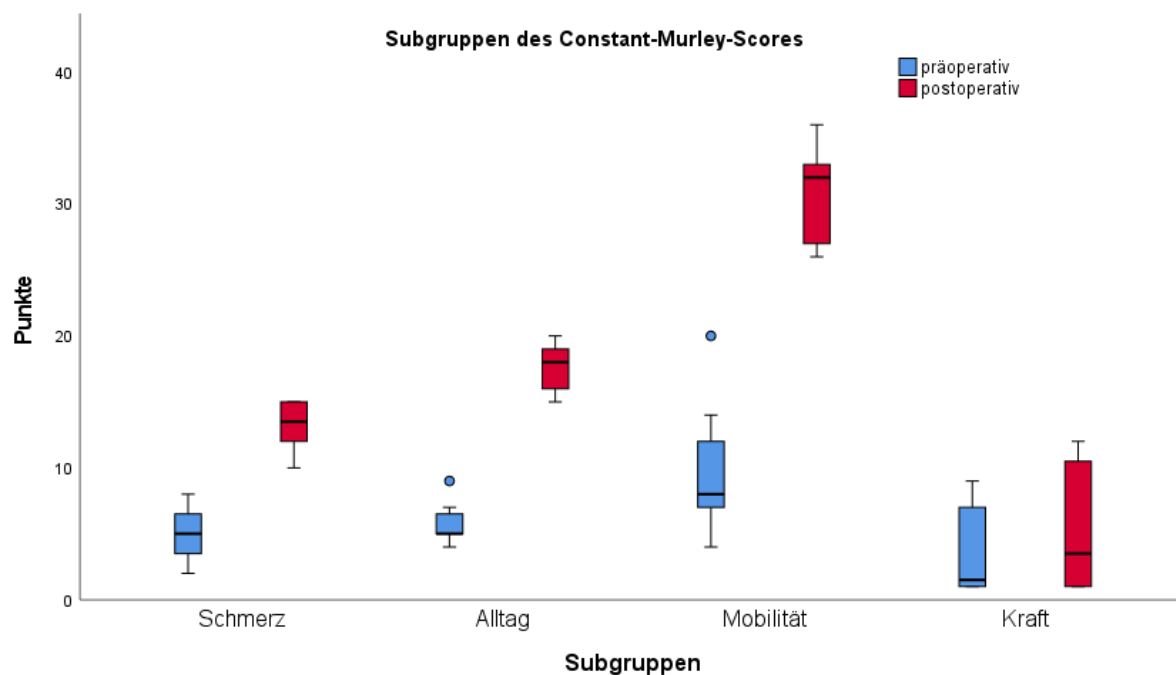


Abbildung 22: Subgruppenanalyse der Ergebnisse des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ

#### 4.3.4 Simple Shoulder Test

Im Simple Shoulder Test kann in den Follow-Up Untersuchungen mit einem mittleren Wert von  $7,9 \pm 2,9$  ebenfalls eine signifikante Verbesserung im Vergleich zu den präoperativen Werten  $1,88 \pm 1,13$  nachgewiesen werden ( $p = 0,0113$ , Power =  $0,9999996$ ).

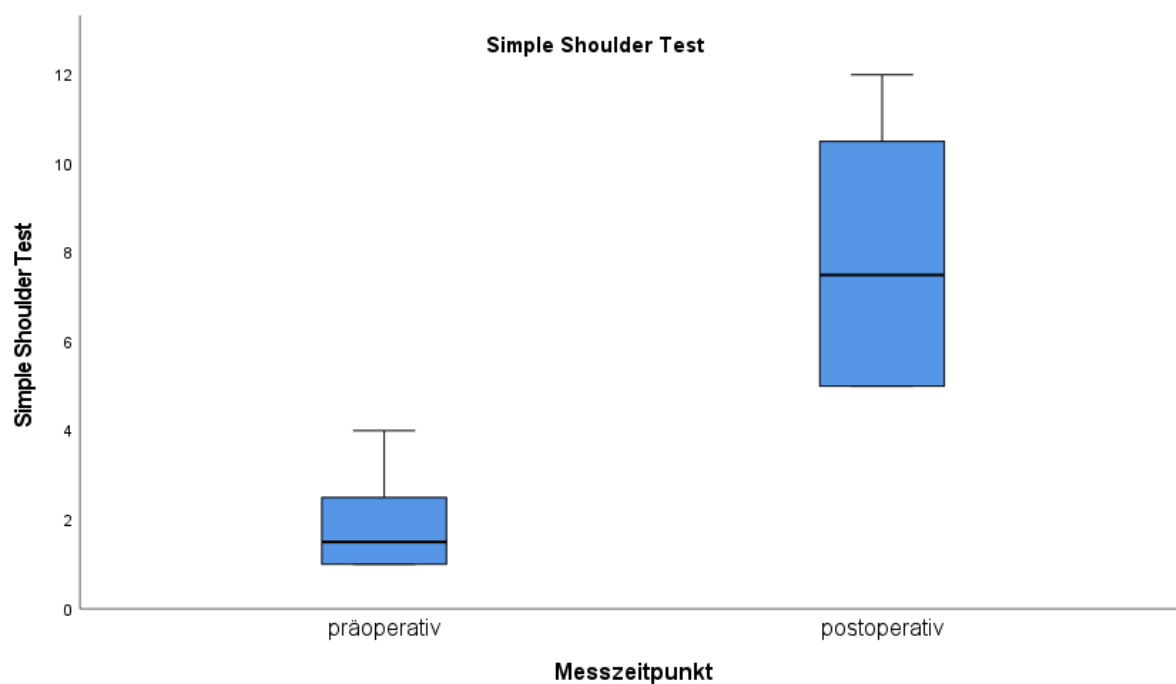


Abbildung 23: Vergleich der Ergebnisse des Simple Shoulder Tests präoperativ und postoperativ

---

#### **4.4 Radiologische Auswertung**

Die Auswertung erfolgte durch den Operateur sowie einen Radiologen.

Bei Betrachtung der postoperativen Röntgenbilder sowie der Röntgenverlaufskontrollen, welche im Rahmen der Kontrolluntersuchungen angefertigt wurden, können bei keiner Prothese Zeichen von Prothesenlockerung oder Notching nachgewiesen werden.

Alle dargestellten Schulterprothesen zeigen eine regelrechte Artikulation der Gelenkpartner. Radiologische Anzeichen auf Prothesenversagen finden sich ebenfalls nicht.

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse

Eine gute Funktion der Schultergelenke ist für paraplegische Patienten obligatorisch. Während Fußgänger mit einer Defekarthropathie oftmals starke Schmerzen beklagen sind sie in ihrem alltäglichen Leben aufgrund dieser Erkrankung wenig eingeschränkt. Rollstuhlfahrer erleiden jedoch einen Autonomieverlust, welcher beispiellos ist. So erleiden sie nicht nur starke Schmerzen, sondern verlieren ebenfalls die Möglichkeit der Fortbewegung sowie des Transfers vom Bett in den Rollstuhl. Dies führt wiederum zu sekundären Schäden wie zum Beispiel der Entwicklung von Druckstellen oder Lungenentzündungen.

In der Studie wurden acht Schultergelenke paraplegischer Probanden vor und nach Implantation inverser Schulterprothesen untersucht.

Bereits während des postoperativen stationären Aufenthaltes begannen die Rehabilitationsmaßnahmen. Da die Patienten die betroffene Schulter sechs Wochen postoperativ entlasten mussten, waren sie während dieser Zeit auf die Hilfe Dritter angewiesen. Dies erklärt die Dauer des postoperativen stationären Aufenthaltes, welcher im Median 53 Tage (Range 38 - 80) betrug.

Ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Patientenalter beziehungsweise der Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt und dem stationären Aufenthalt des Patienten kann nicht nachgewiesen werden. Je kürzer die Zeit der Probanden im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt, desto kürzer ist tendenziell sowohl der gesamtstationäre als auch der stationäre Aufenthalt postoperativ (Korrelation 0,3332,  $p = 0,420$ ). Aufgrund des kleinen Stichprobenumfangs, besteht hier lediglich ein schwacher positiver Zusammenhang. Eine definitive Aussage kann daher nicht getroffen werden. Da hier der Bias besteht, dass der längere stationäre Aufenthalt von Patienten, die über eine längere Dauer im Rollstuhl sitzen, mit deren höheren Alter zusammenhängt, wurde zusätzlich eine Korrelation zwischen dem Patientenalter zum Operationszeitpunkt unabhängig von der Zeit im Rollstuhl und der Dauer des stationären Aufenthaltes getestet. Es wurde kein signifikanter Zusammenhang zwischen dem alleinigen Patientenalter und der Dauer des stationären Aufenthaltes nachgewiesen. Da hier ein schwacher negativer Zusammenhang (Korrelation  $-0,2785$ ,  $p = 0,5042$ ) besteht, hat die Zeit im Rollstuhl zum Operationszeitpunkt tendenziell Auswirkungen auf die Dauer des stationären Aufenthaltes. Das Patientenalter zum

Operationszeitpunkt hat vergleichsweise keinen Einfluss auf die Dauer des stationären Aufenthaltes.

Der prolongierte präoperative stationäre Aufenthalt diente der präoperativen Vorbereitung. Zur Verminderung von Infektionskomplikationen erhielten alle Probanden präoperativ einen Urintest und bei positivem Befund eine zehntägige, resistogrammgeeignete antimikrobielle Therapie. In anderen Studien wurde kein Zusammenhang der Dauer des stationären Aufenthaltes getestet, daher ist hier kein Vergleich mit der Literatur möglich.

Vor allem in den vor- und seitwärtigen Bewegungen des Arms konnten signifikante Verbesserungen der Beweglichkeit nachgewiesen werden. Die Einteilung der Kohorte in Probanden unter 70,5 Jahre und Probanden über 70,5 Jahre zur Subgruppenanalyse erfolgte durch den Altersmedian von 70,5 Jahren als Cut-Off. Hier wurden Verbesserungen der Anteversion und Abduktion aller Probanden nachgewiesen, jedoch zeigte sich eine größere postoperative Steigerung der Beweglichkeit bei Patienten unter 70,5 Jahren. Eine Testung der statistischen Signifikanz ist in der Subgruppenanalyse bei sehr kleiner Fallzahl nicht sinnvoll.

Im Constant-Murley-Score erreichten die Probanden eine signifikante Steigerung der Punktzahl. Innerhalb des Scores zeigte sich eine große Verbesserung in den Unterkategorien *Schmerz*, *Mobilität* und *Alltag*. Die *Kraft* blieb nahezu unverändert. Diese Verteilung ist durch die Funktionsweise inverser Schulterprothesen zu erklären. Eine Schmerzreduktion erfahren die Patienten schon durch die Operation, da man die Defektarthropathie als Schmerzursache therapiert wird. Dies zeigt sich ebenfalls in der visuellen Analogskala. Hier wurde eine signifikante Schmerzreduktion nachgewiesen. Das Design und die Biomechanik der inversen Schulterprothese sind ursächlich für die Steigerung des Bewegungsausmaßes, welches in der Unterkategorie *Mobilität* gemessen wird. Eine Reduktion des Schmerzes und eine Verbesserung der Beweglichkeit führt zu einer höheren Punktzahl in der Unterkategorie *Alltag*.

Eine statistisch signifikante postoperative Steigerung der *Kraft* lässt sich nicht nachweisen.

Bei den signifikanten Resultaten haben wir eine Poweranalyse durchgeführt. In allen statistisch signifikanten Ergebnissen wurde eine hohe Power ( $> 0,9$ ) erreicht. Hier ist aufgrund des kleinen Stichprobenumfangs von einem zu optimistischen Ergebnis auszugehen. Es sollte daher in größer angelegten Studien nachgeprüft werden.



Außerdem variieren die Effektgrößen der verschiedenen Hypothesen stark, was vermutlich ebenfalls auf den kleinen Stichprobenumfang zurückzuführen ist.

## **5.2 Ergebnisse der Arbeit im Literaturvergleich**

Die Implantation inverser Schulterprothesen bei paraplegischen Patienten stellt den Operateur vor eine große Herausforderung. In der vorliegenden Literatur gibt es kaum Ergebnisse über das klinische Ergebnis einer solchen Kohorte.

Insgesamt liegen zwei Studien dieser Kohorte vor, welche jedoch Bestandteil eines größeren Patientenkollektivs sind (52,53). Eine weitere Studie beschreibt die Ergebnisse nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen sowie den Humeruskopfersatz bei paraplegischen Patienten (54).

Kemp et al. untersuchten in einer 2015 veröffentlichten Studie 16 Rollstuhlfahrer nach Implantation inverser Schulterprothesen im Zeitraum von Januar 2006 bis Mai 2013 (52). Eingeschlossen wurden Probanden, welche präoperativ auf den Rollstuhl als Hauptfortbewegungsmittel angewiesen waren. Zusätzlich wurden unter anderem Patienten mit Polyomyelitis, angeborener Hüftdysplasie, Osteoarthritis sowie Patienten nach multiplen Frakturen der unteren Extremitäten oder auch Amputationen sowie Paraplegiker eingeschlossen. Es wurde nicht unterschieden, ob Probanden sich auch ohne Rollstuhl fortbewegen konnten.

Alentorn-Geli et al. beschrieben in einer 2017 veröffentlichten Studie ebenfalls das Outcome rollstuhlabhängiger Patienten nach Implantation inverser Schulterprothesen (53). Hier wurden ebenfalls Probanden untersucht, welche den Rollstuhl als Hauptfortbewegungsmittel nutzen. In folgender Tabelle sind die Ursachen der Rollstuhlabhängigkeit zusammengefasst.

Tabelle 13: Ursachen der Rollstuhlabhängigkeit in der Studie von Alentorn-Geli et al.

Ätiologie	N	Prozent
Paraplegie	4	22
Amputation unterer Extremitäten	2	11
Hemiplegie	2	11
Polio-bedingte Paralyse unterer Extremitäten	2	11
Thoracolumbar sclerosis	1	5
Spinalkanalstenose	1	5
Parkinson	1	5
Myopathie	1	5
Advanced neuropathy	1	5
Chronische Wunden unterer Extremitäten	1	5
Multiple system atrophy	1	5
Morbid obesity	1	5
Unbekannt	1	5

Hier stellen die paraplegischen Patienten mit 22% lediglich eine Minderheit der Studie dar. Aufgrund der unterschiedlichen Grundleiden der Probanden besteht ein großes Spektrum der Schultergelenksbelastung. So ist ein Patient, welcher durch das Krankheitsbild Morbus Parkinson auf den Rollstuhl angewiesen ist, in der Regel im alltäglichen Leben so eingeschränkt, dass davon auszugehen ist, dass postoperativ keine vergleichbaren Belastungen der oberen Extremitäten wie bei Paraplegikern aufzubringen sind. Ähnliches gilt für hemiplegische Probanden.

Im Gegensatz hierzu wurden in der vorliegenden Arbeit nur Patienten untersucht, welche motorisch komplett paraplegisch sind, und somit keine andere Möglichkeit der Fortbewegung als der Rollstuhl besteht. Daher sind die Belastungen der implantierten Prothesen in unserer Studie vergleichbar.

Hattrupp et Cofield beschrieben in einer 2010 veröffentlichten Studie die Ergebnisse nach Implantation von künstlichem Ersatz des Schultergelenks bei Paraplegikern (54). Hier wurden bei den sechs Probanden insgesamt fünf anatomische Totalendoprothesen und ein Humeruskopfersatz implantiert. Bei der grundlegend anderen Biomechanik der Prothesen werden die Ergebnisse hier erwähnt, es wird jedoch aufgrund einer fehlenden Vergleichbarkeit auf eine weitere Diskussion verzichtet.

### **5.2.1 Schmerz**

Alle Studien zeigten postoperativ eine deutliche Reduktion der Schmerzen. So konnten Alentorn-Geli et al. eine Schmerzreduktion von 4 Punkten präoperativ auf 1 Punkt postoperativ abbilden.

Kemp et al. konnten in ihrer Studie eine Reduktion der präoperativ vorliegenden Schmerzen in der NRS von 7 auf 2 Punkte reduzieren. Dies ist mit unseren Ergebnissen vergleichbar. Unsere Probanden gaben präoperativ einen Schmerzwert von  $6,63 \pm 1,4$  an, welcher postoperativ auf  $2,0 \pm 1,1$  gesenkt werden konnte.

Hattrupp et Cofield konnten ebenfalls eine Schmerzreduktion bei 83% der Patienten nach Implantation der Prothesen nachweisen.

### **5.2.2 Simple Shoulder Test**

Durch die Ergebnisse im Simple Shoulder Test kann in der vorliegenden Studie eine Steigerung um 6,02 Punkte von präoperativ  $1,88 \pm 1,13$  auf  $7,9 \pm 2,9$  postoperativ festgestellt werden. Damit decken sich die Ergebnisse mit denen von Kemp et al. Hier zeigt sich eine Steigerung von 2 Punkten präoperativ auf 7 Punkte postoperativ. Bei Alentorn-Geli et al. ist lediglich ein postoperativer Wert von 4 Punkten angegeben.

### **5.2.3 Constant-Murley-Score**

Das Delta der Studie im Constant-Murley-Score ist ebenfalls mit den Ergebnissen von Kemp et al. vergleichbar. So erzielten unsere Probanden postoperativ einen Wert von  $67,0 \pm 10,9$  bei einem Ausgangswert von  $24,13 \pm 8,22$ . Kemp et al. können eine Steigerung von präoperativ 30 Punkten auf postoperativ 70 Punkte erzielen. Das postoperative Ergebnis der Studien ist vergleichbar (67 vs. 70 Punkte), unser dezent größeres Delta ist mit den schlechteren Ausgangswerten der Probanden zu erklären. Eine weitere Analyse wäre hier erforderlich um zu untersuchen, ob eine frühere operative Intervention auch ein absolut besseres Ergebnis bedeutet, oder ob Probanden lediglich bessere präoperative Werte erzielen, wenn der Einfluss der Defektarthropathie geringer ist.

### **5.2.4 Bewegungsausmaß**

In der Anteversion ergibt sich bei Kemp et al. eine Steigerung von  $75^\circ$  präoperativ auf  $112^\circ$  postoperativ. Alentorn-Geli et al. weisen eine Steigerung von  $98^\circ$  präoperativ auf  $114^\circ$  postoperativ nach. Hier können wir sowohl ein größeres Delta ( $74,37^\circ$ ) als auch

einen höheren postoperativen Wert  $141,25^\circ \pm 24,17^\circ$  aufzeigen. Dies liegt möglicherweise an der homogeneren Kohorte unserer Studie.

Bei Betrachtung der Außenrotation können Kemp et al. jedoch eine Steigerung von  $0^\circ$  präoperativ auf  $29^\circ$  postoperativ belegen. Ähnliche Ergebnisse liefern Alentorn-Geli et al. mit einer präoperativ gemessenen Außenrotation von  $34^\circ$  und postoperativ gemessenen von  $51^\circ$ . Dies weicht deutlich von unseren Ergebnissen (präoperativ  $17,5^\circ \pm 13,63^\circ$  und postoperativ  $18,13^\circ \pm 5,94^\circ$ ) ab. Da ein Paraplegiker immens auf die Innenrotation im Schultergelenk angewiesen ist, erfolgte die Implantation der humeralen Komponente mit einer Retroversion von  $30^\circ$ . Dies erhöht die Innenrotation postoperativ und senkt im Gegenzug die Außenrotation.

### 5.2.5 Komplikationen

Alentorn-Geli et al. berichteten von insgesamt zwei Komplikationen. Intraoperativ kam es bei der Implantation einer Prothese zu einer undislozierten Fraktur des Tuberculum majus, was keiner Refixation bedurfte. Postoperativ beklagte ein Proband eine Neuropathie im Nervus ulnaris Versorgungsgebiet, was auf den Schulter-Verband zurückzuführen war. Es erfolgte eine Dekompression sowie Transposition des Nervens.

In mikrobiologischen Proben, welche intraoperativ entnommen wurden, konnte bei einem Patienten Propionibakterium acnes nachgewiesen werden. Bei klinisch blandem Status erfolgte jedoch keine Revision, sondern lediglich eine adjuvante antimikrobielle Therapie.

Kemp et al. beschrieben insgesamt drei Komplikationen, wobei die erste eine dislozierte Basisplatte nach Sturz des Patienten aufgrund des Grundleidens (Morbus Parkinson) darstellt. Die beiden anderen Komplikationen waren Luxationen. Keiner der Patienten mit Komplikationen wurde revidiert.

Aufgrund der gestörten Blasenentleerung kommt es bei querschnittgelähmten Patienten häufig zu Harnwegsinfektionen (55).

Daher erfolgte in unserer Kohorte präoperativ bei jedem Patienten eine Urinuntersuchung mit Erstellung eines AntibioGRAMMs. Bei positivem Befund erhielten die Patienten präoperativ eine resistogramm-gerechte, intravenöse antimikrobielle Therapie.

Mechanische intra- oder postoperative Komplikationen gab es in unserer Kohorte nicht.

### **5.3 Vergleich der Ergebnisse mit Daten von Fußgängern nach Implantation inverser Schulterprothesen**

Die inverse Schulterprothese ist aufgrund ihrer Biomechanik die einzige Möglichkeit Menschen mit einer Defekarthropathie zu therapieren. Im Folgenden werden die Ergebnisse mit den postoperativen Ergebnissen von Fußgängern und den altersentsprechenden Normalwerten diskutiert.

Aufgrund der nachgewiesenen höheren Belastung der Schultergelenke von Paraplegikern wird hier nur marginal auf den Vergleich eingegangen. Es dient lediglich zur Darstellung unserer Ergebnisse im Kontext, um sicherzustellen, dass die Therapie ebenso für paraplegische Patienten geeignet ist.

Simovitch et al. untersuchten in einer 2017 veröffentlichten retrospektiven Studie die Ergebnisse vor und nach Implantation anatomischer und inverser Schulterprothesen bei Fußgängern (56). Im Folgenden werden lediglich die Ergebnisse der Probanden mit inversen Schulterprothesen mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie diskutiert. Im Simple Shoulder Test wurde bei Fußgängern eine Steigerung von präoperativ  $2,9 \pm 2,6$  Punkten auf  $10 \pm 2,5$  Punkte nachgewiesen.

Cuff et al. stellten in einer 2012 veröffentlichten Studie ebenfalls Ergebnisse von 76 Patienten nach Implantation inverser Schulterprothesen bei Fußgängern dar (57). Hier konnte eine Steigerung des Simple Shoulder Scores von zwei Punkten präoperativ auf sieben Punkte postoperativ gemessen werden.

Das Delta unserer Studie (6,02 Punkte) liegt zwischen denen von Cuff et al. (5 Punkte) und Simovitch et al. (7,1 Punkte). Somit deckt sich die Steigerung des Simple Shoulder Scores beider Studien mit der von uns gemessenen (Simple Shoulder Test präoperativ:  $1,88 \pm 1,13$ , postoperativ:  $7,9 \pm 2,9$ ).

Die postoperative Steigerung des Constant-Murley-Scores unserer Kohorte beträgt 42,87 Punkte im Vergleich zu den präoperativen Werten. Favard et al. konnten in einer 2011 publizierten Metaanalyse bei Fußgängern mit inverser Schulterprothese eine etwas größere Steigerung von 52,1 Punkten feststellen (58). Simovitch et al. wiesen eine mit unseren Ergebnissen vergleichbare Steigerung des Constant-Murley-Scores um 39,9 Punkte nach.

Bei Betrachtung des Bewegungsausmaßes zeigte Simovitch et al. bei Fußgängern nach Implantation inverser Schulterprothesen eine Steigerung der Anteversion von präoperativ  $84,5^\circ$  auf postoperativ  $139,8^\circ$ . Favard et al. beschrieben eine Steigerung der Anteversion von  $69,3^\circ$  auf  $128,6^\circ$ . Hier können wir mit einer Steigerung von präoperativ  $66,88^\circ$  auf postoperativ  $141,25^\circ$  ein dezent größeres Delta nachweisen.

In der Abduktion liegt unsere Steigerung von präoperativ  $47,5^\circ$  auf postoperativ  $128,13^\circ$  über der von Fußgängern (präoperativ:  $67,0^\circ$ , postoperativ:  $109,5^\circ$ ). Dies erklärt sich einerseits möglicherweise durch die intensive postoperative Nachbehandlung der Paraplegiker. Andererseits kann ein stärker ausgeprägter Musculus deltoideus bei Paraplegikern eine Ursache hierfür sein.

Die marginale Verbesserung der Außenrotation unserer Probanden von  $0,63^\circ$  weicht deutlich von denen bei Fußgängern ( $20,9^\circ$ ) ab. Grundlegend ist vermutlich die Implantation der Prothesen in  $30^\circ$  Retroversion zum sicheren Erhalt der Innenrotation, da dies für Paraplegiker unerlässlich ist. Ein weiterer Faktor kann die Rundrückenbildung mit konsekutiver Ventralisierung der Skapula bei Paraplegikern sein, welches ebenfalls mit Einbußen der Außenrotation einhergeht.

Zusammenfassend zeigen sich die Ergebnisse paraplegischer Patienten nach Implantation inverser Schulterprothesen mit denen von Fußgängern nach Implantation inverser Schulterprothesen übereinstimmend.

#### **5.4 Schwäche der Arbeit**

Schultergelenksbeschwerden bei paraplegischen Patienten sind ein bekanntes Problem. Bei positiver demographischer Entwicklung treten die Folgen der Überbelastung der Schultergelenke paraplegischer Patienten zunehmend in den Vordergrund. Insgesamt gibt es weltweit wenige querschnittgelähmte Patienten mit Defektarthropathie, die durch die Implantation einer inversen Schulterprothese therapiert wurden. Somit ist die Fallzahl unserer Studie mit acht Probanden klein. Hier bedarf es größerer Multicenter-Studien zur Nachuntersuchung solcher Patienten.

Ein weiterer Schwachpunkt ist der Portfoliowechsel unserer Klinik im Verlauf der Jahre. Somit wurden bei unseren Patienten Prothesen zweier verschiedener Hersteller implantiert. Dieser Punkt lässt sich in folgenden Arbeiten nur sehr schwer eliminieren, da bei größer angelegten Studien wahrscheinlich ein noch größeres Portfolio an Prothesen implantiert wurde. Hier bedarf es einer langfristig angelegten prospektiven Studie.

Die Standzeiten inverser Schulterprothesen liegen bei Fußgängern aktuell bei ca. 10 - 15 Jahren. Es bleibt abzuwarten, wie lang die Standzeiten solcher Prothesen bei paraplegischen Patienten sind, da die Prothesen deutlich höheren Belastungen ausgesetzt sind.

Hier wäre eine Langzeitstudie mit längerem Betrachtungszeitraum wünschenswert. Daher ist eine gute Indikationsstellung erst nach Ausschöpfen aller konservativer Therapiemaßnahmen essenziell, da bei dem Versagen des Verfahrens paraplegische Patienten mit größten Einbußen rechnen müssen.

## **5.5 Ausblick**

In der Querschnittgelähmtenmedizin werden die multiprofessionellen Therapieansätze und Therapien immer fortschrittlicher. Dies führt zu einem demographischen Wandel. Patienten im Rollstuhl werden älter, wodurch degenerative Erkrankungen sukzessive in den Vordergrund rücken. In der vorliegenden Studie konnten positive Ergebnisse nach Implantation inverser Schulterprothesen bei paraplegischen Patienten erzielt werden. Relevant sind hierbei die signifikante Schmerzreduktion und die Verbesserung des Bewegungsausmaßes.

Insgesamt stellt der Schultergelenkersatz bei paraplegischen Patienten eine große Herausforderung dar.

Mit unserer Studie können wir zeigen, dass die Implantation inverser Schulterprothesen bei paraplegischen Patienten in einem Zentrum, welches sowohl die Querschnittgelähmtenmedizin als auch eine erfahrene Schulterchirurgie besitzt, möglich ist und dass gute Ergebnisse zu erzielen sind.

In der Zukunft werden die Fallzahlen querschnittgelähmter Patienten mit Defektarthropathie zunehmen. Vorteilhaft ist hierbei ein Tool, welches es ermöglicht das Krankheitsbild in einem professionellen Setting zu therapieren.

## 6 Zusammenfassung

Aufgrund der Überbelastung der Schultergelenke paraplegischer Patienten erleiden viele dieser Patienten degenerative Erkrankungen des Schultergelenkes. Daher liegen bei einem Großteil der immer älter werdenden Paraplegiker Schäden der Rotatorenmanschette vor, welche im Verlauf zu einer Defektarthropathie führen. Die einzige zielführende Therapie dieser Erkrankung bei dem maximalen Anspruch eines Paraplegikers besteht aus der Implantation einer inversen Schulterprothese.

Insgesamt stellt der Eingriff eine große Herausforderung für den Chirurgen dar, da bei Versagen der Therapie massive Einbußen für den paraplegischen Patienten resultieren können.

Ziel der Arbeit war der Vergleich der postoperativen Ergebnisse der Schulterfunktion sowie der Schmerzen paraplegischer Patienten nach Implantation inverser Schulterprothesen mit den präoperativen Werten.

Hierzu wurden Daten aus der Querschnitt-Spezialsprechstunde von acht Schultern paraplegischer Patienten nach Implantation einer inversen Schulterprothese herangezogen.

Subjektiv berichteten alle Patienten über eine Verbesserung der Beschwerden nach der Implantation.

Im Rahmen der Kontrolluntersuchungen konnten eine signifikante Steigerung des Bewegungsumfanges, insbesondere der Abduktion und der Anteversion, sowie eine signifikante Schmerzreduktion objektiviert werden.

Im Literaturvergleich zeigten sich übereinstimmende Ergebnisse mit Fußgängern nach Implantation inverser Schulterprothesen, auch wenn diese Ergebnisse aufgrund der unterschiedlichen Ansprüche kaum vergleichbar sind.

Insgesamt konnte gezeigt werden, dass die Implantation einer inversen Schulterprothese bei paraplegischen Patienten trotz der extremen Belastung eine adäquate Therapie der Defektarthropathie ist. Hierzu bedarf es jedoch eines multiprofessionellen Teams, eines erfahrenen Operateurs und die Bereitschaft des Patienten die intensive Nachbehandlung durchzuführen.

Unbekannt bleibt weiterhin die Standzeit der Prothesen bei paraplegischen Patienten, aufgrund der oben erwähnten, deutlich erhöhten Belastungen der Schultergelenke.

Es bedarf also weiterer langfristiger Untersuchungen, um die möglichen Komplikationen einer Überbelastung zu erfassen.



## 7 Literaturverzeichnis

1. Halder AM, Itoi E, An K-N. ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE SHOULDER. *Orthop Clin North Am.* 2000 Apr;31(2):159–76.
2. Boileau P, Bicknell RT, Mazzoleni N, Walch G, Urien JP. CT Scan Method Accurately Assesses Humeral Head Retroversion. *Clin Orthop.* 2008 Mar;466(3):661–9.
3. Mütze M, Theopold J, Hepp P. Anatomische Prothesen bei primärer Omarthrose. *Orthop Unfallchirurgie Up2date.* 2020 Feb;15(01):23–40.
4. Berliner JL, Regalado-Magdos A, Ma CB, Feeley BT. Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2015 Jan;24(1):150–60.
5. Gohlke F. Biomechanics of the shoulder. *Orthop.* 2000 Nov 2;29(10):834–44.
6. Aumüller G, Aust G, Engele J, Kirsch J, Maio G, Mayerhofer A. *Anatomie. 4., aktualisierte Auflage.* Stuttgart: Thieme; 2017. 1332 p. (Duale Reihe).
7. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. Shoulder Muscle Activity and Function in Common Shoulder Rehabilitation Exercises: *Sports Med.* 2009 Aug;39(8):663–85.
8. Trommer T, Fuhrmann R, Liesaus E, Venbrocks R. Das subakromiale Impingementsyndrom. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* 2006 Sep 22;144(05):R83–101.
9. Neer CS, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am.* 1983 Dec;65(9):1232–44.
10. Loew M, editor. *AE-Manual der Endoprothetik [Internet].* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010 [cited 2019 Apr 20]. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-02854-0>
11. McCarty DJ, Halverson PB, Carrera GF, Brewer BJ, Kozin F. “Milwaukee shoulder”--association of microspheroids containing hydroxyapatite crystals, active collagenase, and neutral protease with rotator cuff defects. I. Clinical aspects. *Arthritis Rheum.* 1981 Mar;24(3):464–73.
12. Nam D, Maak TG, Raphael BS, Kepler CK, Cross MB, Warren RF. Rotator Cuff Tear Arthropathy: Evaluation, Diagnosis, and Treatment: AAOS Exhibit Selection. *J Bone Jt Surg-Am Vol.* 2012 Mar;94(6):34-1–11.
13. Thietje R. Epidemiologie, Ätiologie und Mortalität bei Querschnittlähmung. *neuroreha.* 2016 Sep 9;08(03):105–9.

14. World Health Organization, International Spinal Cord Society, editors. International perspectives on spinal cord injury. Geneva, Switzerland: World Health Organization; 2013. 231 p.
15. DMGP, DSQ, DRS, FGQ, editors. Gemeinsame Pressemappe der DMGP, DRS, DSQ und FGQ, Version 1.0\_2019, Stand 09\_2019. Stand 09\_2019.
16. Zäch GA, Koch HG, editors. Paraplegie: ganzheitliche Rehabilitation; 58 Tabellen. Basel: Karger; 2006. 547 p.
17. Guttmann L. History of the National Spinal Injuries Centre, Stoke Mandeville Hospital, Aylesbury. *Spinal Cord*. 1967 Nov;5(3):115–26.
18. Couris CM, Guilcher SJT, Munce SEP, Fung K, Craven BC, Verrier M, et al. Characteristics of adults with incident traumatic spinal cord injury in Ontario, Canada. *Spinal Cord*. 2010 Jan;48(1):39–44.
19. Fassett DR, Harrop JS, Maltenfort M, Jeyamohan SB, Ratliff JD, Anderson DG, et al. Mortality rates in geriatric patients with spinal cord injuries. *J Neurosurg Spine*. 2007 Sep;7(3):277–81.
20. Nwadinigwe CU, Iloabuchi TC, Nwabude IA. Traumatic spinal cord injuries (SCI): a study of 104 cases. *Niger J Med J Natl Assoc Resid Dr Niger*. 2004 Jun;13(2):161–5.
21. Niethard FU, Pfeil J, Birnbaum K. Orthopädie: mit CD-ROM klinisch-orthopädische Untersuchung. 5., korrigierte Aufl. Stuttgart: Thieme; 2005. 598 p. (Duale Reihe).
22. Thietje R, Pouw MH, Schulz AP, Kienast B, Hirschfeld S. Mortality in patients with traumatic spinal cord injury: Descriptive analysis of 62 deceased subjects. *J Spinal Cord Med*. 2011 Sep;34(5):482–7.
23. Exner G. Der Arbeitskreis Querschnittlähmungen des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften in Deutschland: Fakten,Zahlen,Prognosen. *Trauma Berufskrankh [Internet]*. 2004 Jun [cited 2021 Mar 23];6(2). Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10039-004-0877-6>
24. Nichols PJ, Norman PA, Ennis JR. Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med*. 1979;11(1):29–32.
25. Dyson-Hudson TA, Kirshblum SC. Shoulder pain in chronic spinal cord injury, Part I: Epidemiology, etiology, and pathomechanics. *J Spinal Cord Med*. 2004;27(1):4–17.

26. Gellman H, Sie I, Waters RL. Late complications of the weight-bearing upper extremity in the paraplegic patient. *Clin Orthop*. 1988 Aug;(233):132–5.
27. Pentland WE, Twomey LT. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Spinal Cord*. 1991 Oct;29(8):521–30.
28. Pentland WE, Twomey LT. Upper limb function in persons with long term paraplegia and implications for independence: Part I. *Spinal Cord*. 1994 Apr;32(4):211–8.
29. Escobedo EM, Hunter JC, Hollister MC, Patten RM, Goldstein B. MR imaging of rotator cuff tears in individuals with paraplegia. *Am J Roentgenol*. 1997 Apr;168(4):919–23.
30. Boninger ML, Towers JD, Cooper RA, Dicianno BE, Munin MC. Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev*. 2001 Aug;38(4):401–8.
31. Samuelsson KAM, Tropp H, Gerdle B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord*. 2004 Jan;42(1):41–6.
32. Jung HJ, Sim G-B, Jeon I-H, Kekatpure AL, Sun J-H, Chun J-M. Reconstruction of rotator cuff tears in wheelchair-bound paraplegic patients. *J Shoulder Elbow Surg*. 2015 Apr;24(4):601–5.
33. Eriks-Hoogland I, Engisch R, Brinkhof M, van Drongelen S. Acromioclavicular Joint Arthritis in Persons With Spinal Cord Injury Compared to Able-Bodied Persons. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2012 Apr;18(2):128–31.
34. Akbar M, Balean G, Brunner M, Seyler TM, Bruckner T, Munzinger J, et al. Prevalence of Rotator Cuff Tear in Paraplegic Patients Compared with Controls: *J Bone Jt Surg-Am Vol*. 2010 Jan;92(1):23–30.
35. Flatow EL, Harrison AK. A History of Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Sep;469(9):2432–9.
36. Habermeyer P, Magosch P, Lichtenberg S. Proximale Oberarmfrakturen - Zukünftige Entwicklung in der Endoprothetik -. *Zentralblatt Für Chir*. 2002;127(3):207–11.
37. Broström LA, Wallensten R, Olsson E, Anderson D. The Kessel prosthesis in total shoulder arthroplasty. A five-year experience. *Clin Orthop*. 1992 Apr;(277):155–60.
38. Neer CS. Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1974 Jan;56(1):1–13.

39. Baulot E, Sirveaux F, Boileau P. Grammont's Idea: The Story of Paul Grammont's Functional Surgery Concept and the Development of the Reverse Principle. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Sep;469(9):2425–31.
40. Sirveaux F, Favard L, Oudet D, Huquet 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 Apr;86-B(3):388–95.
41. Berhouet J, Garaud P, Favard L. Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Feb;23(2):151–8.
42. Ferle M, Pastor M-F, Hagenah J, Hurschler C, Smith T. Effect of the humeral neck-shaft angle and glenosphere lateralization on stability of reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2019 May;28(5):966–73.
43. Werner BS, Chaoui J, Walch G. Glensphere design affects range of movement and risk of friction-type scapular impingement in reverse shoulder arthroplasty. *Bone Jt J.* 2018 Sep;100-B(9):1182–6.
44. Oh JH, Shin S-J, McGarry MH, Scott JH, Heckmann N, Lee TQ. Biomechanical effects of humeral neck-shaft angle and subscapularis integrity in reverse total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Aug;23(8):1091–8.
45. Harman M, Frankle M, Vasey M, Banks S. Initial glenoid component fixation in “reverse” total shoulder arthroplasty: A biomechanical evaluation. *J Shoulder Elbow Surg.* 2005 Jan;14(1):S162–7.
46. Dyrna F, Kumar NS, Obopilwe E, Scheiderer B, Comer B, Nowak M, et al. Relationship Between Deltoid and Rotator Cuff Muscles During Dynamic Shoulder Abduction: A Biomechanical Study of Rotator Cuff Tear Progression. *Am J Sports Med.* 2018 Jul;46(8):1919–26.
47. Klinke R, Pape H-C, Silbernagl S, Bauer C, Gay R, Rothenburger A), editors. *Physiologie: ideal für die neue AO. 5., komplett überarbeitete Auflage.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2005. 930 p.
48. Nyffeler RW. Design und Biomechanik inverser Schulterprothesen. *Obere Extrem.* 2014 Mar;9(1):51–6.
49. Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop.* 1987 Jan;(214):160–4.

50. Constant CR, Gerber C, Emery RJH, Søjbjerg JO, Gohlke F, Boileau P. A review of the Constant score: Modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008 Mar;17(2):355–61.
51. Hsu JE, Russ SM, Somerson JS, Tang A, Warme WJ, Matsen FA. Is the Simple Shoulder Test a valid outcome instrument for shoulder arthroplasty? *J Shoulder Elbow Surg.* 2017 Oct;26(10):1693–700.
52. Kemp AL, King JJ, Farmer KW, Wright TW. Reverse total shoulder arthroplasty in wheelchair-dependent patients. *J Shoulder Elbow Surg.* 2016 Jul;25(7):1138–45.
53. Alentorn-Geli E, Wanderman NR, Assenmacher AT, Sánchez-Sotelo J, Cofield RH, Sperling JW. Reverse Shoulder Arthroplasty in Weight-Bearing Shoulders of Wheelchair-Dependent Patients: Outcomes and Complications at 2 to 5 years. *PM&R.* 2018 Jun;10(6):607–15.
54. Hatstrup SJ, Cofield RH. Shoulder arthroplasty in the paraplegic patient. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010 Apr;19(3):434–8.
55. Janzen J, Bersch U, Pietsch-Breitfeld B, Pressler H, Michel D, Bültmann B. Urinary bladder biopsies in spinal cord injured patients. *Spinal Cord.* 2001 Nov;39(11):568–70.
56. Simovitch RW, Friedman RJ, Cheung EV, Flurin P-H, Wright T, Zuckerman JD, et al. Rate of Improvement in Clinical Outcomes with Anatomic and Reverse Total Shoulder Arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 2017 Nov 1;99(21):1801–11.
57. Cuff D, Clark R, Pupello D, Frankle M. Reverse Shoulder Arthroplasty for the Treatment of Rotator Cuff Deficiency: A Concise Follow-up, at a Minimum of Five Years, of a Previous Report\*. *J Bone Jt Surg.* 2012 Nov 7;94(21):1996–2000.
58. Favard L, Levigne C, Nerot C, Gerber C, De Wilde L, Mole D. Reverse Prostheses in Arthropathies With Cuff Tear: Are Survivorship and Function Maintained Over Time? *Clin Orthop.* 2011 Sep;469(9):2469–75.

## 8 Anhang

### 8.1 Tabellen

Tabelle 14: Bewegungsausmaße im Schultergelenk nach der Neutral-Null-Methode präoperativ und postoperativ

Fallzahl	Anteversion		Abduktion		Innenrotation		Außenrotation	
	präop	postop	präop	postop	präop	postop	präop	postop
1	100	160	90	150	80	70	30	25
2	60	170	45	140	65	75	30	25
3	30	170	30	165	50	80	0	20
4	80	130	50	120	75	70	0	10
5	80	130	40	120	80	70	5	20
6	70	100	60	90	75	70	25	10
7	45	130	30	120	60	70	20	20
8	70	140	35	120	60	65	30	15

Tabelle 15: Subgruppenanalyse des Bewegungsausmaßes in Abhängigkeit vom Patientenalter zum Operationszeitpunkt

Subgruppe	Bewegungsausmaß präoperativ	Bewegungsausmaß postoperativ	Delta
	Anteversion	Anteversion	
< 70,5 Jahre	58,75° ± 30,1°	157,5° ± 18,93°	98,75°
> 70,5 Jahre	75° ± 5,77°	125° ± 17,32°	50°
	Abduktion	Abduktion	
< 70,5 Jahre	48,75° ± 28,4°	143,75° ± 18,88°	95°
> 70,5 Jahre	46,25° ± 11,09°	112,5° ± 15°	66,25°
	Innenrotation	Innenrotation	
< 70,5 Jahre	63,75° ± 12,5°	73,75° ± 4,79°	10°
> 70,5 Jahre	72,5° ± 8,66°	68,75° ± 2,5°	- 3,75°
	Außenrotation	Außenrotation	
< 70,5 Jahre	20° ± 14,14°	22,5° ± 2,89°	2,5°
> 70,5 Jahre	15° ± 14,72°	13,75° ± 4,79°	- 1,25°

Tabelle 16: Punkte der visuellen Analogskala präoperativ und postoperativ

Fallzahl	Visuelle Analogskala	
	präoperativ	postoperativ
1	5	1
2	6	1
3	9	2
4	7	2
5	8	1
6	6	3
7	5	2
8	7	4

Tabelle 17: Punkte des Constant-Murley-Scores präoperativ und postoperativ

Fallzahl	Constant-Murley-Score	
	präoperativ	postoperativ
1	42	79
2	26	81
3	20	78
4	18	54
5	17	57
6	26	61
7	18	67
8	26	59

Tabelle 18: Punkte des Simple Shoulder Tests präoperativ und postoperativ

Fallzahl	Simple Shoulder Test	
	präoperativ	postoperativ
1	4	12
2	2	12
3	3	9
4	1	5
5	1	5
6	1	5
7	1	8
8	2	7



## 9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen beteiligten Personen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, der mich jederzeit mit gutem Rat unterstützt hat. Danke für die vielen Anregungen, die moralischen sowie fachlichen Beiträge und der Mithilfe bei der Kongressvorbereitung.

Bei Fragen erhielt ich jederzeit eine schnelle Unterstützung. Die Betreuung hätte nicht besser sein können.

Außerdem möchte ich mich bei dem Zweitgutachter bedanken, der einen maßgeblichen Anteil zur Qualität dieser Arbeit beigetragen hat.

Dem Leiter des Querschnittszentrums möchte ich ebenfalls für die Unterstützung danken. Er war für mich jederzeit Ansprechpartner in fachlichen Belangen. Durch seine Expertise in diesem Fachbereich hat er es mir ermöglicht, diese Arbeit zu erstellen.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie, meinen Freunden und Kollegen bedanken, die mich während der Erstellung dieser Arbeit, insbesondere durch viele inspirierende Gespräche und konstruktive Kritik, jederzeit unterstützt haben.

## 10 Tabellarischer Lebenslauf

Lucas Hermann Krischer

Geburtsdatum: 05.11.1989

Geburtsort: Bad Neuenahr-Ahrweiler



### Berufliche Laufbahn

Dezember 2016 – heute

Gemeinschaftsklinikum Mittelrhein  
Ev. Stift, Koblenz  
Assistenzarzt im Zentrum für Unfallchirurgie  
und Orthopädie

März 2016 – November 2016

Gemeinschaftsklinikum Mittelrhein  
Ev. Stift, Koblenz  
Student im Praktischen Jahr  
Zweites Tertial: Chirurgie  
Drittes Tertial: Orthopädie

November 2015 – März 2016

Karapitiya Teaching Hospital  
Galle, Sri Lanka  
Student im Praktischen Jahr  
Erstes Tertial: Innere Medizin

### Ausbildung

WS15/16 – WS 16/17

Studium der Humanmedizin an der  
Johannes Gutenberg-Universität, Mainz  
3. Abschnitt der ärztlichen Prüfung: 11/2016

WS09 – SS15

Studium der Humanmedizin an der  
Friedrich-Schiller-Universität, Jena

2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung: 10/2014

1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung: 09/2011

03/2009

Peter-Joerres-Gymnasium, Bad Neuenahr

Allgemeine Hochschulreife