

Aus der  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und  
Rehabilitation  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing Volkmar Jansson

**Der Einfluss des Schulterprothesentyps auf die Supinationskraft des  
M. biceps brachii**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
**Thomas Michael Stein**  
aus München  
2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Matthias Pietschmann
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Ekkehard Euler
	Prof. Dr. Christian Zeckey
	PD Dr. Oliver Pieske
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Prof. Dr. med. Peter Müller
Dekan:	Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel
Tag der mündlichen Prüfung:	06.06.2019

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>V</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>XI</b>
<b>1. Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1 Entwicklung der Schulterprothetik und aktuelle Bedeutung.....	1
1.2 Anatomie und Kinematik .....	2
1.2.1 Schultergelenk .....	2
1.2.1.1 Passiver Bewegungsapparat .....	2
1.2.1.2 Aktiver Bewegungsapparat .....	4
1.2.1.2.1 Die Rotatorenmanschette.....	4
1.2.1.3 Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode .....	5
1.2.2 Ellenbogengelenk und Unterarm.....	6
1.2.2.1 Passiver Bewegungsapparat .....	6
1.2.2.2 Aktiver Bewegungsapparat .....	8
1.2.2.2.1 Musculus biceps brachii .....	9
1.2.2.2.2 Flexoren und Extensoren des Ellenbogengelenks .....	11
1.2.2.2.3 Supinatoren und Pronatoren .....	12
1.2.2.3 Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode .....	13
1.3 Operationsmethode und Operationsablauf der Schulterprothesen .....	14
1.3.1 Anatomische Schulterprothese .....	14
1.3.2 Inverse Schulterprothese .....	17
1.4 Tenotomie und Tenodese .....	18
1.5 Biomechanische Veränderungen bei inverser Schulterprothese .....	19
1.6 Kraftmessungen der langen Bizepssehne nach Tenotomie und Tenodese .....	20
1.7 Fragestellung .....	21
<b>2. Material und Methoden.....</b>	<b>22</b>
2.1 Probandenkollektiv und Ethikvotum.....	22
2.1.1 Einschluss- und Ausschlusskriterien .....	22
2.2 Studienprotokoll und Datenerhebung.....	23
2.2.1 Klinische Untersuchung von Schulter und Ellbogengelenk .....	23
2.2.2 Constant Murley Score .....	24
2.2.3 Rowe-Score .....	27
2.2.3.1 Apprehension-Test .....	28
2.2.4 Funktionstest des M. biceps brachii .....	29

2.2.4.1	Palm-Up- und Speed-Test .....	29
2.2.4.2	Yergason-Test.....	30
2.2.5	Erhebung anthropometrischer Parameter .....	30
2.3	Messarbeitsplatz .....	33
2.3.1	Aufbau .....	33
2.3.1.1	Drehmomentsensor und Winkelstabilisierung .....	34
2.3.2	Datenaufnahme und Dokumentation.....	36
2.4	Messpositionen.....	38
2.4.1	Supination und Pronation .....	38
2.3.2	Flexion.....	41
2.4.2	Anforderungen an Proband und Versuchsleiter .....	41
2.5	Statistische Auswertung .....	42
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>43</b>
3.1	Probandenanzahl, Alters- und Geschlechtsverteilung.....	43
3.2	Tenotomie und Tenodese .....	45
3.3	Anthropometrische Messparameter, Schulter-Scores und Kraftmessung der Probanden mit anatomischer Prothese.....	45
3.3.1	Anthropometrische Messparameter.....	45
3.3.1.1	Körpergröße, Körpergewicht und BMI .....	45
3.3.1.2	Hautfaltendicke und Körperfett.....	46
3.3.1.3	Armlänge und Händigkeit .....	47
3.3.1.4	Armumfänge.....	49
3.3.1.5	Zusammenfassung .....	50
3.3.2	Schulter-Scores prä- und postoperativ.....	50
3.3.2.1	Constant-Murley-Score (CMS) .....	50
3.3.2.2	ROWE-Score.....	51
3.3.2.3	Zusammenfassung .....	52
3.3.3	Kraftmessung.....	52
3.3.3.1	Vergleich der operierten Seite mit der nicht operierten Seite, vor und nach der OP52	
3.3.3.1.1	Supination.....	52
3.3.3.1.2	Flexion.....	55
3.3.3.1.3	Pronation.....	56
3.3.3.1.4	Zusammenfassung .....	56
3.3.3.2	Vergleich mit gesunden Probanden im Alterskollektiv.....	57
3.3.3.2.1	Supination.....	57

3.3.3.2.2	Flexion und Pronation .....	59
3.3.3.2.3	Zusammenfassung .....	60
3.4	Anthropometrische Messparameter, Schulter-Scores und Kraftmessung der Probanden mit inverser Schulterprothese .....	60
3.4.1	Anthropometrische Messparameter .....	60
3.4.1.1	Körpergröße, Körpergewicht und BMI .....	60
3.4.1.2	Hautfaltendicke und Körperfett .....	61
3.4.1.3	Armlänge und Händigkeit .....	63
3.4.1.4	Armumfänge .....	65
3.4.1.5	Zusammenfassung .....	66
3.4.2	Schulter-Scores prä- und post- OP .....	66
3.4.2.1	Constant-Murley-Score .....	66
3.4.2.2	ROWE-Score .....	67
3.4.2.3	Zusammenfassung .....	68
3.4.3	Kraftmessung .....	68
3.4.3.1	Vergleich der operierten Seite mit der nicht operierten Seite, vor und nach der OP68	
3.4.3.1.1	Supination .....	68
3.4.3.1.2	Flexion .....	70
3.4.3.1.3	Pronation .....	71
3.4.3.1.4	Zusammenfassung .....	71
3.4.3.2	Vergleich mit gesunden Probanden im Alterskollektiv .....	72
3.4.3.2.1	Supination .....	72
3.4.3.2.2	Flexion und Pronation .....	74
3.4.3.2.3	Zusammenfassung .....	75
<b>4.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>76</b>
4.1	Probandenkollektiv .....	76
4.2	Körperliche Untersuchung der Schulter, Ein- und Ausschlusskriterien .....	77
4.3	Constant-Murley-Score .....	78
4.4	Rowe-Score .....	81
4.5	Anthropometrische Parameter .....	82
4.6	Ablauf und Messpositionen der Datenaufnahme .....	83
4.7	Kraftmessung .....	84
4.7.1	Supination .....	84
4.7.2	Flexion .....	87
4.7.3	Pronation .....	88

<b>5.</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>89</b>
<b>6.</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>90</b>
<b>7.</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>95</b>
<b>8.</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>102</b>
<b>9.</b>	<b>Eidesstattliche Versicherung.....</b>	<b>103</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1–1: Gelenke des Schultergürtels im Überblick [17].....	2
Abbildung 1–2: Schultergelenk ventral mit Kapsel-Band-Apparat [20] .....	3
Abbildung 1–3: Muskeln der Rotatorenmanschette der rechten Schulter, Ansicht ventral (von links) und Ansicht dorsal (von rechts) [20] .....	5
Abbildung 1–4: Beweglichkeit der Schulter nach der Neutral-Null-Methode; a) Anteversion und Retroversion (Extension/Flexion), b) Abduktion (ab 90° Elevation) und Adduktion [17] .....	6
Abbildung 1–5: Beweglichkeit im Schultergelenk nach der Neutral-Null-Methode; a) Innenrotation und Außenrotation, b) Innenrotation anhand des „Schürzengriff“ [17] .....	6
Abbildung 1–6: Ellenbogengelenk ventral; Ansicht ohne (links) und mit (rechts) Kapsel-Band-Apparat [21] .....	7
Abbildung 1–7: Unterarm in a) Supination mit parallel stehenden Unterarmknochen und b) Pronation mit überkreuzten Unterarmknochen, mit angezeigt in a) der Verlauf von Pro- und Supinationsachse [20] .....	8
Abbildung 1–8: M. biceps brachii und M. brachialis des rechten Oberarms in anatomischer Darstellung, Ansicht ventral mit jeweils Ursprung und Ansatz [20]	10
Abbildung 1–9: M. biceps brachii Supinationswirkung, a) und b) rechter Arm mit Ansicht medial, c) und d) rechter Arm mit Ansicht proximal [20]	11
Abbildung 1–10: Muskeln der Pro- und Supination in anatomischer Darstellung [21]	12
Abbildung 1–11: Beweglichkeit im Ellenbogengelenk nach der Neutral-Null-Methode, a) Extension und Flexion, b) Pro- und Supination bei 90° Ellenbogenflexion [20] .....	13
Abbildung 1–12: Ansicht des Schultergelenks ventral, die rote Markierung kennzeichnet den deltopecoralen Zugangsweg [22] .....	14
Abbildung 1–13: a) Proximale Humeruskopfprothese [22]; b) Am Kopf abgesägter Humerus mit Einsatz eines Probeschafts [23] .....	15
Abbildung 1–14: a) Fräsen des Pfannenbodens [22]; b) Einsatz der Glenoidkomponente [23] .....	15
Abbildung 1–15: a) Verschiebbarer Konus, b) Aufsatz des Probekopfes zur Abschätzung der richtigen Größe und Position [23].....	16
Abbildung 1–16: Röntgenbild nach Implantation einer Totalendoprothese links[22]	16
Abbildung 1–17: a) und b) Aufbringen der Glensphere und Verankerung mit zentraler Schraube [23] .....	17
Abbildung 1–18: a) Einsetzen eines Probeschafts; b) Röntgenbild nach Implantation einer inversen Schulterprothese rechts [23].....	18
Abbildung 2–1: Apprehension-Test, Ausführung.....	28
Abbildung 2–2: a) Palm-Up-Test und b) Speed-Test.....	29
Abbildung 2–3: Yergason-Test .....	30

---

Abbildung 2–4: Armlängenmessung, Ermittlung von a) Gesamtarmlänge, b) Oberarmlänge, c) Unterarmlänge, jeweils in cm und Angabe der anatomischen Messpunkte .....	31
Abbildung 2–5: Umfangmessung, Ermittlung von a) Oberarmumfang, b) Handgelenkumfang, c) Mittelhandumfang, jeweils in cm und Angabe der anatomischen Messpunkte .....	31
Abbildung 2–6: Messung der Hautfaltendicke mittels „Scinfold Calipers“, a) Oberarmvorderseite, b) Oberarmrückseite, jeweils in der Mitte des Oberarms.....	32
Abbildung 2–7: Ermittlung des Körperfettanteils mittels Hautfaltendicke der Oberarmrückseite nach Donghue [44] .....	32
Abbildung 2–8: a)-d) Supinationshandgriff in verschiedenen Winkelstellungen und rotierender Flexionshandgriff, sichtbar sind die 8 Löcher zur Arretierung der Winkelpositionen .....	33
Abbildung 2–9: a) und b) Messarbeitsplatz mit höhenverstellbarem Handgriff mit Drehmomentsensor .....	34
Abbildung 2–10: Nicht rotierender Drehmomentsensor Typ 8627 der Firma Burster [45]	34
Abbildung 2–11: Prinzip der Winkelstelleinheit in Schnittdarstellung [45]	35
Abbildung 2–12: Prinzip der Arretierung in Schnittdarstellung [45] .....	35
Abbildung 2–13: Erste Bedieneroberfläche mit im oberen Abschnitt eingetragenen Patientendaten und aktivierter unterer Abschnitt mit vorhandenen Messwerten für jede Position mit Mittelwert und Standardabweichung.[45]	37
Abbildung 2–14: Zweite Bedieneroberfläche mit Kraft-Zeit-Diagramm, zu testende Armstellung, Anzahl der Versuche und mit „Roter Ampel“ auf Bild a, und „Grüner Ampel“ auf Bild b [45] .....	38
Abbildung 2–15: Erste Ausgangsstellung für die Kraftmessung, a) stehender Proband in Neutral-Position des Schultergelenks und 90° Flexion im Ellenbogengelenk und Neutral-Position im Unterarm (90_0); in b) ist die 90° Ellenbogengelenksflexion mittels Goniometer angezeigt.	39
Abbildung 2–16: Zweite Ausgangsstellung für die Kraftmessung, a) stehender Proband in 90° Flexion im Schultergelenk, ausgestrecktem Ellbogengelenk und Neutral-Position im Unterarm (0_0), in b) ist die 0° Position im Ellbogengelenk mittels Goniometer angezeigt. ....	40
Abbildung 2–17: Linke Unterarmpositionen für die Kraftmessung, angegeben nach der Neutral-Null-Methode, a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination .....	40
Abbildung 2–18: Rechte Unterarmpositionen für die Kraftmessung, angegeben nach der Neutral-Null-Methode, a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination.....	40
Abbildung 2–19: Ausgangsstellung für Kraftmessung der Ellenbogengelenksflexion, a) stehender Proband in Neutral-Position des Schultergelenks, 90° Ellenbogengelenksflexion und 90° Supination nach der Neutral-Null-	

	Methode, in der Hand der Flexionshandgriff; b) Unterarmposition rechts; c) Unterarmposition links.....	41
Abbildung 3–1:	Diagramm aller Probanden mit anatomischen (anatomisch) und inversen (invers) Schulterprothesen, im prä- und postoperativen Untersuchungsvergleich der Geschlechter.....	44
Abbildung 3–2:	Diagramm der Probanden mit anatomischen (anatomisch) und inversen (invers) Schulterprothesen im prä- und postoperativen Untersuchungsvergleich bezüglich des Alters.....	44
Abbildung 3–3:	Körpergröße in cm, Körpergewicht in kg und BMI der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im Geschlechter- und Altersvergleich bundesweit [46].....	46
Abbildung 3–4:	Vergleich der Hautfaltendicke in mm von Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite von Frauen nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen mit weiblichen, gesunden Probanden im Alter von 45-80 Jahren. „OAVS“= Oberarmvorderseite; „OARS“= Oberarmrückseite; n.s.= nicht signifikant .....	47
Abbildung 3–5:	Gesamtarmlänge in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s. = nicht signifikant [35].....	48
Abbildung 3–6:	Oberarmlänge in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant [35].....	49
Abbildung 3–7:	Oberarm-, Handgelenks- und Mittelhandumfang in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant; $p < 0,05$ = signifikant [35].....	50
Abbildung 3–8:	Constant-Murley-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite, $p < 0,05$ = signifikant .....	51
Abbildung 3–9:	ROWE-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite, $p < 0,05$ = signifikant	52
Abbildung 3–10:	Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, $p < 0,05$ = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination.....	54
Abbildung 3–11:	Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, $p < 0,05$ = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination.....	54

- Abbildung 3–12: Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant .....55
- Abbildung 3–13: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant .....56
- Abbildung 3–14: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35] ...58
- Abbildung 3–15: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, n.s.= nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35] ...58
- Abbildung 3–16: Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant [35] .....59
- Abbildung 3–17: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant [35] .....59
- Abbildung 3–18: Körpergröße in cm, Körpergewicht in kg und BMI der Probanden mit inverser Schulterprothese im Geschlechter- und Altersvergleich bundesweit [46] .....61
- Abbildung 3–19: Vergleich der Hautfaltendicke in mm von Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite von Probanden nach Implantation von inversen Schulterprothesen mit gesunden Probanden im Alterskollektiv. „OAVS“ = Oberarmvorderseite; „OARS“ = Oberarmrückseite; n.s. = nicht signifikant. [35] .....62
- Abbildung 3–20: Gesamtarmlänge in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant [35] .....63
- Abbildung 3–21: Oberarmlänge in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant [35] .....64
- Abbildung 3–22: Oberarm-, Handgelenks-, und Mittelhandumfang in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant [35] .....65

---

Abbildung 3–23: Constant-Murley-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite, $p < 0,05 =$ signifikant .....	67
Abbildung 3–24: ROWE-Score der Probanden mit inverser Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite, $p < 0,05 =$ signifikant	67
Abbildung 3–25: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in $0^\circ$ Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination.....	69
Abbildung 3–26: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in $90^\circ$ Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination.....	69
Abbildung 3–27: Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite; $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant.....	70
Abbildung 3–28: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite; $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant	71
Abbildung 3–29: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in $0^\circ$ Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35].....	73
Abbildung 3–30: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in $90^\circ$ Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35]	73
Abbildung 3–31: Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem gesunden Probandenkollektiv gleicher Altersgruppe; n.s. = nicht signifikant [35]	74
Abbildung 3–32: Pronationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem gesunden Probandenkollektiv gleicher Altersgruppe; $p < 0,05 =$ signifikant; n.s. = nicht signifikant [35].....	74
Abbildung 7–1: Patienteneinwilligungserklärung.....	95
Abbildung 7–2: Fragebogen.....	96
Abbildung 7–3: Schulter-Funktionsbeurteilung; Seite 1 von 4.....	97
Abbildung 7–4: Schulter-Funktionsbeurteilung; Seite 2 von 4.....	98
Abbildung 7–5: Schulter-Funktionsbeurteilung; Seite 3 von 4.....	99

Abbildung 7–6: Schulter-Funktionsbeurteilung; Seite 4 von 4..... 100  
Abbildung 7–7: Anthropometrische Messung und Schulter Tets ..... 101

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1-1:	Übersicht der Muskulatur des Schultergelenks mit jeweiliger Funktion [17] .....	4
Tabelle 1-2:	Übersicht der Muskulatur des Ellenbogengelenks und Unterarms mit jeweiliger Funktion [17] .....	9
Tabelle 2-1:	Probandenkollektiv Schulterpatienten .....	22
Tabelle 2-2:	Constant-Murley-Score, Bewertung der Alltagsaktivitäten [37]	25
Tabelle 2-3:	Constant-Murley-Score, Bewertung der Elevation und Abduktion [37]	26
Tabelle 2-4:	Constant-Murley-Score, Bewertung der Außenrotation [37]	26
Tabelle 2-5:	Constant-Murley-Score, Bewertung der Innenrotation [37]	26
Tabelle 2-6:	Constant-Murley-Score, alters- und geschlechtsabhängige Normwerte [38] .....	27
Tabelle 2-7:	Rowe-Score, Punkteverteilung.....	28
Tabelle 2-8:	Im weiteren Verlauf verwendete Abkürzungen zu beschriebenen Ausgangsstellungen; „Su“ steht für Supination; „Pro“ steht für Pronation [35].....	39
Tabelle 2-9:	Signifikanzniveau und zugehöriger p-Wert .....	42
Tabelle 3-1:	Vergleich des Körperfettanteils in % bei Frauen nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen und weiblichen, gesunden Probanden im Alter von 45-80 Jahren [35] .....	47
Tabelle 3-2:	Mittelwert, Standardabweichung und p-Wert bei der Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90°_90° Position, im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, n.s. = nicht signifikant .....	55
Tabelle 3-3:	Vergleich des Körperfettanteils in % bei Probanden nach Implantation von inversen Schulterprothesen und gesunden Probanden im Alterskollektiv [35] .....	62
Tabelle 3-4:	Mittelwert, Standardabweichung und p-Wert bei der Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90°_90° Position im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, p < 0,05= signifikant; n.s. = nicht signifikant .....	70
Tabelle 4-1:	Prä- und postoperativer Constant-Murley-Score nach Implantation einer inversen Schulterprothese [69].....	80

## 1. Einleitung

### 1.1 Entwicklung der Schulterprothetik und aktuelle Bedeutung

Die erste Schulterprothese wurde 1893 von dem französischen Chirurgen Dr. Jules Emile Péan implantiert. 2 Jahre später musste sie jedoch aufgrund einer rezidivierenden infektiösen Arthritis wieder entfernt werden. Trotzdem kam es mit dieser Prothese zu einer Funktionsverbesserung und Schmerzreduktion. [1, 2]

Erst 62 Jahre später beschrieb Charles S. Neer 1955 das positive Follow-Up Ergebnis von Patienten mit dislozierter Fraktur oder avaskulärer Nekrose, welche eine proximale Humerusprothese erhalten haben. 11 von 12 dieser Patienten hatten keine Schmerzen mehr und sie brauchten auch keine weitere operative Nachbehandlung. [1, 3]

Auf dieser Publikation aufbauend entwickelte Stellbrink 1971 eine Totalendoprothese der Schulter, indem er Neers Humerusprothese mit seiner Polyäthylenpfanne kombinierte.[4] Dieses Design stellte die erste Generation der totalen Schulterprothesen dar.

Es folgte eine, über mehrere Generationen laufende Weiterentwicklung dieser Prothese. Die dritte Generation entstand in den 90er Jahren mit einer verbesserten anatomischen Rekonstruktion des Kopfdrehzentrums.[5, 6] Die aktuelle vierte Generation ermöglicht, den Prothesenkopf dreidimensional gegenüber dem Schaft zu verstellen. So entsteht eine Unabhängigkeit der Schaftgeometrie von der Kopfposition. [7]

Kim et al zeigte eine signifikante Steigerung der Inzidenz der Schulterprothesen-Operationen von 1993 bis 2008 in den USA [8]. Die Omarthrose ist die häufigste Indikation, die zu einem Schultergelenkersatz führt. [9, 10]

In den 1970er Jahren wurde bemerkt, dass bei Patienten mit anatomischer Schulterprothese und gleichzeitig bestehender insuffizienter Rotatorenmanschette die Funktionalität schlechter war. Aufgrund dieser Erkenntnis wurde schließlich in den 1980er Jahren durch Grammont die inverse Schulterprothese entwickelt. [1]

Heute findet auch die inverse Schultergelenksprothese immer mehr Anwendung.[8] Sie schafft einen längeren Hebelarm für den Musculus deltoideus durch Verschiebung des Drehzentrums vom Glenohumeralgelenk nach medial und distal. Dies führt zu einem funktionell besseren Ergebnis bei Schulterpatienten mit zusätzlichem Defekt der Rotatorenmanschette. [11-13] Wenn die Komplikationsrate außer Acht gelassen wird, wird auch bei einer Schulter-TEP-Wechsel-Operation durch Implantation einer inversen Schulterprothese ein positives Er-

gebnis erreicht [14]. Auch bei Frakturen des proximalen Humerus wird die inverse Schulterprothese eingesetzt um das Versagen der Prothese bei Resorption der Tubercula bei Verwendung einer Frakturprothese zu vermeiden [15, 16]. Weitere Indikationen sind: Degenerative und entzündliche Schultergelenkerkrankung mit Rotatorenmanschettendefekt, rheumatoide Arthritis und Tumore. [16]

Insgesamt ist festzustellen, dass die Optimierung der operativen Eingriffe sowie technisch-funktionale und gestalterische Verbesserung dazu geführt haben, dass Schulterprothesen immer öfter im klinischen Alltag verwendet werden.

## 1.2 Anatomie und Kinematik

### 1.2.1 Schultergelenk

#### 1.2.1.1 Passiver Bewegungsapparat

Ein Zusammenspiel von vier Gelenken bildet die funktionelle Einheit des Schultergürtels: Schultergelenk (Articulatio glenohumeralis), mediales und laterales Schlüsselbeingelenk (Art. sternoclavicularis und Art. acromioclavicularis) sowie das Gleitlager zwischen Schulterblatt und Thoraxwand. [17]

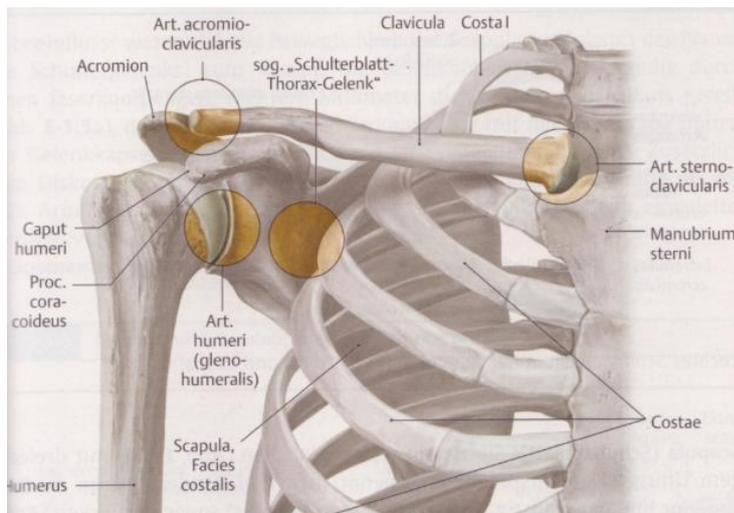


Abbildung 1–1: Gelenke des Schultergürtels im Überblick [17]

Das Articulatio glenohumeralis, oder auch Art. humeri, wird im weiteren Verlauf als Schultergelenk bezeichnet. Proximal besteht die kleine Gelenkpfanne aus der cavitas glenoidalis des Schulterblattes, welche mit dem Humeruskopf (Caput humeri) das Schultergelenk bildet.

Durch die anatomische Besonderheit der sehr kleinen Gelenkpfanne entsteht eine sehr große Beweglichkeit auf Kosten der Stabilität. Es ist das Gelenk mit dem größten Bewegungsumfang, jedoch es ist auch anfällig für Verletzung oder Degeneration.[17-19]

Um die Gelenkpfanne etwas zu vergrößern, wird sie durch einen am Pfannenrand ansetzenden Faserknorpel verstärkt, dem sogenannten Labrum glenoidale. Auch die weite und lockere Gelenkkapsel sorgt für einen großen Bewegungsraum. Diese bildet in Neutralstellung im Schultergelenk eine Aussackung im unteren Bereich (recessus axillaris), um vor allem der Abspreizbewegung des Armes einen weiten Bewegungsraum zu geben.[17]

Den Schutz vor einer Gelenkluxation nach oben bietet das Schulterdach (Fornix humeri). Es besteht aus dem Acromion, Lig. coracoacromiale, und dem Proc. coracoideus. Auch die lange Bizepssehne sichert das Schultergelenk gegen solche Luxationen, mittels ihres anatomischen Verlaufs. Sie zieht über den Humeruskopf zum Oberrand der Gelenkpfanne. [17]

Zwei Schleimbeutel bilden das subacromiale Nebengelenk, welches auch als fünftes Gelenk des Schultergürtels bezeichnet werden kann. Diese dienen der Reibungsminderung während einer Bewegung. Die Bursa subacromialis liegt zwischen Gelenkkapsel, proximaler Humerusepiphyse und Schulterdach. Häufig ist sie in Verbindung mit der an der Seite angrenzenden Bursa subdeltoidea. [17]

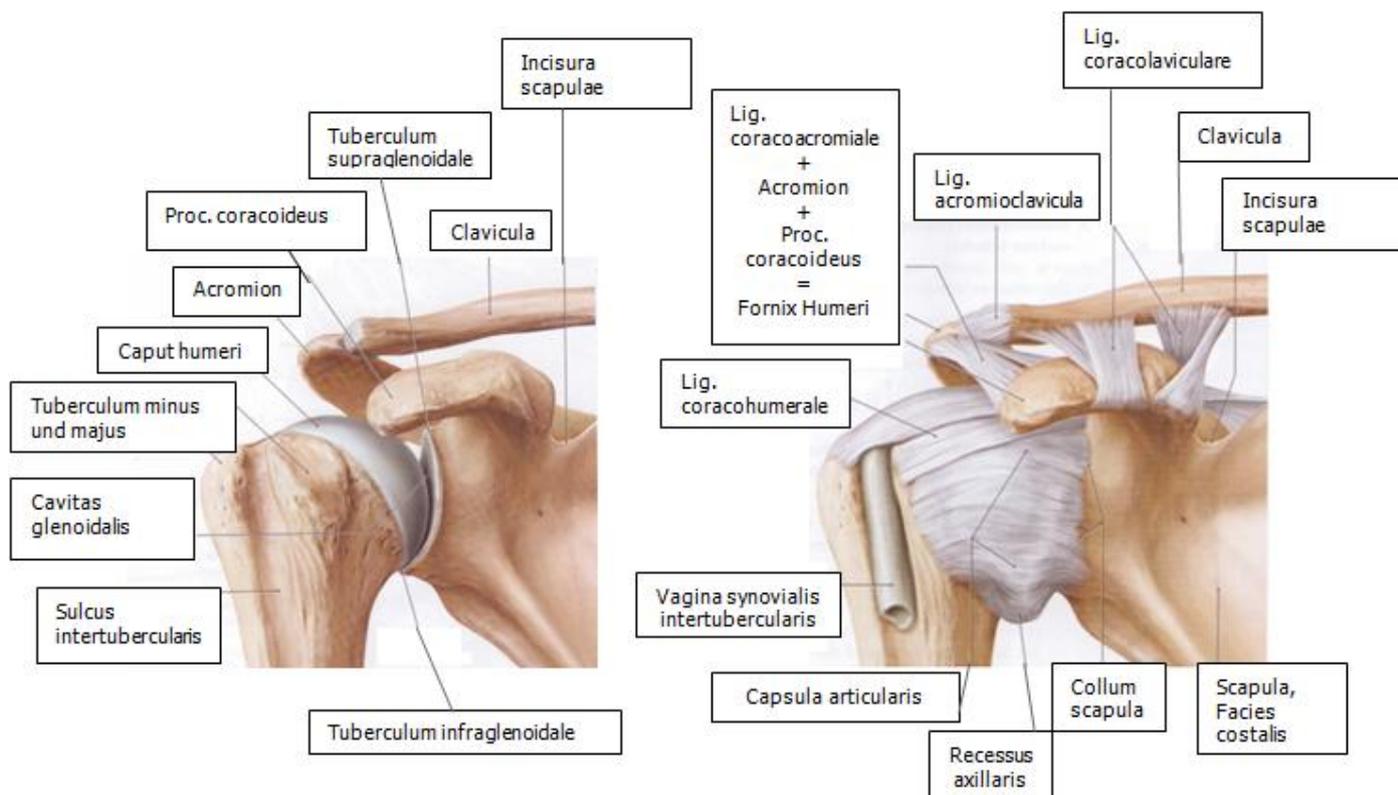


Abbildung 1–2: Schultergelenk ventral mit Kapsel-Band-Apparat [20]

### 1.2.1.2 Aktiver Bewegungsapparat

Um die großen Bewegungsmöglichkeiten der Schulter vollständig nutzen und vor allem die Stabilität jederzeit aufrecht erhalten zu können, umschließen viele Muskeln dieses Gelenk. In Tabelle 1-1 ist die Muskulatur in Bezug zu ihrer Bewegungsmöglichkeit aufgelistet. [17]

<b>Muskeln des Schultergelenks</b>	
<b>Muskeln vom Schultergürtel zum Oberarm</b>	<b>Funktion im Schultergelenk</b>
M. deltoideus	Anteversion, Retroversion, Innenrotation, Außenrotation, Adduktion, Abduktion
M. coracobrachialis	Adduktion, Innenrotation, Anteversion
M. pectoralis major	Adduktion, Innenrotation, Anteversion
M. latissimus dorsi	Adduktion, Innenrotation, Retroversion
M. teres major	Adduktion, Innenrotation, Retroversion
<b>Muskeln vom Schultergürtel zum Unterarm</b>	<b>Funktion im Schultergelenk</b>
M. biceps brachii	Abduktion, Anteversion
M. triceps brachii	Adduktion, Retroversion
<b>Muskeln der Rotatorenmanschette</b>	<b>Funktion im Schultergelenk</b>
M. teres minor	Adduktion, Außenrotation
M. infraspinatus	Adduktion, Außenrotation
M. supraspinatus	Abduktion
M. subscapularis	Innenrotation, Adduktion

Tabelle 1-1: Übersicht der Muskulatur des Schultergelenks mit jeweiliger Funktion [17]

#### 1.2.1.2.1 Die Rotatorenmanschette

Aufgrund der Anatomie des passiven Bewegungsapparats ist das Schultergelenk gut beweglich aber nicht sehr stabil. Neben dem Schulterdach und der Sehne des M. biceps brachii ist die Muskulatur um dieses Gelenk hauptverantwortlich für die Stabilität. Vor allem die Rotatorenmanschette ist ein entscheidender stabilisierender Faktor. Die Rotatorenmanschette wirkt gegen die Zugrichtung des Musculus deltoideus bewirkende Kraft auf den Humeruskopf nach cranial. Durch ihre anatomische Lage drückt sie den Oberarmkopf nach caudal und verhindert eine mögliche Enge im subacromialen Bereich. Gleichzeitig wird der Humeruskopf in seiner vorgesehenen Gelenkpfanne zentriert, was einen sehr wichtigen Luxationsschutz zur Folge hat. Insgesamt besteht die Rotatorenmanschette aus vier Muskeln: M. infraspinatus, M. supraspinatus, M. subscapularis, M. teres minor. [17]

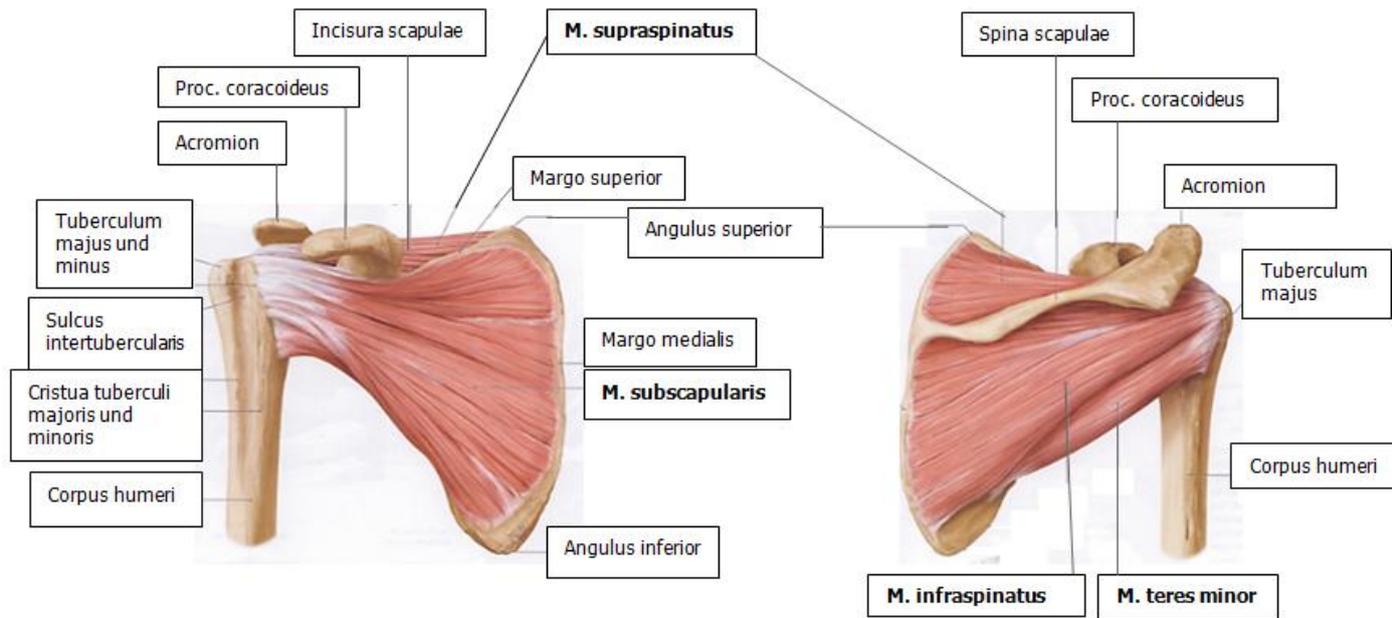


Abbildung 1–3: Muskeln der Rotatorenmanschette der rechten Schulter, Ansicht ventral (von links) und Ansicht dorsal (von rechts) [20]

### 1.2.1.3 Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode

Da das Schultergelenk ein Kugelgelenk ist, sind jeweils zwei Bewegungsrichtungen um drei, zueinander senkrecht stehende Hauptachsen möglich. Die endgradigen Bewegungen im Schultergelenk werden aber nur erreicht, wenn sich der gesamte Schultergürtel mitbewegt. Zum Beispiel macht bei einer 90° Abduktion im Schultergelenk 30° davon die Schultergürtelbewegung aus. Nach der Neutral-Null-Methode sind Normwerte für die Bewegungsausmaße aller möglichen Bewegungsrichtungen festgelegt und in Winkelgraden angegeben. [17, 20]

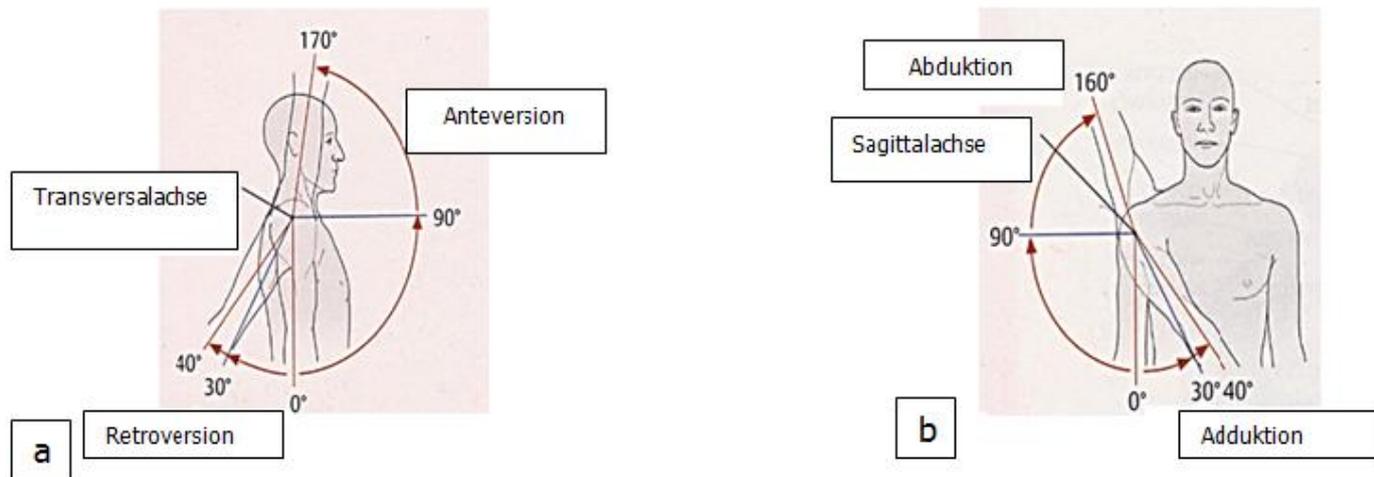


Abbildung 1–4: Beweglichkeit der Schulter nach der Neutral-Null-Methode; a) Anteversion und Retroversion (Extension/Flexion), b) Abduktion (ab 90° Elevation) und Adduktion [17]

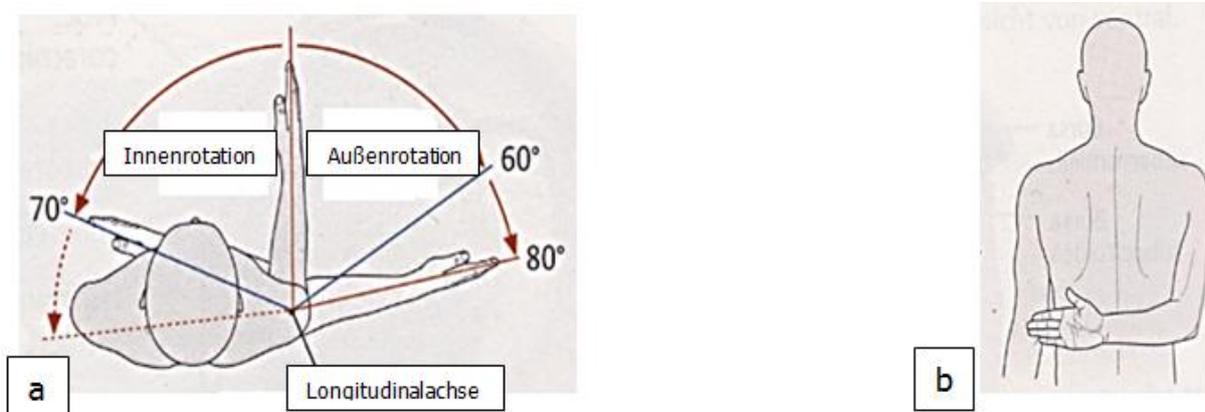


Abbildung 1–5: Beweglichkeit im Schultergelenk nach der Neutral-Null-Methode; a) Innenrotation und Außenrotation, b) Innenrotation anhand des „Schürzengriff“ [17]

## 1.2.2 Ellenbogengelenk und Unterarm

### 1.2.2.1 Passiver Bewegungsapparat

Das Ellbogengelenk (Art. cubiti) ist aus drei Skelettelementen zusammengesetzt. Proximal artikuliert der Humerus mit der distal gelegenen Elle (Ulna) und Speiche (Radius). So besteht das Ellenbogengelenk aus drei Teilgelenken mit nur einer Gelenkhöhle: Art. humeroulnaris, Art. humeroradialis, Art. radioulnaris proximalis.[17, 18]

Hauptsächlich wird dieses Gelenk über Bänder stabilisiert. Das mediale Seitenband, Lig. collaterale ulnare, verbindet Humerus mit der Ulna. Außen zieht das Lig. collaterale radiale vom Humerus zum Lig. anulare radii. Dadurch, dass das Lig. collaterale radiale keine direkte

Verbindung zum Radius besitzt, ist der Radius ungehindert in der Rotationsbewegung bei der Supination und Pronation. Das Lig. anulare radii zieht von der Ulna einmal um den Radiuskopf herum und hält somit das Art. radioulnaris proximalis zusammen. [17]

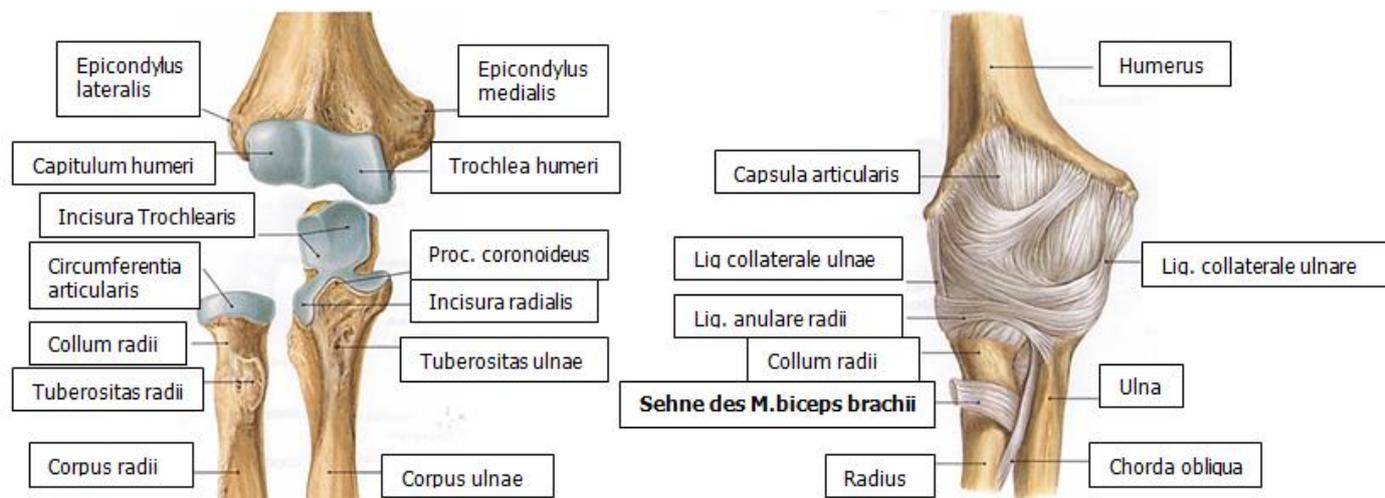


Abbildung 1–6: Ellenbogengelenk ventral; Ansicht ohne (links) und mit (rechts) Kapsel-Band-Apparat [21]

Der Unterarm ist aus Ulna und Radius zusammengesetzt. Das proximale Radioulnargelenk bildet zusammen mit dem distalen Radioulnargelenk eine funktionelle Einheit. Bei der Supinationsbewegung rotiert in beiden Gelenken der Radius um die Ulna, wobei die Achse dieser Bewegung nahezu in der Längsachse des Unterarms verläuft. In Pronationsstellung überkreuzt der Radius die Ulna und in Supinationsstellung stehen beide Unterarmknochen parallel. Angrenzend am distalen Radioulnargelenk befindet sich das proximale Handgelenk. Dort artikulieren der Radius und der Discus articularis der Ulna mit der proximalen Handwurzelreihe. [17]

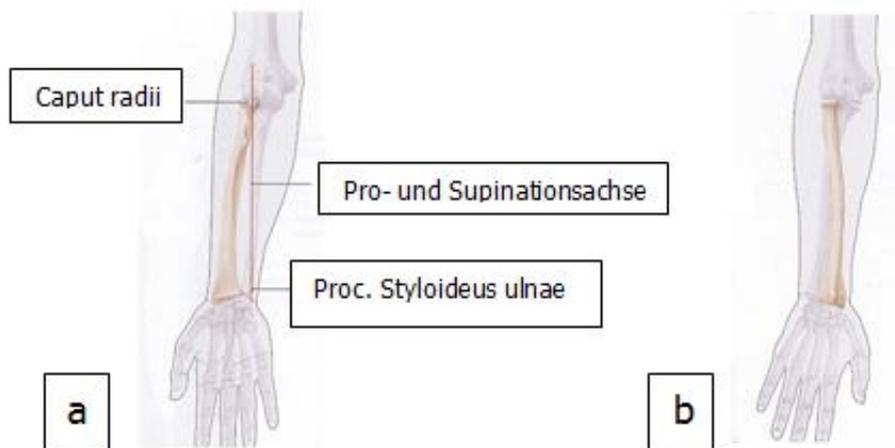


Abbildung 1–7: Unterarm in a) Supination mit parallel stehenden Unterarmknochen und b) Pronation mit überkreuzten Unterarmknochen, mit angezeigt in a) der Verlauf von Pro- und Supinationsachse [20]

### 1.2.2.2 Aktiver Bewegungsapparat

In folgender Tabelle, wird auch hier zur Übersicht die Muskulatur im Bezug zur Bewegungsmöglichkeit aufgelistet. Für die Studie wichtige Muskelgruppen werden speziell herausgehoben und noch genauer beschrieben.

<b>Muskeln des Ellenbogengelenks</b>	
<b>Muskeln</b>	<b>Funktion</b>
M. biceps brachii	Flexion
M. brachialis	Flexion
M. brachioradialis	Flexion
M. extensor carpi radialis longus	Flexion
M. extensor carpi radialis brevis	Flexion
M. pronator teres	Flexion
M. flexor digitorum superficialis	Flexion
M. Palmaris longus	Flexion
M. triceps brachii	Extension
M. anconeus	Extension
<b>Muskeln des Unterarms</b>	
M. biceps brachii	Supination
M. supinator	Supination
M. abductor pollicis longus	Supination
M. extensor pollicis longus	Supination
M. extensor pollicis brevis	Supination
M. extensor indicis	Supination
M. pronator teres	Pronation
M. pronator quadratus	Pronation
M. flexor carpi radialis	Pronation
M. brachioradialis	Pronation und Supination

Tabelle 1-2: Übersicht der Muskulatur des Ellenbogengelenks und Unterarms mit jeweiliger Funktion [17]

#### 1.2.2.2.1 Musculus biceps brachii

Der zweigelenkige M. biceps brachii ist für diese Studie einer der bedeutendsten Muskeln. Proximal entspringt der Muskel mit seinem Caput longum vom Oberrand der cavitas glenoidalis, dem Tuberculum supraglenoidale. Die Sehne zieht von dort durch die Gelenkkapsel über den Humeruskopf zum Sulcus intertubercularis. Das Caput breve hat seinen Ursprung am Processus coracoideus des Schulterblattes. Beide Muskelbäuche fließen meist in der Mitte des Humerus zusammen. Distal setzt der M. biceps brachii an der Tuberositas radii an. Er zieht sowohl über das Schultergelenk als auch über das Ellenbogengelenk. [17, 20]

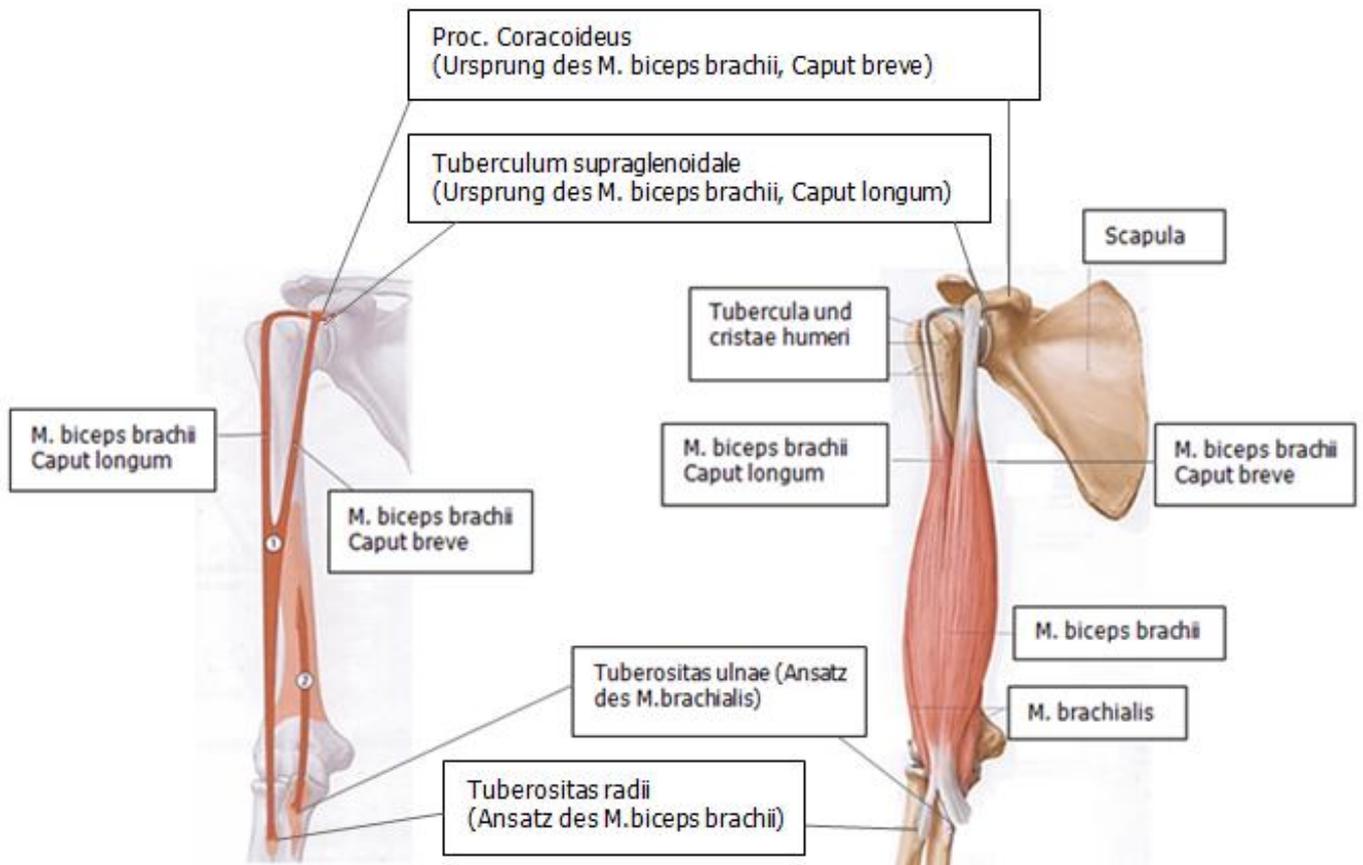


Abbildung 1–8: M. biceps brachii und M. brachialis des rechten Oberarms in anatomischer Darstellung, Ansicht ventral mit jeweils Ursprung und Ansatz [20]

Im Schultergelenk hilft er hauptsächlich bei der Abduktion und Anteversion mit. Zudem leistet er einen großen Beitrag zum Luxationsschutz des Humeruskopfes aus der Gelenkpfanne nach kranial. Im Ellenbogengelenk ist er der wichtigste Supinator bei 90° Flexion, da in Pronationsstellung die Sehne einmal um den Radius gewickelt ist. Sie liegt damit rechtwinklig zur Supinationsachse. Bei gestrecktem Ellenbogen ist die supinierende und flektierende Wirkung dieses Muskels eher gering. Weiter ist er für die Flexion im Ellenbogengelenk der hauptverantwortliche Muskel. [17, 20]

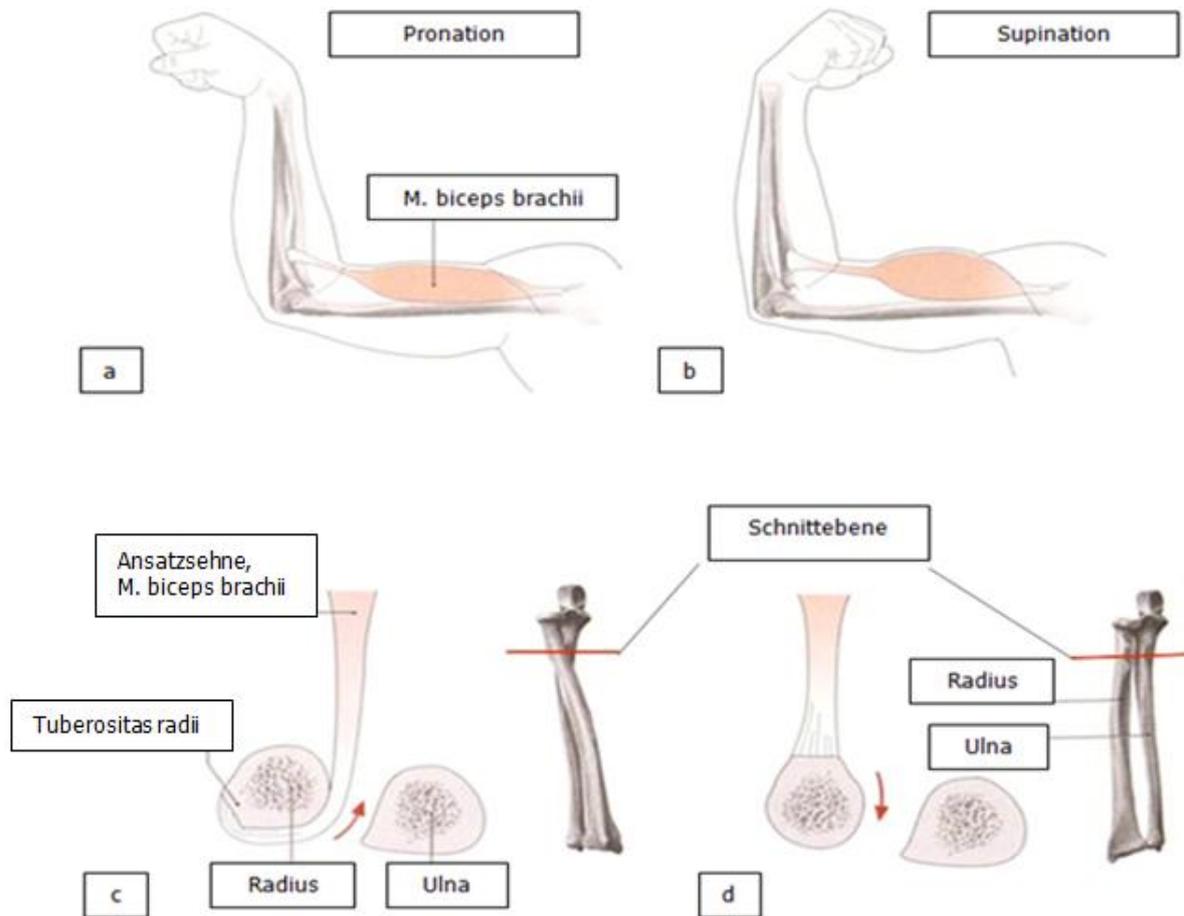


Abbildung 1–9: M. biceps brachii Supinationswirkung, a) und b) rechter Arm mit Ansicht medial, c) und d) rechter Arm mit Ansicht proximal [20]

#### 1.2.2.2.2 Flexoren und Extensoren des Ellenbogengelenks

Neben dem M. biceps brachii sind noch der Musculus brachialis und der Musculus brachioradialis weitere wichtige Muskeln für die Flexion im Ellenbogengelenk. Schon kleine Kontraktionen des M. brachialis führen zu großen Bewegungsausschlägen, folgend ist er vor allem für schnelle Bewegungen zuständig. Der M. brachioradialis hat seine maximale Wirkung für Flexion bei schon leicht gebeugtem Ellenbogen.[17, 18]

Für die Extension dient hauptsächlich der Musculus triceps brachii. Mit seinen drei Köpfen am Ursprung, Caput longum, Caput mediale und Caput laterale, zieht der Muskel zum Olecranon ulnae. [17]

### 1.2.2.2.3 Supinatoren und Pronatoren

Die wichtigsten Supinatoren des Unterarms sind der schon oben genannte M. biceps brachii und der M. supinator. Der M. supinator windet sich in seinem Verlauf einmal um den Radius herum. Dadurch ist seine einzige Funktion bei Kontraktion die Supinationsbewegung.[17, 18]

Der Musculus pronator teres und der Musculus pronator quadratus sind die hauptbeanspruchten Muskeln bei der Pronation. Sie wenden den Unterarm aus jeder Position in die Pronation. Allgemein sind die pronierenden Muskeln schwächer als die supinierenden Muskeln.[17, 18]

Neben der Ellenbogengelenksflexion besitzt der Musculus brachioradialis eine besondere Funktion für beide Bewegungsrichtungen der Pronation und Supination. Ist der Unterarm supiniert, führt er bei Kontraktion eine Pronation aus. In Pronationsstellung zieht er in Richtung der Supination. Er wendet den Unterarm aus jeder Position in die nach der Neutral-Null-Methode geltenden 0° Position.[17, 18]

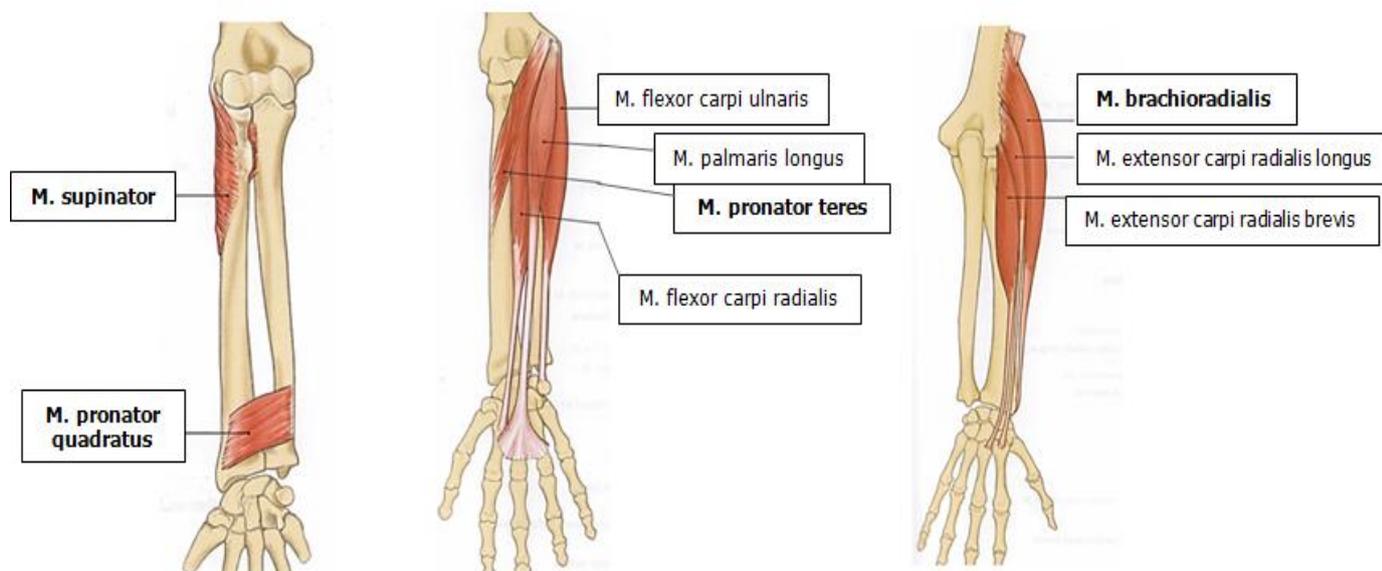


Abbildung 1–10: Muskeln der Pro- und Supination in anatomischer Darstellung [21]

### 1.2.2.3 Beweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode

Das Humeroulnargelenk ist wie ein Scharniergelenk beweglich. Mit nur einem Freiheitsgrad ist in diesem Gelenk nur die Extension und Flexion möglich. Der Bewegungsumfang der Flexion wird durch die Muskulatur am Ober- und Unterarm gebremst. Bei der Extension wird das Bewegungsende durch Knochenhemmung erreicht.[17, 20]

Der proximale Radius dreht sich bei der Supination und Pronation in einem Radgelenk um die Ulna. Zur Unterarm-längsachse zieht die Bewegungsachse leicht schräg durch den Unterarm. Nur in 90° Ellenbogenflexion bei angelegtem Arm am Körper ist die Bewegungsanalyse der Pronation bzw. Supination nach der Neutral-Null-Methode möglich. Ist der Arm gestreckt, bilden Oberarm und Unterarm eine gerade Linie, somit kann die Rotation im Schultergelenk hinzukommen. [17, 18]

Folgend sind die Bewegungsmöglichkeiten mit Winkelgradangaben sowohl für das Ellenbogengelenk als auch für die Supination und Pronation des Unterarms nach der Neutral-Null-Methode angegeben.

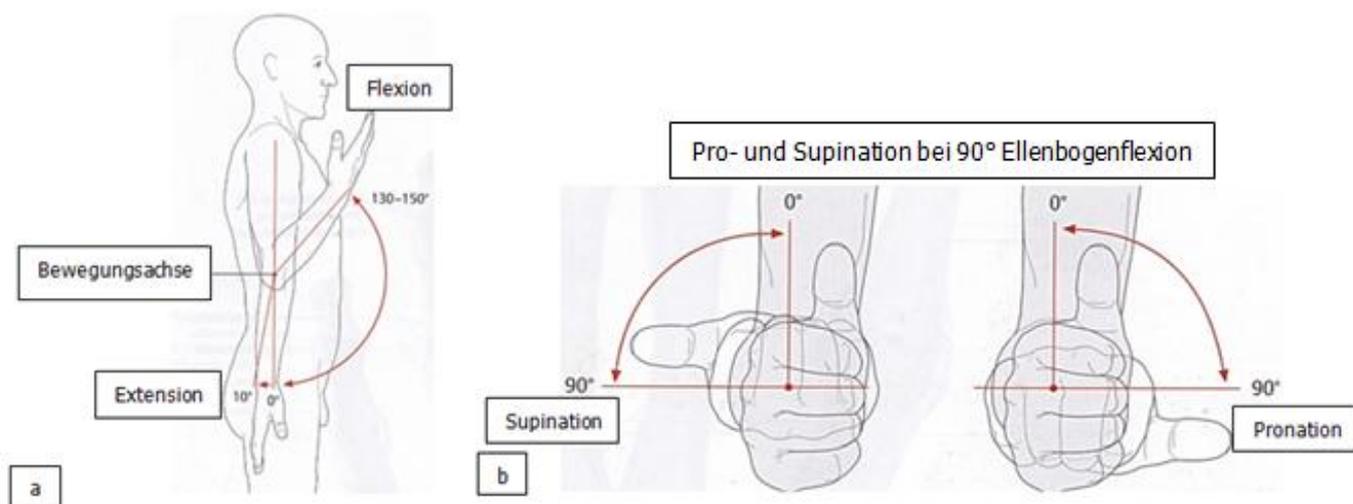


Abbildung 1–11: Beweglichkeit im Ellenbogengelenk nach der Neutral-Null-Methode, a) Extension und Flexion, b) Pro- und Supination bei 90° Ellenbogenflexion [20]

## 1.3 Operationsmethode und Operationsablauf der Schulterprothesen

### 1.3.1 Anatomische Schulterprothese

Für den Gelenkersatz in der Schulter ist der am häufigsten verwendete Zugangsweg der deltopectorale Zugang. Er gilt als Standardzugang, vor allem bei intakter Rotatorenmanschette.[22-24] Der Hautschnitt erfolgt unterhalb des Gelenkspaltes vom Acromioclaviculargelenk und zieht ca. 10-12 cm lang nach lateral Richtung Ansatz des M. deltoideus.[22, 23]

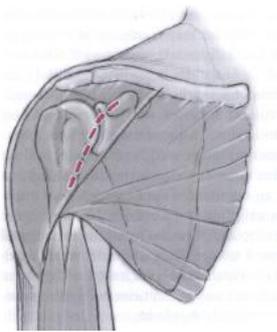


Abbildung 1–12: Ansicht des Schultergelenks ventral, die rote Markierung kennzeichnet den deltopectoralen Zugangsweg [22]

Um den proximalen Humerus freizulegen, wird unter Berücksichtigung bestimmter Strukturen, die als Landmarken gelten, die clavipectorale Faszie inzidiert, die Ansatzsehne des M. subscapularis abgelöst und die Kapsel eröffnet. Danach erfolgt in der Regel eine Tenotomie der langen Bizepssehne, welche entweder im Sulcus intertubercularis fixiert wird oder unfixiert belassen wird.[22, 23]

Im nächsten Schritt wird der Humeruskopf luxiert und der Kopf am anatomischen Hals abgesägt. Anschließend kommt es zur Präparation des Markraums, um den zu implantierenden Prothesenschaft einsetzen zu können. Nachdem der feste Sitz mithilfe eines Probeschafts gesichert ist, wird die Operation mit der Pfannenimplantation fortgesetzt.[23]

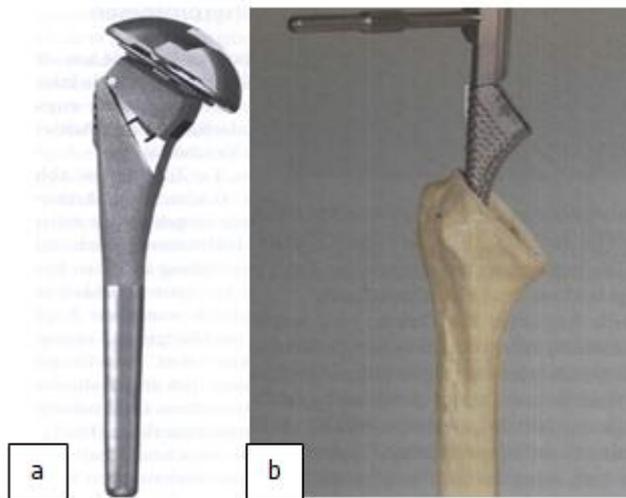


Abbildung 1–13: a) Proximale Humeruskopfprothese [22]; b) Am Kopf abgesägter Humerus mit Einsatz eines Probeschafts [23]

Am freipräparierten Glenoid wird mithilfe von Glenoidfräsen verschiedener Größen der Pfannenboden konkav oder plan gefräst, dabei muss die Resektionsfläche senkrecht zum Mittelpunkt des Glenoids ausgerichtet werden. Ist das Fräsen beendet, muss die Pfanne kongruent mit der einsetzenden Glenoidkomponente sein, welche dann eingesetzt und fixiert werden kann.[22, 23]

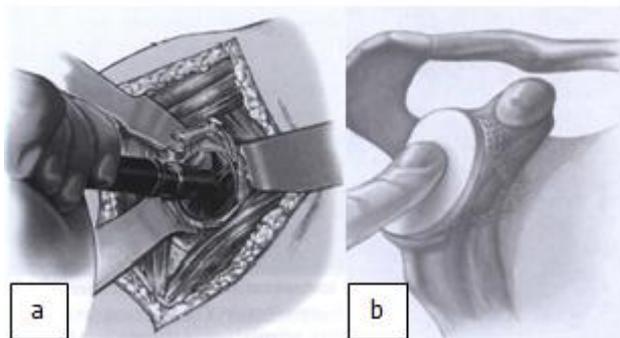


Abbildung 1–14: a) Fräsen des Pfannenbodens [22]; b) Einsatz der Glenoidkomponente [23]

Zuletzt kann nun der Probeschaft des Humerus durch den eigentlichen Prothesenschaft ausgetauscht werden. Auf diesen Schaft wird ein verschiebbarer Konus für den Prothesenkopf aufgesetzt. Nach Einsetzen von Probeschablonen und Probeköpfen für die exakte Bestimmung der Kopfgröße und -position kann der zu implantierende Prothesenkopf verwendet werden.[22, 23]

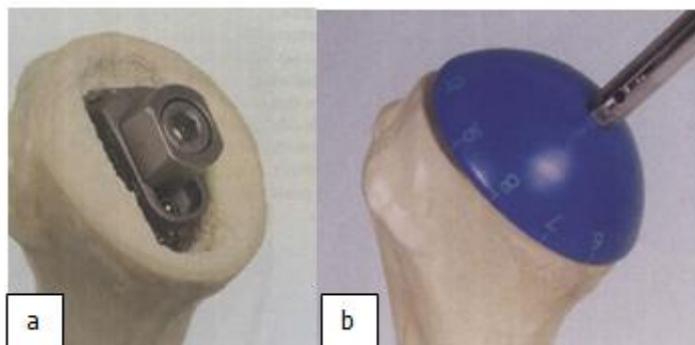


Abbildung 1–15: a) Verschiebbarer Konus, b) Aufsatz des Probekopfes zur Abschätzung der richtigen Größe und Position [23]

Ist die Implantation der Schulterprothese beendet, wird der Humeruskopf in die Glenkpfanne reponiert. Nach Feststellung der Stabilität kann nun der M. subscapularis refixiert werden.[22, 23]

In Abbildung 1–16 ist ein Röntgenbild von einer Schulter nach Implantation einer anatomischen Prothese dargestellt.

Im Klinikum Großhadern wurden Schulterprothesen von Tornier Aequalis bzw. Equinox verwendet.



Abbildung 1–16: Röntgenbild nach Implantation einer Totalendoprothese links[22]

### 1.3.2 Inverse Schulterprothese

Als Zugang für die Implantation einer inversen Schulterprothese kann der deltopectorale und auch der obere anterosuperiore Zugang mit Spaltung des M. deltoideus verwendet werden. Wie auch im Operationsablauf bei anatomischen Prothesen beschrieben, wird hier der Humeruskopf freigelegt, luxiert und der obere Abschnitt abgesägt. [22, 23]

Auch das Glenoid wird, wie oben beschrieben, freigelegt, gefräst und es wird eine Basisplatte implantiert. Zum Schluss wird der neue konvexe Pfannenaufsatz, die sogenannte Glensphere, auf die Basisplatte aufgesetzt und mit einer zentralen Schraube verankert. [23]

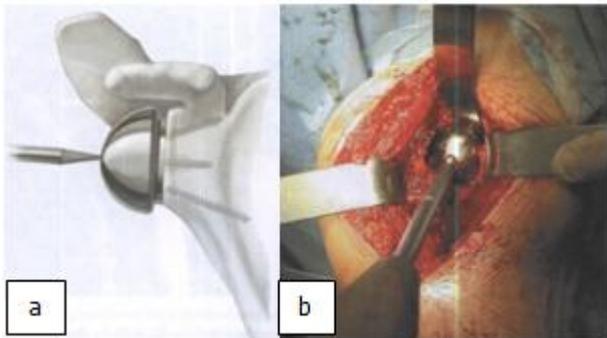


Abbildung 1–17: a) und b) Aufbringen der Glensphere und Verankerung mit zentraler Schraube [23]

Es folgt das Einsetzen eines Probeimplantats in den Schaft des Humerus. Nach Reposition und Feststellung der Stabilität mit dem entsprechenden Inlay kann das Originalimplantat verwendet werden.

Am Ende werden die Anteile der Rotatorenmanschette refixiert und die intraoperative Beweglichkeit und Stabilität noch einmal geprüft. [23]

Im Klinikum Großhadern wurden auch hier Schulterprothesen von Tornier Aequalis bzw. Equinox verwendet.

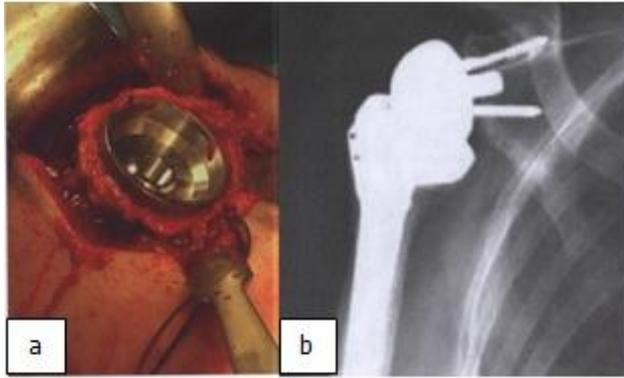


Abbildung 1–18: a) Einsetzen eines Probeschafts; b) Röntgenbild nach Implantation einer inversen Schulterprothese rechts [23]

#### 1.4 Tenotomie und Tenodese

Unter einer Tenotomie versteht man die operative Durchtrennung einer Sehne. In diesem Fall ist die Durchtrennung der langen Bizepssehne gemeint, welche während der Operation an ihrem Ansatz am oberen Schulterpfannenrand abgetrennt wird. Bei der Tenodese wird, wie bei der Tenotomie, die lange Bizepssehne durchtrennt. Anschließend wird sie außerhalb des Schultergelenks wieder refixiert. In einigen retrospektiven Studien wurde die lange Bizepssehne als Ursache für Schulterschmerzen nach operativem Gelenkersatz beschrieben. [25, 26] Weiter kann ein gutes funktionelles Ergebnis einer Tenodese bei Schultergelenkendoprothetik belegt werden. [27, 28]

In der Studie von Beat R. Simmen et al. 2008 wurden 124 Patienten eine Schulterprothese implantiert. Davon wurde bei 39,7% eine Bizepssehntenodese durchgeführt, welche ein positives postoperatives Ergebnis zeigten. [28]

## 1.5 Biomechanische Veränderungen bei inverser Schulterprothese

Eine der wichtigsten biomechanischen Veränderungen durch die inverse Schulterprothese wurde schon in Kapitel 1.1. angesprochen. Die inverse Prothese bildet durch die erhöhte Gelenkkongruenz ein stabiles Drehzentrum, wodurch die Funktion der intakten Restmuskeln der Rotatorenmanschette verbessert wird. Das Verschieben des Drehzentrums im Schultergelenk nach distal und medial führt zu günstigeren Hebelverhältnissen für den M. deltoideus und somit zu funktionell verbesserten Ergebnissen. Der M. deltoideus kann dann die verlorene Starterfunktion des M. supraspinatus übernehmen. [11-13]

Auch die Längenveränderung des M. deltoideus selbst führt zu einer signifikant verbesserten aktiven Elevation des Schultergelenks. Jobin et. al ermittelten in einer prospektiven Kohortenstudie die Längenveränderungen des M. deltoideus mithilfe von Röntgenaufnahmen. In dieser Studie wurde ausschließlich der deltopektorale Zugangsweg verwendet. Im Vergleich mit dem präoperativen Röntgenbild wurde bei 49 untersuchten Patienten eine M. deltoideus Verlängerung von  $21 \pm 10$  mm festgestellt und ein signifikanter Zusammenhang mit der aktiven Elevation des Armes erkannt. [29]

Darüber hinaus wurden auch Studien durchgeführt, welche die Veränderungen der Rotatorenmanschette erfassen.

Hermann et. al beschreiben die Drehmomentveränderungen des M. subscapularis und M. teres minor. Mithilfe einer Computer Tomographie (CT) und einer speziellen Modell-Software wurden aus 7 Schulterpräparaten der Oberarm und das Schulterblatt vor und nach der Implantation einer inversen Schulterprothese (Affinis Inverse®) in 3D dargestellt. Zusätzlich wurde der M. subscapularis und der M. teres minor in Form von Linien in das 3D-Modell integriert und somit messbar gemacht. Postoperativ wurde für den M. subscapularis ein signifikantes höheres Drehmoment für die Adduktion festgestellt, wohingegen die Drehmomente für die Abduktion verlorengegangen sind. Bezüglich des Drehmoments für die Rotation wurde in den kranialen Abschnitten ein Verlust in allen Schulterposition erfasst. Auch für M. teres minor wurden schlechtere Ergebnisse für das Drehmoment der Abduktion- und Adduktionsachse bestimmt.[30]

In der Studie von Hamilton et. al wurden auch Veränderungen der Muskellänge und somit auch des Hebels, des M. infraspinatus und M. teres minor, mit einer 3D-Methode bestimmt. [31]

Hinzu kommt, dass auch nach einem Schultergelenkersatz mit einer inversen Schulterprothese Armlängenveränderungen festgestellt worden sind. Läderrmann et. al haben die operierte Seite

mithilfe von Röntgenaufnahmen mit der nicht operierten Seite bei 143 Patienten verglichen. Die Längenmessungen fanden mithilfe anatomischer Fixpunkte statt. Die Gesamtarmlängen unterschieden sich um 0,5 cm. [32]

In einer weiteren Arbeit beschreiben Lädemann et. al den Einfluss der Armverlängerung bei inversen Schulterprothesen. Auch in dieser Studie fanden die Armlängenmessungen mithilfe von Röntgenaufnahmen statt, und es wurden die operierte Seite und die nicht operierte Seite miteinander verglichen. Als Zugangsweg wurde bei 183 Patienten zu 80% der deltopektorale Schnitt verwendet. Die mittlere Armlängenveränderung lag bei  $1,6 \pm 1,9$  cm. Auch der postoperative aktive Bewegungsumfang (aktive vordere Elevation) wurde signifikant verbessert. [33]

In einer dritten Studie von Lädemann et. al wurde das Augenmerk nur auf die Armlängenveränderung nach Einsatz von inversen Schultergelenksprothesen gesetzt. Im prä- und postoperativen Vergleich ipsilateral wurde als Ergebnis eine Armverlängerung im Durchschnitt von  $23 \pm 12$  mm erkannt. [34]

## **1.6 Kraftmessungen der langen Bizepssehne nach Tenotomie und Tenodese**

In der Studie zum Vergleich der Kraftunterschiede der langen Bizepssehne nach einer Tenotomie- bzw. Tenodesenoperation wurde mit dem gleichen Messaufbau und unter gleichen Rahmenbedingungen die Kraftmessung durchgeführt, wie im Kapitel 2 beschriebenen Teil der Material und Methoden in dieser Versuchsreihe. Zu Anfang wurde ein Probandenkollektiv mit schultergesunden Personen untersucht und als Vergleichsgruppe für die Normwerte der Kraft herangezogen. Diese Normwerte sollen zum Vergleich bei der Kraftmessung nach Schulterprothesenimplantation hergenommen werden. Sodann wurden Patienten nach Tenotomie bzw. Tenodese der langen Bizepssehne untersucht und die Ergebnisse der gesunden Probanden verglichen. [35]

Signifikante Unterschiede konnten im Rahmen dieser Studie von der Ausgangsstellung der Kraftmessung, Alter und Geschlecht detektiert werden. Bei  $90^\circ$  flektiertem Ellenbogen ist die Supinationskraft größer als mit ausgetrecktem Ellenbogen und die Supinationskraft nimmt von  $90^\circ$  Pronation bis zu  $45^\circ$  Supination immer mehr ab. Zudem wurde festgestellt, dass mit zunehmendem Alter der Kraftwert sinkt und die weiblichen Probanden weniger Kraft auf das Messgerät übertragen konnten als die männlichen Probanden. [35]

Patienten nach Tenotomie oder Tenodese zeigen keine signifikanten Unterschiede zu nicht operierten Personen. Bei Körpergröße und Gewicht (BMI), Hautfaltendicke, einzelner Arm-

---

längen bzw. Armlängen wurden ebenfalls keine Differenzen festgestellt. Auch der individuelle Vergleich der Kraft zwischen dominanter und nicht dominanter Armseite führte zu keinem signifikanten Unterschied. [35]

## **1.7 Fragestellung**

Ziel dieser Studie ist es, die Kraftunterschiede vor und nach einer Schulterprothesenimplantation bezüglich des M. biceps brachii festzustellen. Im Fokus steht die gezielte Kraftmessung des M. biceps brachii im Hinblick auf seine supinierende Funktion im Unterarm und die Flexion im Ellenbogengelenk. Wegen der oben beschriebenen Verschiebung des Drehzentrums im Schultergelenk bei der inversen Schulterprothese besteht die Frage, ob ein eventueller Kraftunterschied zwischen diesem und dem anatomischen Prothesendesign existiert bzw. ob die Kraftunterschiede vor und nach der Implantation sich bei diesen beiden Prothesendesigns unterscheiden. Zudem können sich nach der Schulterprothesenimplantation jeden Designs auch die Hebel- und Spannungsverhältnisse der schultergelenksumgreifenden Muskulatur verändern (siehe Kapitel 1.4.), was einen möglichen Kraftunterschied zur Folge hat. Zum Beispiel kann durch eine eventuelle Armlängenveränderung die Vorspannung des M. biceps brachii (Caput breve) gesteigert oder gesenkt werden, was sich in der Supinations- bzw. Flexionskraft auswirken kann. Des Weiteren ist es möglich, die Kraftwerte der Messungen mit einem gesunden Probandenkollektiv, erstellt von der im Kapitel 1.5. beschriebenen Studie, zu vergleichen. Auch eine Vielzahl von anthropometrischen Parametern, welche Einfluss auf die Muskelkraft haben, müssen mit einbezogen und verglichen werden.

Als Ergebnis der Studie soll es möglich sein, einen eventuellen Kraftunterschied bei den beiden Prothesendesigns festzustellen.

## 2. Material und Methoden

### 2.1 Probandenkollektiv und Ethikvotum

Im Zeitraum zwischen 10/2012 und 10/2014 wurden im Rahmen dieser Arbeit 17 Patienten untersucht, bei denen eine Operation mit Implantation einer inversen Schulterprothese durchgeführt wurde und 11 Patienten, bei denen eine anatomische Schulterprothese implantiert wurde. Die Patienten wurden präoperativ und postoperativ untersucht, wobei die Nachuntersuchung mindestens 6 Monate postoperativ im Rahmen der klinischen Verlaufskontrolle durchgeführt wurde. Vor der Testreihe wurden die Patienten darüber aufgeklärt, dass ihre Daten als Teil einer anonymisierten Studie Verwendung finden. Die Größe des entsprechenden Probandenkollektivs wurde durch die Vorgabe des Lehrstuhls für Biometrie und Bioinformatik festgelegt. Außerhalb der im Folgenden erwähnten Einschluss- und Ausschlusskriterien wurden die Patienten randomisiert ausgewählt, daher ist die Verteilungsmenge der männlichen und weiblichen Geschlechter und das Alter der Probanden zufällig.

Die Durchführung dieser Versuchsreihe wurde von der Ethikkommission der LMU München genehmigt.

Prothesendesign	Männlich	Weiblich	Gesamt
Anatomische Schulterprothese	1	10	11
Inverse Schulterprothese	7	10	17
Gesamt	8	20	28

Tabelle 2-1: Probandenkollektiv Schulterpatienten

#### 2.1.1 Einschluss- und Ausschlusskriterien

In der orthopädischen Poliklinik des Klinikums Großhadern ist bei den Probanden die Indikation einer Operation mit Implantation einer Schulterprothese gestellt worden. Abhängig von Ausschlusskriterien wurde über die Zulassung zur Teilnahme an der Studie entschieden. Allgemeine Ausschlusskriterien waren schlechter Gesundheits- und Allgemeinzustand, akut traumatische Ereignisse, akute entzündliche oder neurologische Erkrankungen und starke Schmerzen. Zusätzlich fanden für die Durchführung der Kraftmessung spezielle Ausschlusskriterien Verwendung: Pathologischer Bewegungsumfang des Ellbogen- und/oder Handgelenks, schmerzhafter oder nur mit Ausweichbewegung erreichbarer aktiver Bewegungsum-

fang des Schultergelenks bis 90° Flexion. Bei starken Verletzungen, Einschränkungen oder Schmerzen der Bizepssehne, welche mit dem Speed-, Palm-Up oder Yergason-Test überprüft wurde, konnte auch keine Teilnahme an der Studie erfolgen. Die Indikation der Prothesenoperation war kein Kriterium für die Zulassung der Testreihe, da im Rahmen dieser Studie allein die Kraftveränderung durch die Schulterprothese selbst geprüft werden sollte.

Auch bei der postoperativen Nachuntersuchung sind diese Ausschlusskriterien angewendet worden. Diese Testreihe fand frühestens 6 Monate nach Prothesenimplantation statt. Zusätzliches Kriterium für die Messungen war, dass die vorrangigere Prothesenoperation vollständig ausgeheilt war. Bei postoperativen Komplikationen, verlangsamter Wundheilung oder anderen Faktoren, welche die Nachuntersuchung beeinflussen konnten, wurde diese erst nach vollständiger Remission durchgeführt. Somit wurde sichergestellt, dass auch diese Untersuchung unter keinem Einfluss von Störfaktoren gestanden hat.

## **2.2 Studienprotokoll und Datenerhebung**

Jeder Proband wurde zunächst ausführlich über die Ziele und den Ablauf der Studie aufgeklärt. Nach dokumentierter freiwilliger Einwilligung (Abbildung 7-1) bekam jeder Studienteilnehmer zur anonymen Auswertung eine Probandennummer. Die folgende, gezielte Anamnese und Untersuchung wurde stets von einem eingewiesenen Betreuer durchgeführt und die Auswertungen in einem Probandenuntersuchungsbogen (Abbildung 7-2 bis 7-7) festgehalten. Anschließend folgte die von dem gleichen Versuchsleiter untersuchte Kraftmessung. Somit herrschten bei jeder einzelnen Datenaufnahme die gleichen Rahmenbedingungen.

### **2.2.1 Klinische Untersuchung von Schulter und Ellbogengelenk**

Die klinische Untersuchung der oberen Extremität erfolgte nach dem anamnestischen Gespräch mit der Inspektion und Palpation. Schonhaltungen, Muskelatrophien, Gelenkfehlstellungen und Schmerzen konnten festgestellt werden. Der aktive und passive Bewegungsumfang wurde mit dem Goniometer gemessen und hier wurde besonders darauf geachtet, dass keine Schmerzen oder Ausweichbewegungen auftraten. Die Untersuchung wurde im Rahmen des Constant-Murley-Scores und ROWE-Scores durchgeführt und dokumentiert. Anschließend fanden Funktionstests der Schulter, vor allem gezielt des M.biceps brachii, statt. Die Score-Werte sowie die Funktionstests werden im Folgenden genauer erläutert. Alle Ergebnisse dieser Untersuchung wurden im Untersuchungsbogen notiert und zur weiteren Teilnahme an der Studie wurde sichergestellt, dass die vorhandenen Einschlusskriterien erfüllt waren.

### 2.2.2 Constant Murley Score

Der Constant Murley Score ist eine anerkannte Methode für die Beurteilung der Schulterfunktion. [36] Dieser wurde 1987 von Constant und Murley publiziert. [37] Das maximal zu erreichende Ergebnis von 100 Punkten wurde für einen subjektiven und einen objektiven Teil sinnvoll verteilt. Je besser die Schulterfunktion des Probanden war, desto höher war am Ende die erreichte Punktzahl.

Im subjektiven Teil werden Fragen bezüglich Schmerzen und Alltagsaktivitäten gestellt. Gibt der Proband keine Schmerzen an, so erhält er die beste Wertung von 15 Punkten. Für leichte Schmerzen sind 10 Punkte, mäßige Schmerzen 5 Punkte und starke Schmerzen 0 Punkte zu vergeben.

In der Kategorie der Alltagsaktivitäten gibt es Fragen zu Einschränkungen in Beruf, Freizeitaktivitäten, Schlaf und in welcher Armhöhe Aktivitäten möglich sind (Tabelle 2-2). Ist keine Einschränkung in dem Beruf oder der Freizeitaktivität vorhanden, so gibt es jeweils 4 Punkte. Für den Schlaf ohne Störung durch Schmerzen werden 2 Punkte erreicht und wenn der Proband mit seinem Arm Aktivitäten über dem Kopf ausführen kann, gibt es 10 Punkte. Maximal können hier also 20 Punkte erreicht werden. Somit ergeben sich für den gesamten subjektiven Anteil 35 Punkte.[37]

Alltagsaktivitäten	Punkte
<b>Beruf:</b>	
Kann der Beruf ohne Einschränkung ausgeübt werden	4
Ist der Beruf eingeschränkt möglich	2
Nicht arbeitsfähig	0
<b>Freizeitaktivitäten:</b>	
Kann Freizeitaktivitäten ohne Einschränkungen nachgegangen werden	4
Sind Freizeitaktivitäten eingeschränkt möglich	2
Sind keine Freizeitaktivitäten möglich	0
<b>Schlaf:</b>	
Ist der Schlaf ungestört	2
Erwachen und wieder Einschlafen aufgrund Schulterbeschwerden	1
Ohne Schmerzmittel nicht möglich	0
<b>Armhöhe:</b>	
Aktivitäten sind über dem Kopf möglich	10
Aktivitäten sind bis zum Scheitel möglich	8
Aktivitäten sind bis zum Hals möglich	6
Aktivitäten sind bis zum Xyphoid möglich	4
Aktivitäten sind bis zur Gürtellinie möglich	2
Keine Aktivitäten möglich	0

Tabelle 2-2: Constant-Murley-Score, Bewertung der Alltagsaktivitäten [37]

Bewegungsumfang und Kraft sind die Entitäten des objektiven Teils. Der Bewegungsumfang wird in Form einer aktiven Bewegung erhoben und es muss auf Schmerzfreiheit geachtet werden. Elevation und Abduktion werden mit dem Goniometer gemessen (Tabelle 2-3). Die Punkteverteilung der Außenrotation ergibt sich aus der Hand- und Ellenbogenstellung im Bezug zum Kopf (Tabelle 2-4) und bei dem Bewegungsumfang der Innenrotation wird untersucht wie weit nach oben die Hand hinter den Rücken gebracht werden kann (Tabelle 2-5). Für die jeweilig überprüften Freiheitsgrade der Beweglichkeit gibt es 10 Punkte.[37]

Die Kraft wird in 90° Abduktion ermittelt. Ein Gewicht muss in sitzender Position jeweils 5 Sekunden in dieser Armposition ohne Ausweichbewegung gehalten werden. Für jedes halbe Kilogramm, welches der Proband zusätzlich halten kann, gibt es einen Punkt. Falls die 90° Abduktion aktiv ohne Gewicht nicht erreicht werden kann, können keine Punkte für die Kraft vergeben werden.[38] Als Maximal-Wert gelten 12,5 kg, somit liegt die maximal mögliche Punktzahl in der Kategorie Kraft bei 25 Punkten. Insgesamt sind für den objektiven Teil des Constant-Murley-Scores im besten Fall 65 Punkte zu vergeben.

<b>Bewegungsumfang</b>	0° - 30°	31° - 60°	61° - 90°	91° - 120°	121° - 150°	151° - 180°
<b>Punkte</b>	0	2	4	6	8	10

Tabelle 2-3: Constant-Murley-Score, Bewertung der Elevation und Abduktion [37]

<b>Außenrotation</b>	<b>Ausgeführt</b>	<b>nicht möglich</b>
<b>Hand am Hinterkopf halten:</b>		
Ellbogen ventral	2 Punkte	0 Punkte
Ellbogen lateral	2 Punkte	0 Punkte
<b>Hand auf dem Scheitel halten:</b>		
Ellbogen ventral	2 Punkte	0 Punkte
Ellbogen lateral	2 Punkte	0 Punkte
<b>Volle Elevation vom Scheitel ausgehend</b>	2 Punkte	0 Punkte

Tabelle 2-4: Constant-Murley-Score, Bewertung der Außenrotation [37]

<b>Innenrotation (Handrücken Höhe)</b>	<b>Punkte</b>
bis Oberschenkel lateral	0 Punkte
bis zum Gesäß	2 Punkte
bis zum lumbosakralen Übergang	4 Punkte
bis auf Höhe LWK3	6 Punkte
bis auf Höhe BWK12	8 Punkte
bis aus Höhe Th7	10 Punkte

Tabelle 2-5: Constant-Murley-Score, Bewertung der Innenrotation [37]

Durch die Aufsummierung der aus diesen beiden Teilbereichen entstandenen Gesamtpunktzahlen entsteht das Endergebnis des Constant-Murley-Scores. Da die Kraft und die Funktion geschlechtsadaptiert und abhängig von dem Alter des Probanden ist, entwickelte Constant eine Normwert-Tabelle, um das Ergebnis besser einschätzen zu können (Tabelle 2-6). [38]

Alter (Jahre)	Männer, Punkte	Frauen, Punkte
21 - 30	98	97
31 - 40	93	90
41 - 50	92	80
51 - 60	90	73
61 - 70	83	70
71 - 80	75	69
81 - 90	66	64
91 - 100	56	52

Tabelle 2-6: Constant-Murley-Score, alters- und geschlechtsabhängige Normwerte [38]

### 2.2.3 Rowe-Score

Der Rowe-Score wurde erstmals 1978 beschrieben. [39] Dieses Punktesystem wird bei Patienten mit Schulterinstabilität angewendet und besteht aus drei Domänen: Funktion, Beweglichkeit und Stabilität. Wie auch bei dem oben beschriebenen Constant-Murley-Score können hier 100 Punkte erreicht werden.

Die subjektiven Fragen über die Funktion betreffen Alltagsaktivitäten. Sie werden von „keine Einschränkung und kein Schmerz während sportlicher Aktivität und Arbeit“ (30 Punkte) bis hin zu „deutliche Einschränkungen und chronische Schmerzen“ (0 Punkte) in insgesamt vier Unterteilungen gegliedert. Von den in der Einleitung beschriebenen Normwerten der Beweglichkeit wird in Prozent der erreichte Bewegungsumfang erfasst und in das Punktesystem mit der bestmöglichen Wertung von 20 Punkten integriert. Die Domäne der Stabilität geht mit der höchsten Anzahl von 50 Punkten in die Wertung des Rowe-Scores ein. Hier wird überprüft, ob in bestimmten Armpositionen der Apprehension-Test positiv ausfällt und gefragt, ob Subluxationen oder Rezidivluxationen stattfinden (Tabelle 2-7). [40]

Alltagsaktivitäten/Funktion	Punkte
Keine Einschränkungen und kein Schmerz während Sport und Arbeit	30
Leichte Einschränkungen bzw. leichtes Unbehagen	25
Moderate Einschränkung bzw. moderates Unbehagen	10
Deutliche Einschränkung und chronische Schmerzen	0
Beweglichkeit (%-Angabe von der Norm)	Punkte
100% Außenrotation, Innenrotation und Elevation	20
75% Außenrotation, Innenrotation und Elevation	15
50% Außenrotation, 75% Innenrotation und Elevation	5
Keine Außenrotation, 50% Innenrotation und Elevation	0
Stabilität	Punkte
Keine Luxation oder Apprehension	50
Apprehension in bestimmten Armpositionen	30
Subluxation	10
Rezidivluxation	0

Tabelle 2-7: Rowe-Score, Punkteverteilung

### 2.2.3.1 Apprehension-Test

Der Apprehension-Test ist ein wichtiger Bestandteil des Rowe-Score. Er dient der Überprüfung der Schulterstabilität. Für die richtige Ausführung wird der Arm des Probanden langsam, bei bestehender aufrechter Körperhaltung, in 90° Abduktion und 90° Außenrotation passiv geführt. Gleichzeitig wird der Oberarmkopf mit dem Daumen des Untersuchers vorsichtig nach ventral geschoben. Positiv ist der Test, wenn der Patient Instabilitäten der Schulter angibt bzw. die schulterumfassende Muskulatur anspannt.[41]



Abbildung 2–1: Apprehension-Test, Ausführung

## 2.2.4 Funktionstest des M. biceps brachii

Wie schon in der Einleitung beschrieben, ist für die Supinationsbewegung des Unterarms und für die Flexion im Ellbogengelenk der Musculus biceps brachii ein hauptverantwortlicher Muskel. Für die gefahrlose und vergleichbare Kraftmessung ist die Intaktheit und schmerzfreie Anspannung dieser Muskulatur eine wichtige Voraussetzung. Die Schmerzprovokationstests der langen Bizepssehne, wie der Palm-Up-, Speed- und Yergason-Test, sind zu dieser Evaluierung durchgeführt worden.

### 2.2.4.1 Palm-Up- und Speed-Test

Beide Untersuchungen sind Schmerzprovokationstests der langen Bizepssehne. Sie werden, als Widerstandstests isometrisch mit endgradig supiniertem Unterarm, 60° Abduktion und geringer Anteversion im Schultergelenk ausgeführt. Dabei stabilisiert eine Hand des Untersuchers proximal das Schultergelenk. Die andere Hand wird in die Handfläche des Probanden gelegt und ein gegen die Ellenbogenflexion gerichteter Widerstand provoziert. Beide Tests werden oft gleich beschrieben. Der Palm-Up-Test wird auch gelegentlich in einer anderen Ausgangstellung beschrieben, bei dem das Schultergelenk nicht abduziert und die Ellenbogenflexion nahe der 90° eingehalten wird. [42]

In manchen Literaturstellen wird die Testausführung different beschrieben, jedoch ohne Einfluss auf die Endergebnisse, da bei ventralen Schmerzen in der Schulter im Verlauf der langen Bizepssehne oder bei Kraftverlusten der Test in allen Fällen positiv zu bewerten ist.

Der Speed-Test wird mit einer Sensitivität von 32% und Spezifität von 75% angegeben. [43]



Abbildung 2-2: a) Palm-Up-Test und b) Speed-Test

#### 2.2.4.2 Yergason-Test

Auch der Yergason-Test zählt zu den Schmerzprovokationstests und auch hier wird ein Widerstand mit isometrischer Gegenspannung des Patienten ausgeübt. Die Ausgangsstellung des Probanden ist in Neutralstellung der Schulter, 90° Ellbogenflexion und allgemein aufrechter Körperhaltung. Vor allem bei dieser Ellbogenposition ist der M. biceps brachii der wichtigste bewegungsausführende Muskel. Der Proband führt eine kraftvolle Supination und Flexion gegen Widerstand des Untersuchers aus. [42]

Der Test ist mit 43% Sensitivität und 79% Spezifität etwas genauer als der Speed- bzw. Palm-Up-Test. [43]



Abbildung 2–3: Yergason-Test

#### 2.2.5 Erhebung anthropometrischer Parameter

Neben dem Alter und dem Geschlecht werden zusätzlich Händigkeit, Sportverhalten und der Beruf notiert. Weiter wird die Körpergröße in cm mit Hilfe eines Maßbandes und das Körpergewicht in kg mit einer Waage bestimmt. Der sich aus Körpergewicht und Körpergröße errechnete Body-Maß-Index ist Bestandteil der Dokumentation. Zusätzliche anthropometrischer Parameter, welche in den Datensatz aufgenommen werden, sind: Gesamtarmlänge, Oberarmlänge, Unterarmlänge, Oberarmumfang, Handgelenkumfang und Mittelhandumfang jeweils in cm (Abbildung 2-4). Die mit dem „Skinfold Caliper“ gewonnene Daten der Hautfaldendicke an Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite lassen sich anhand einer Tabelle in Körperfettanteil in Prozent umrechnen (Abbildung 2–7). [44] Bei der postoperativen Untersuchung wurde zusätzlich dokumentiert, inwieweit sich die Armlänge der operierten Seite verändert hat.

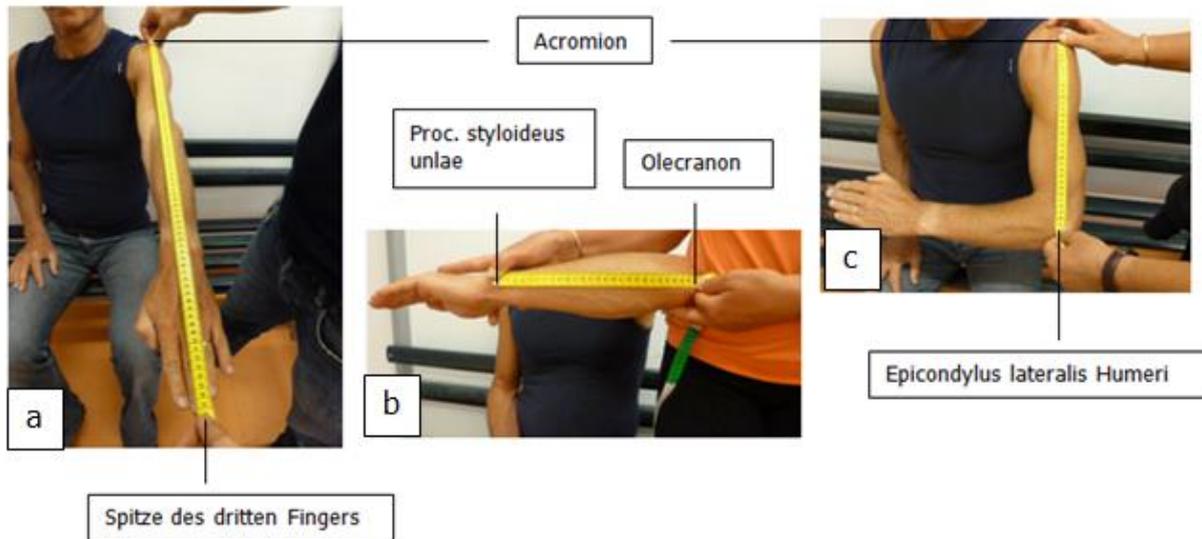


Abbildung 2-4: Armlängenmessung, Ermittlung von a) Gesamtarmlänge, b) Oberarmlänge, c) Unterarmlänge, jeweils in cm und Angabe der anatomischen Messpunkte

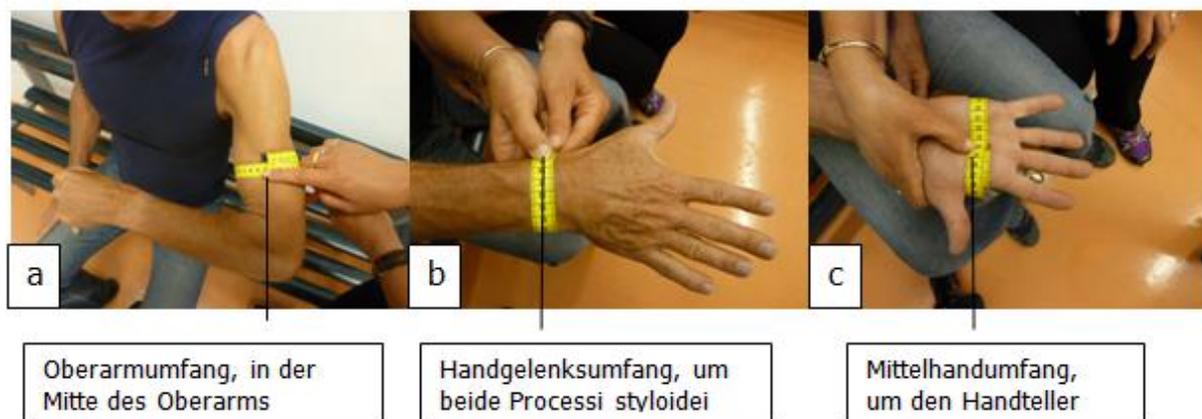


Abbildung 2-5: Umfangmessung, Ermittlung von a) Oberarmumfang, b) Handgelenkumfang, c) Mittelhandumfang, jeweils in cm und Angabe der anatomischen Messpunkte

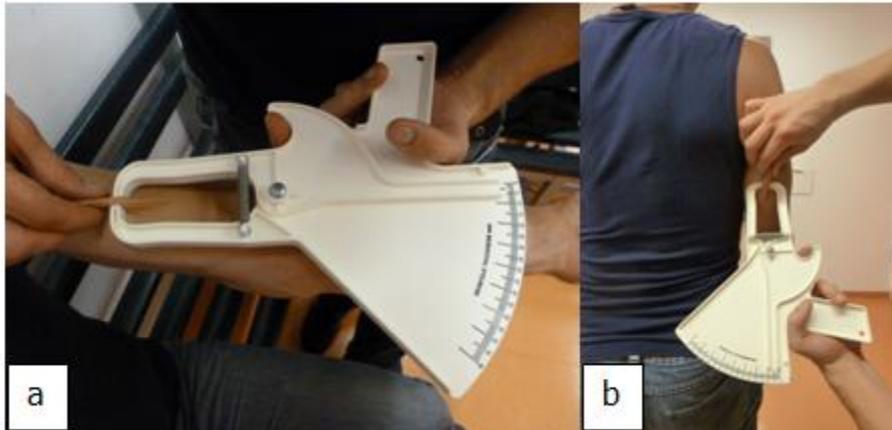


Abbildung 2–6: Messung der Hautfaltendicke mittels „Scinfeld Calipers“, a) Oberarmvorderseite , b) Oberarmrückseite, jeweils in der Mitte des Oberarms

Chart #3 - MEN				Chart #4 - WOMEN			
% FAT FOR MEASUREMENT ON BACK OF UPPER ARM				% FAT FOR MEASUREMENT ON BACK OF UPPER ARM			
SKINFOLD MEASUREMENT	AGE 16-29	30- 49	50 +	SKINFOLD MEASUREMENT	AGE 16-29	30- 49	50 +
3			12.1	4		11.2	12.6
4		14.4	15.7	5	10.8	14.0	15.8
5		16.6	18.6	6	13.3	16.4	18.4
6	10.8	18.6	20.9	7	15.3	18.5	20.7
7	12.5	20.2	22.9	8	17.2	20.2	22.7
8	13.9	21.5	24.6	9	18.8	21.8	24.5
9	15.2	22.6	26.2	10	20.2	23.2	26.1
10	16.4	23.6	27.6	11	21.5	24.5	27.5
11	17.4	24.5	28.8	12	22.8	25.7	28.8
12	18.4	25.3	30.0	13	23.9	26.8	30.1
13	19.3	26.1	31.1	14	24.9	27.8	31.2
14	20.1	26.8	32.1	15	25.9	28.8	32.3
15	20.9	27.5	33.0	16	26.8	29.7	33.3
16	21.6	28.1	33.9	17	27.7	30.5	34.2
17	22.3	28.7	34.7	18	28.5	31.3	35.1
18	22.9	29.2	35.5	19	29.3	32.1	36.0
19	23.5	29.8	36.2	20	30.0	32.8	36.8
20	24.1	30.3	36.9	22	31.4	34.1	38.3
22	25.2	31.2	38.2	24	32.6	35.4	39.7
24	26.2	32.1	39.5	26	33.8	36.5	41.1
26	27.1	32.9	40.6	28	34.9	37.6	42.2
28	28.0	33.6	41.6	30	35.9	38.6	43.3
30	28.8	34.3	42.6	32	36.9	39.5	44.4
32	29.5	34.9	43.5	34	37.8	40.4	45.3
34	30.3	35.5	44.3	36	38.6	41.2	46.3
36	30.9	36.1	45.2	38	39.4	42.0	47.2
38	31.6	36.7	45.9	40	40.2	42.8	48.0
40	32.2	37.2	46.7	45	42.0	44.5	50.0
45	33.6	38.4	48.4	50	43.6	46.1	51.8
50	34.8	39.4	49.9	55	45.0	47.5	53.4
55	35.9	40.4	51.3	60	46.3	48.8	54.8
60	37.0	41.3	52.5	65	47.6	50.0	56.2
65	37.9	42.1	53.7	70	48.7	51.1	57.5
70	38.8	42.9	54.8	75	49.8	52.2	58.7
75	39.7	43.6	55.8	80	50.8	53.1	59.8
80	40.5	44.3	56.8				

Abbildung 2–7: Ermittlung des Körperfettanteils mittels Hautfaltendicke der Oberarmrückseite nach Donghue [44]

## 2.3 Messarbeitsplatz

### 2.3.1 Aufbau

Die Messkonstruktion ist im Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie entwickelt worden.[45] Sie besteht aus einem Drehmomentsensor, welcher mit einem winkelverstellbaren Supinationshandgriff verbunden ist. Dadurch ist es möglich, die statische Kraft aus beliebigen Stellungen des Unterarms zu messen. Zusätzlich ist seitlich an der Drehscheibe ein Flexionshandgriff für die Kraftmessung der Ellenbogenflexion angebracht. (Abbildung 2-8)

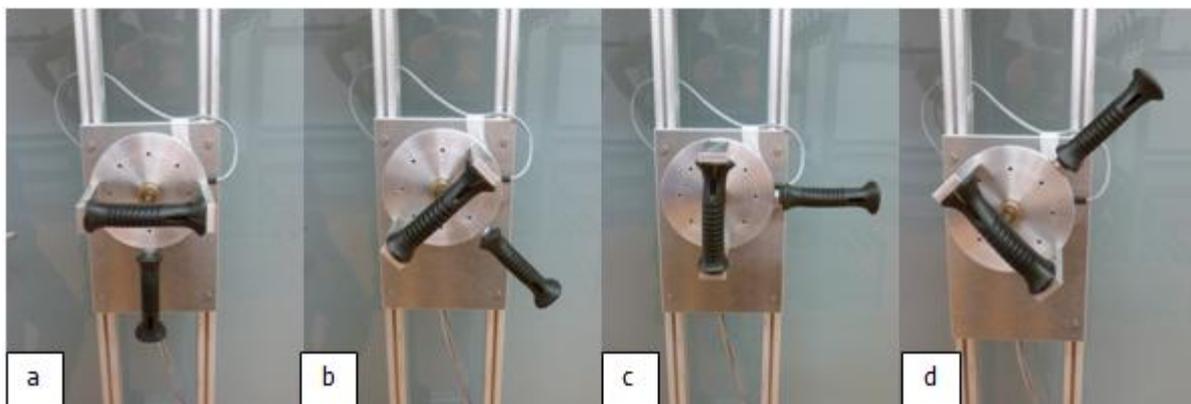


Abbildung 2–8: a)-d) Supinationshandgriff in verschiedenen Winkelstellungen und rotierender Flexionshandgriff, sichtbar sind die 8 Löcher zur Arretierung der Winkelpositionen

Um Probanden mit unterschiedlichen Körpergrößen und die Supinationskraft aus verschiedenen Schultergelenksstellungen messen zu können, wurde diese Konstruktion an zwei senkrecht stehenden Metallstangen befestigt, welche dann zur Fixierung in einem Türrahmen eingespannt wurden. An diesen Metallstangen hat man die Möglichkeit, den Handgriff mit Drehmomentsensor beliebig der Höhe nach zu verstellen, um die exakten Messpositionen bei jedem Probanden individuell einstellen zu können.

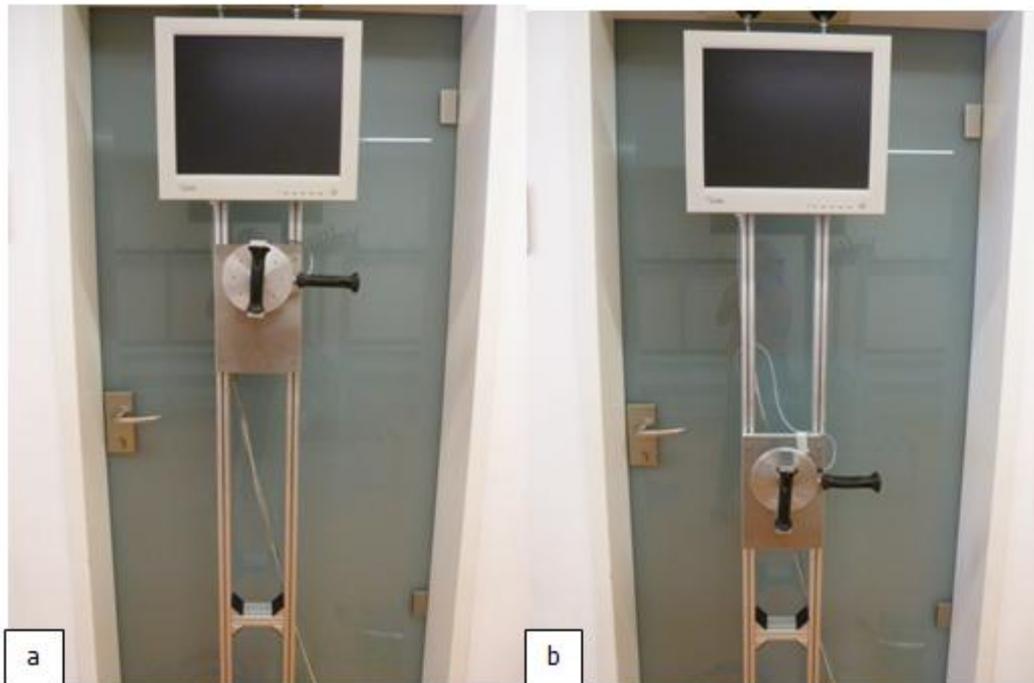


Abbildung 2–9: a) und b) Messarbeitsplatz mit höhenverstellbarem Handgriff mit Drehmomentsensor

### 2.3.1.1 Drehmomentsensor und Winkelstabilisierung

Es gibt viele verschiedene Drehmomentsensoren. Das hier verwendete Modell (Abbildung 2-10) ist ein nicht rotierender Drehmomentsensor Typ 8627 der Firma Burster. Der bei diesem Messaufbau ausgewählte Sensor bestimmt das Drehmoment über Dehnungsmessstreifen (DMS). Wirkt auf die DMS eine Kraft, ändert sich der elektrische Widerstand durch Verformung. Abhängig von der Richtung der einwirkenden Kraft werden die DMS gestaucht oder gedehnt. Der Grad der Verformung und damit auch die Änderung des elektrischen Widerstandes sind proportional zu der aufbrachten Kraft. Über ein Verbindungskabel hat der Drehmomentsensor Kontakt zum Computer und gibt die Ergebnisse der Kraftmessung in Newtonmeter (Nm) an. [45]



Abbildung 2–10: Nicht rotierender Drehmomentsensor Typ 8627 der Firma Burster [45]

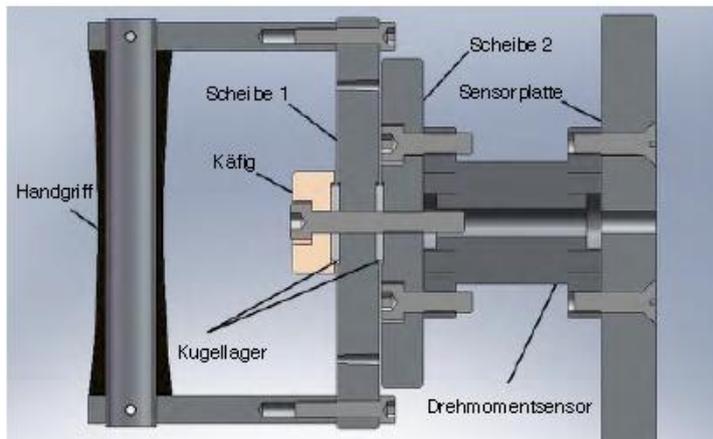


Abbildung 2–11: Prinzip der Winkelstelleinheit in Schnittdarstellung [45]

Das Prinzip der Winkelstelleinheit ist in der Schnittdarstellung dargestellt (Abbildung 2-11). Der Handgriff ist mit der Scheibe 1 verbunden. Direkt dahinter befindet sich die Scheibe 2, mit festem Kontakt zum Drehmomentsensor, welcher selbst an einer Sensorplatte befestigt ist. Beide Scheiben sind durch ihren Mittelpunkt mit einer Schraube verbunden, welche als Drehachse dient. Um diese Achse kann Scheibe 1 gegen Scheibe 2 frei gedreht werden. Die Winkelstabilisierung wird durch jeweils 8 Löcher in beiden Scheiben erreicht. Diese liegen im  $45^\circ$  Winkel auseinander. Mithilfe einer Arretierung, können diese Scheiben in unterschiedlichen Winkeln ohne Spielraum befestigt werden. Aus der Abbildung 2-12 wird ersichtlich, wie die Arretierung (grün) die Scheibe 1 (dunkelblau) und die Scheibe 2 (hellblau) miteinander stabilisiert. So kann die Kraftmessung aus verschiedenen Winkelstellungen des Unterarms durchgeführt werden. Die angewandte Kraft wird nach Arretierung über den Handgriff direkt auf den Drehmomentsensor übertragen.[45]

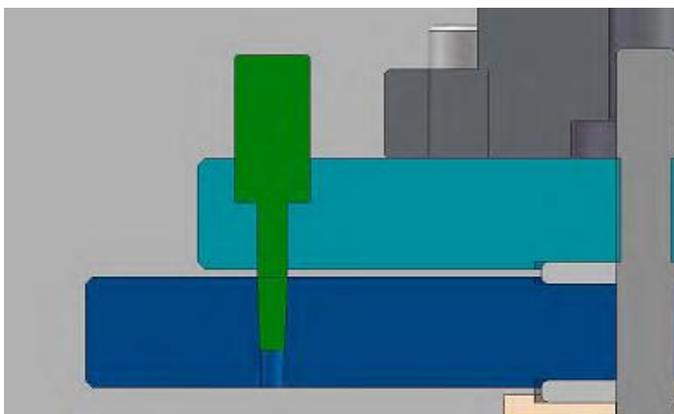


Abbildung 2–12: Prinzip der Arretierung in Schnittdarstellung [45]

### **2.3.2 Datenaufnahme und Dokumentation**

Für die Messkonstruktion wurde ein Computerprogramm mit Hilfe von LabVIEW („Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench“) für die Datenaufnahme und Datenspeicherung erstellt. Es besteht aus zwei Bedienoberflächen. In der ersten Oberfläche werden im oberen Abschnitt Datum, Uhrzeit, Patientendaten und Testnummern eingetragen. Nach Speicherung dieser Parameter wird der untere Abschnitt der Oberfläche aktiviert und die Messpositionen können jeweils für den linken und den rechten Arm eingenommen und durchgeführt werden. Die 0° in der Tabelle entspricht der 0° Supination (Abbildung 2-13). Für jede Position werden 3 Messungen durchgeführt, zu denen der Mittelwert und die Standardabweichung automatisch von dem Programm errechnet werden. Der Drehmomentsensor hat Verbindung zum Computer und gibt die Ergebnisse der Kraftmessung in Newtonmeter (Nm) an. Nach jeder Messung in gewünschter Position können die Daten in einem beliebigen Dateipfad gespeichert und jederzeit wieder abgerufen werden. [45]

**Supination**

Links	1.	2.	3.	MW	Stbw	Rechts	1.	2.	3.	MW	Stbw
0°	8,96	8,68	8,85	8,8	0,14	0°	7,49	7,02	7,68	7,4	0,34
45°	8,6	7,9	8,24	8,2	0,35	45°	7,35	6,72	7,05	7	0,32
90°	7,16	7,27	6,41	6,9	0,47	90°	7,19	7,39	6,74	7,1	0,33
135°	5,24	5,24	5,23	5,2	0,00	135°	6,03	5,06	4,98	5,4	0,58

**Flexion**

Links	1.	2.	3.	MW	Stbw	Rechts	1.	2.	3.	MW	Stbw
Flex	90,23	78,41	83,37	84	5,94	Flex	72,48	89,62	78,5	80,2	8,70

In Datei speichern

Empfindlichkeit: 1

Abbildung 2–13: Erste Bedieneroberfläche mit im oberen Abschnitt eingetragenen Patientendaten und aktivierter unterer Abschnitt mit vorhandenen Messwerten für jede Position mit Mittelwert und Standardabweichung.[45]

In der zweiten Bedienoberfläche werden die einzelnen Kraftmessungen in der jeweils eingenommenen Ausgangsstellung durchgeführt. Sie besteht aus einem Ampelsystem, welches Start- und Stoppsignal für die Kraftmessung ist. Ist die „Ampel auf Grün“, kann die Kraftmessung begonnen werden. Am Ende jeder einzelnen Messung springt die Ampel automatisch nach dem erreichten Drehmomentmaximum auf „rot“ und es entsteht eine Pause. Zusätzlich enthält diese Oberfläche ein angezeigtes Zeit-Kraft-Diagramm. Die durch die aufgebrauchte Kraft entstehende Amplitude dient zum einen der Kontrolle des Versuchsleiters zum Ablauf der Messung und zum anderen dem Probanden zur Visualisierung und Motivation. Im unteren Teil dieser Anzeige werden zur Kontrolle die zu testende Armseite, die Armstellung und die Anzahl der Versuche angezeigt (Abbildung 2-14). [45]

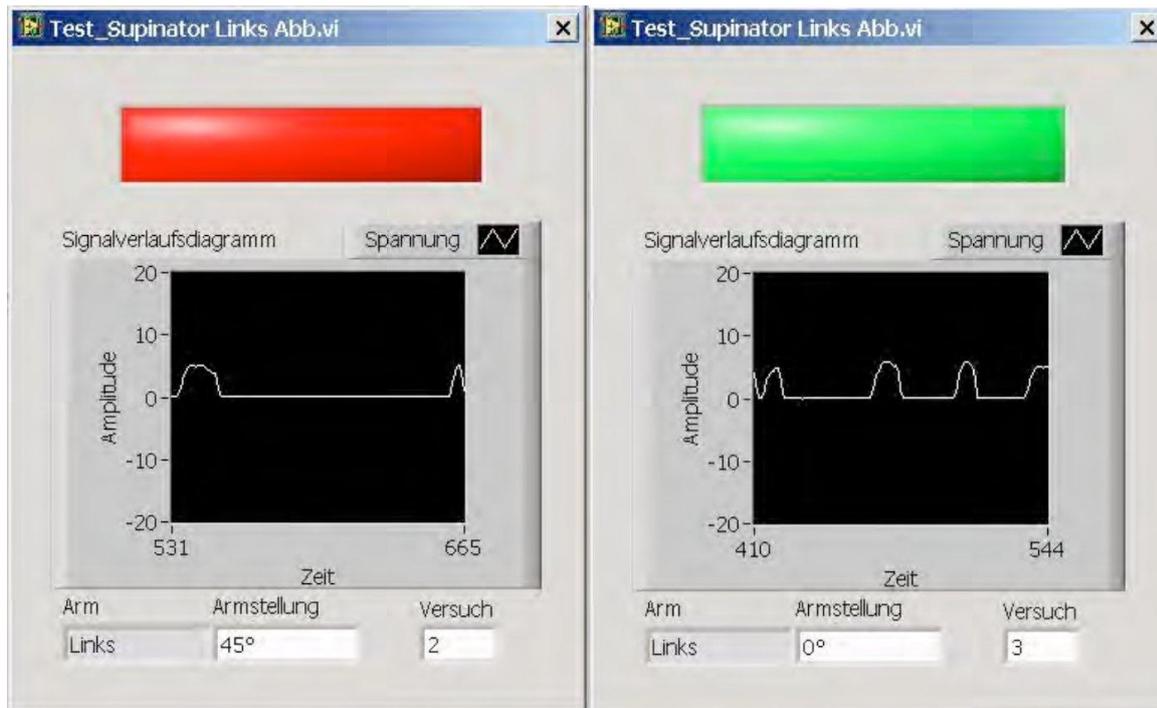


Abbildung 2–14: Zweite Bedieneroberfläche mit Kraft-Zeit-Diagramm, zu testende Armstellung, Anzahl der Versuche und mit „Roter Ampel“ auf Bild a, und „Grüner Ampel“ auf Bild b [45]

## 2.4 Messpositionen

### 2.4.1 Supination und Pronation

Um den Einfluss des Prothesendesigns auf die Kraftveränderung der Supination zurückzuführen, wird die Kraft der Supination in zwei verschiedenen Ausgangsstellungen gemessen. In der ersten Position befindet sich der Proband aufrecht stehend in Neutralposition der Schulter und 90° Ellbogenflexion nach der Neutral-Null-Methode (Abbildung 2–15). Hier ist der *Musculus biceps brachii* der hauptverantwortliche Muskel für die Supination. Innerhalb dieser Position werden weitere vier verschiedene Stellungen des Unterarms zur Messung der Supinationskraft eingenommen: aus 90° Pronation, 45° Pronation, Neutral-Position und 45° Supination nach der Neutral-Null-Methode (Abbildung 2–17 und Abbildung 2–18). Für diese Positionen wird davon ausgegangen, dass der *M. biceps brachii* den größten Einfluss auf die Supination in 90° Pronation besitzt. Wie bei der Dissertation zur Untersuchung der langen Bizepssehne nach Tenotomie/Tenodese [35] wird die Nomenklatur der Ausgangsstellungen anders gewählt, um eine Vereinfachung und einen Vergleich aus dieser Arbeit gewinnen zu können (Tabelle 2-8). Die Nomenklatur entspricht also nicht der Nomenklatur der Neutral-Null-Methode.

Verwendete Abkürzung	90_0	90_45	90_90	90_135	0_0	0_45	0_90	0_135
Flexion im Ellenbogengelenk	90°	90°	90°	90°	0°	0°	0°	0°
Unterarmposition im Vgl. zu 90° Pronation	0° Su	45° Su	90° Su	135° Su	0° Su	45° Su	90° Su	135° Su
Unterarmposition nach Neutral-Null-Methode	90° Pro	45° Pro	0° Position	45° Su	90° Pro	45° Pro	0° Position	45° Su

Tabelle 2-8: Im weiteren Verlauf verwendete Abkürzungen zu beschriebenen Ausgangsstellungen; „Su“ steht für Supination; „Pro“ steht für Pronation [35]

In der zweiten Ausgangsstellung werden die gleichen vier Unterarmstellungen zur Messung herangezogen, jedoch in 90° Flexion des Schultergelenks und ausgestrecktem Ellbogengelenk (Abbildung 2–16). Hier ist der Einfluss des Musculus biceps brachii auf die Supination eher gering.

Die Pronation wird in Neutralposition des Schultergelenks, 90° Flexion des Ellenbogengelenks und 0° Position des Unterarms (90\_90) nach der Neutral-Null-Methode gemessen.



Abbildung 2–15: Erste Ausgangsstellung für die Kraftmessung, a) stehender Proband in Neutral-Position des Schultergelenks und 90° Flexion im Ellenbogengelenk und Neutral-Position im Unterarm (90\_90); in b) ist die 90° Ellenbogengelenksflexion mittels Goniometer angezeigt.



Abbildung 2–16: Zweite Ausgangsstellung für die Kraftmessung, a) stehender Proband in 90° Flexion im Schultergelenk, ausgestrecktem Ellbogengelenk und Neutral-Position im Unterarm (0\_90), in b) ist die 0° Position im Ellbogengelenk mittels Goniometer angezeigt.

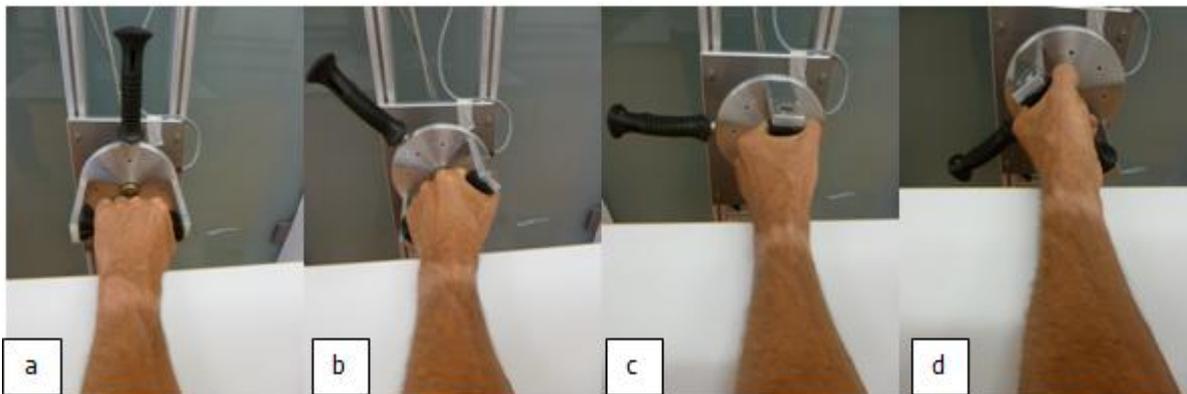


Abbildung 2–17: Linke Unterarmpositionen für die Kraftmessung, angegeben nach der Neutral-Null-Methode, a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination

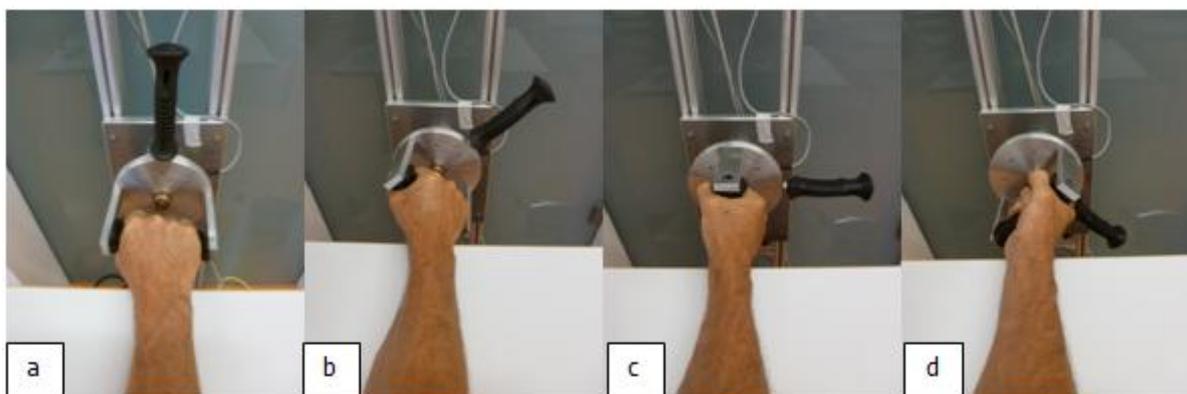


Abbildung 2–18: Rechte Unterarmpositionen für die Kraftmessung, angegeben nach der Neutral-Null-Methode, a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination

### 2.3.2 Flexion

Als letzte Bewegungsrichtung der Kraftmessung wird die Ellenbogengelenksflexion erhoben. Dazu wird, bei  $0^\circ$  im Schultergelenk,  $90^\circ$  Ellbogenflexion und in maximaler Supination, der Flexionsgriff gehalten. Anschließend wird der Proband aufgefordert, eine maximale Kraft in Richtung Ellenbogengelenksflexion aufzubauen (Abbildung 2–19).



Abbildung 2–19: Ausgangsstellung für Kraftmessung der Ellenbogengelenksflexion, a) stehender Proband in Neutral-Position des Schultergelenks,  $90^\circ$  Ellenbogengelenksflexion und  $90^\circ$  Supination nach der Neutral-Null-Methode, in der Hand der Flexionshandgriff; b) Unterarmposition rechts; c) Unterarmposition links

### 2.4.2 Anforderungen an Proband und Versuchsleiter

Um die Kraft möglichst einheitlich und genau zu messen, waren die Ausgangsstellung des Probanden und die Stellung zum Messgerät wichtige Parameter. Die Positionen wurden immer, wie in den Abbildungen beschrieben, eingehalten. Des Weiteren war vom Versuchsleiter darauf zu achten, dass während der Kraftuntersuchung keine Ausweichbewegungen des Probanden stattfanden. Die Kraft des Probanden war stehend und in aufrechter Körperhaltung gemessen zu messen. Sobald der Proband während der Messung seine Ausgangsstellung verändert hat, zum Beispiel in Form von Abweichungen des Oberkörpers oder vermehrter Beugung des Ellenbogengelenks bzw. Abweichen des Ellenbogens zur Seite, wurde dieser Versuch abgebrochen und erneut gestartet. Um Verletzungen oder Verfälschungen der Messwerte durch Schwung zu vermeiden, war der Proband aufgefordert, die Kraft langsam aufzubauen und bis zum maximalen Endpunkt zu steigern, ohne dabei Schmerzen zu verspüren.

## 2.5 Statistische Auswertung

Mit der Statistik Computer Software GraphPad Prism, Version 6 wurden die erhobenen Daten ausgewertet. Zu den Ergebnissen wurden der Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD) berechnet.

Für abhängige Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter erfolgte zum Vergleich der Mediane der Wilcoxon Test. Zum Beispiel der Vergleich der mittleren Supinationskraft vor und nach der Implantation einer Schulterprothese.

Für unabhängige Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter wurde zum Vergleich der Mediane der Mann-Whitney-Test angewendet. Zum Beispiel der Vergleich der mittleren Supinationskraft der Patienten mit Schulterprothese gegenüber von gesunden Probanden.

Dabei wurde ein p-Wert  $< 0,05$  als signifikant bezeichnet.

	<b>Abkürzung</b>	<b>p-Wert</b>
<i>Nicht signifikant</i>	n.s.	$p > 0,05$
<i>Signifikant</i>	$p < 0,05$	$p < 0,05$

Tabelle 2-9: Signifikanzniveau und zugehöriger p-Wert

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Probandenanzahl, Alters- und Geschlechtsverteilung

Wie in Kapitel 2.1 beschrieben haben im Untersuchungszeitraum von Oktober 2012 bis Oktober 2014 insgesamt 28 Patienten an der Studie teilgenommen. Dabei hatten die weiblichen Probanden mit 20 Teilnehmerinnen deutlich die Überzahl. Das Durchschnittsalter des Probandenkollektivs betrug dabei  $68,8 \pm 13,3$  Jahre (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung).

Anatomische Schulterprothesen wurden bei 11 dieser Patienten eingesetzt, davon waren 10 weiblich und ein Proband männlich. Das Alterskollektiv dieser Gruppe lag bei  $60,7 \pm 14,8$  Jahren. Im prä- und postoperativen Vergleich wurden davon 5 weibliche Probanden im Durchschnitt von  $53,4 \pm 8,2$  Jahren und ein männlicher Proband mit 70 Jahren untersucht. Die fünf übrigen weiblichen Patienten im Alter von  $72,4 \pm 6,3$  Jahren wurden nur postoperativ nachgemessen, da die Messungen der Studie erst nach dem Operationstag dieser Probanden begonnen wurde.

Die Anzahl der Patienten mit inverser Schulterprothese lag bei 17 im Bereich von  $74,5 \pm 8,8$  Jahren. Hier konnten 7 männliche und 10 weibliche Probanden untersucht werden. Prä- und postoperativ sind 11 Probanden verglichen worden, davon waren 9 weiblich im Alter von  $74,2 \pm 10,7$  Jahren und zwei männlich mit jeweils 80 bzw. 72 Jahren. Vier Teilnehmer (drei männlich, einer weiblich) sind nur präoperativ gemessen worden, da sie postoperativ nichtmehr erreichbar waren bzw. in die Studie nicht mehr eingewilligt haben. Zwei andere männliche Probanden sind nur postoperativ untersucht worden, da die Durchführung der Studie erst nach dem Operationszeitpunkt begonnen wurde.

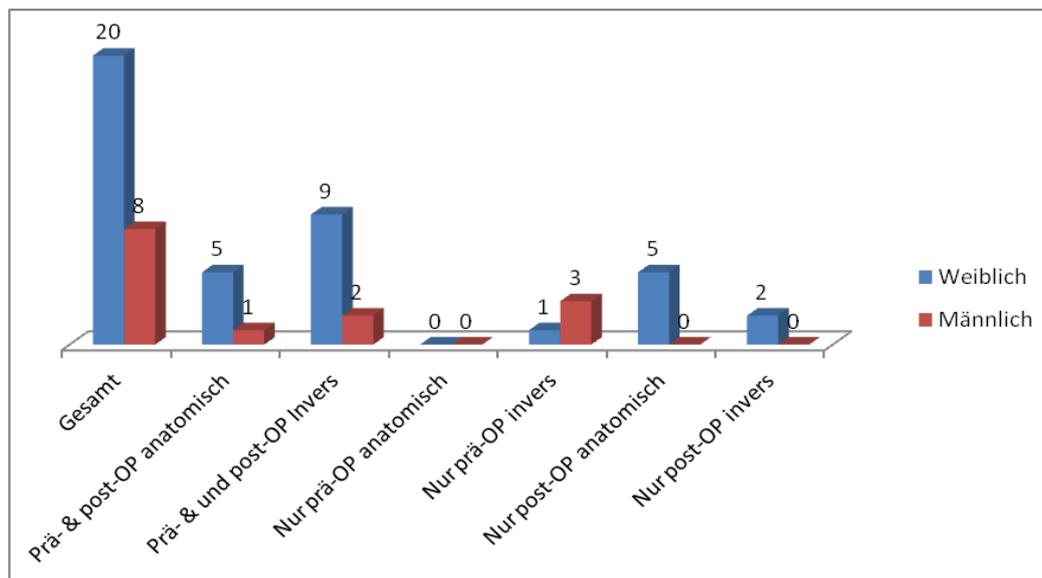


Abbildung 3–1: Diagramm aller Probanden mit anatomischen (anatomisch) und inversen (invers) Schulterprothesen, im prä- und postoperativen Untersuchungsvergleich der Geschlechter

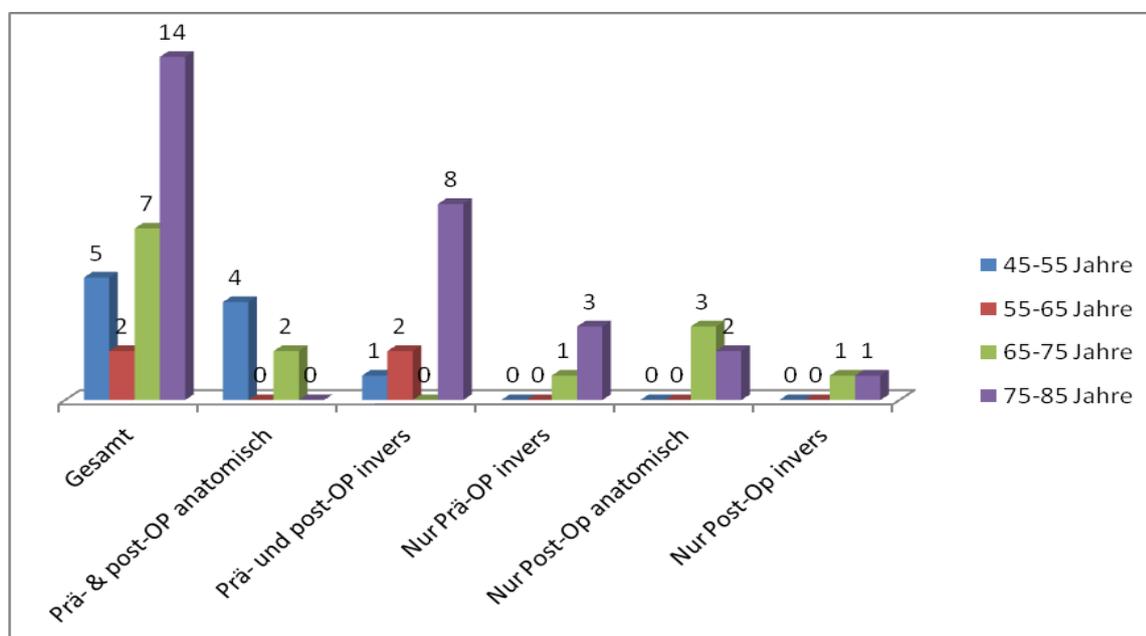


Abbildung 3–2: Diagramm der Probanden mit anatomischen (anatomisch) und inversen (invers) Schulterprothesen im prä- und postoperativen Untersuchungsvergleich bezüglich des Alters

## **3.2 Tenotomie und Tenodese**

Aus den Operationsberichten der Probanden geht hervor, dass bei den Patienten, welche eine inverse Schultergelenksprothese implantiert bekommen haben, bei einer Patientin eine Tenodese durchgeführt wurde. Bei allen anderen Probanden wurde eine Tenotomie durchgeführt.

Von den Probanden, welche eine anatomisch Schulterprothese erhalten haben, erhielt eine Patientin eine Tenodese, während bei den anderen Probanden eine Tenotomie durchgeführt wurde.

## **3.3 Anthropometrische Messparameter, Schulter-Scores und Kraftmessung der Probanden mit anatomischer Prothese**

### **3.3.1 Anthropometrische Messparameter**

#### **3.3.1.1 Körpergröße, Körpergewicht und BMI**

Bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese konnten die in der unten stehenden Tabelle angegebenen Mittelwerte von Größe, Gewicht und BMI im Geschlechtervergleich erstellt werden. Diese sind mit Daten der Gesamtbevölkerung des Bundes von 2009 im Alter von 45 bis über 75 Jahren, in denen sich alle Probanden befanden, verglichen. Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass die erhobenen Messparameter der Probanden gut mit dem Alterskollektiv der deutschen Bevölkerung übereinstimmen. Bezüglich Gewicht und BMI waren die männlichen Probanden mit anatomischer Schulterprothese unter dem Normbereich des Bundes.

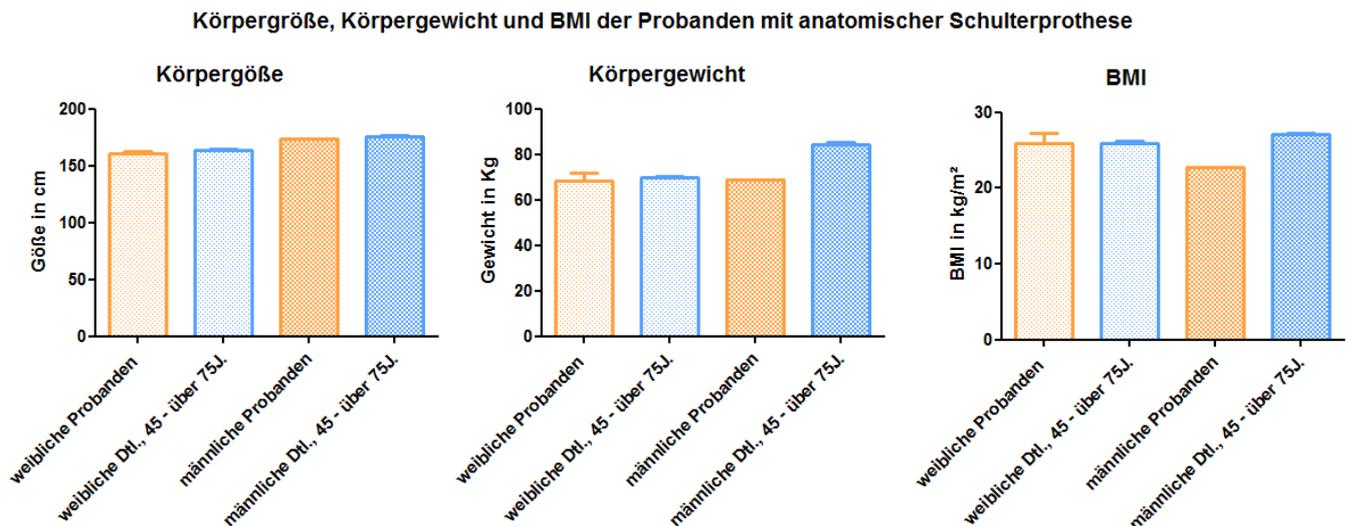


Abbildung 3–3: Körpergröße in cm, Körpergewicht in kg und BMI der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im Geschlechter- und Altersvergleich bundesweit [46]

### 3.3.1.2 Hautfaltendicke und Körperfett

Die Hautfalten der Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite wurden mit dem „Skinfold-Calipper“ gemessen. Aus der Hautfalte der Oberarmrückseite und dem Alter des Patienten konnte der Körperfettanteil mithilfe der Tabelle nach Donoghue ermittelt werden. [44]

Da die männlichen Probanden mit anatomischen Schulterprothesen in dem Untersuchungszeitraum stark in der Minderheit waren, werden hier ausschließlich die weiblichen Probanden hier aufgeführt und diese mit dem gesunden weiblichen Probandenkollektiv aus der Studie „Der Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung im Ellenbogen“ verglichen. [35]

Ein Vergleich mit der hiesigen Untersuchung mit der Hautfaltendicke des gesunden Probandenkollektivs aus der oben genannten Dissertation ergab keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Armseite vorzuzeigen, daher wird hier auf den Vergleich der Armseiten verzichtet und der Mittelwert angegeben. [35] Die Messwerte bei Patienten nach Implantation anatomischer Schulterprothesen beziehen sich in der Tabelle 3-4 ausschließlich auf die operierte Seite.

Das Alter der Probanden mit anatomischer Schulterprothese lag im Bereich von 45 bis 80 Jahren. Bei den Messergebnissen des gesunden Probandenkollektivs wurde darauf geachtet, dass nur Probanden in diesem Altersbereich verglichen wurden.

Es ergaben sich in dem Vergleich der Oberarmvorderseite signifikante Unterschiede. Im Vergleich der Oberarmrückseite und dem Körperfettanteil ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Frauen mit anatomischer Schulterprothese und den weiblichen gesunden Probanden zwischen 45 bis 80 Jahren. Auch im prä- und postoperativen Vergleich wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt, sowohl bei der operierten als auch bei der nicht operierten Seite.

**Oberarmvorderseite (OAVS) und Oberarmrückseite (OARS) der Probanden mit anatomischer Schulterprothese**

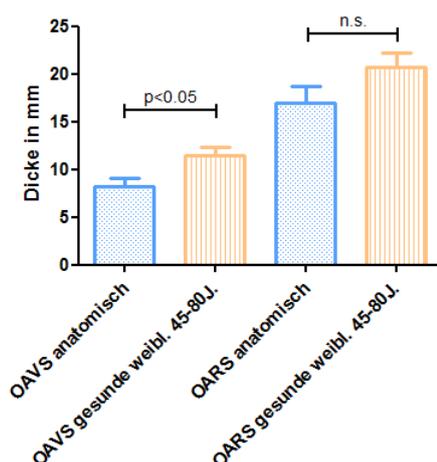


Abbildung 3-4: Vergleich der Hautfaltendicke in mm von Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite von Frauen nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen mit weiblichen, gesunden Probanden im Alter von 45-80 Jahren. „OAVS“= Oberarmvorderseite; „OARS“= Oberarmrückseite; n.s.= nicht signifikant

Weiblich	Körperfettanteil
Probanden mit anatomischen Schulterprothesen	31,6 ± 6,6%
gesunde Probanden 45-80 Jahre	32,9 ± 4,5%

Tabelle 3-1: Vergleich des Körperfettanteils in % bei Frauen nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen und weiblichen, gesunden Probanden im Alter von 45-80 Jahren [35]

### 3.3.1.3 Armlänge und Händigkeit

Von den Probanden mit anatomischer Schulterprothese waren 90,1% Rechtshänder, 9,1% Linkshänder. Die operierte Seite war bei 72,7% der Personen rechts, bei 27,3% der Personen links. Die Händigkeit besitzt keinen signifikanten Einfluss auf die zu messende Kraft. [35]

Die Armlängen wurden als Gesamtarmlänge, Oberarmlänge und Unterarmlänge mit einem Maßband in cm gemessen. Die genauen Messpunkte können aus dem Gliederungspunkt 2.2.5

entnommen werden. Da vor allem die prä- und postoperativen Armlängenveränderungen interessant sind, werden diese hier aufgeführt. Es wurden die Armlängen prä-operativ der betroffenen Seite mit der nicht betroffenen Seite verglichen. Dieser Vergleich wurde auch postoperativ durchgeführt.

Die Gesamtarmlänge der Patienten mit anatomischen Schulterprothesen war vor der Operation bei der OP-Seite  $69,2 \pm 3$  cm, bei der nicht OP-Seite  $69,0 \pm 3,7$  cm. Nach der Operation ist die Gesamtarmlänge bei der OP-Seite mit  $69,3 \pm 3,5$  cm gemessen worden. Die nicht OP-Seite hat sich im Vergleich zur präoperativen Messung nicht verändert.

Im Vergleich zu schultergesunden Probanden zwischen 45 bis 80 Jahren, die dem Altersbereich der operierten Probanden entsprechen, wurde in jeglicher Hinsicht kein signifikanter Unterschied festgestellt. Die Gesamtarmlänge der schultergesunden Personen beträgt  $71,2 \pm 4,2$  cm. [35]

#### Gesamtarmlänge der Probanden mit anatomischer Schulterprothese

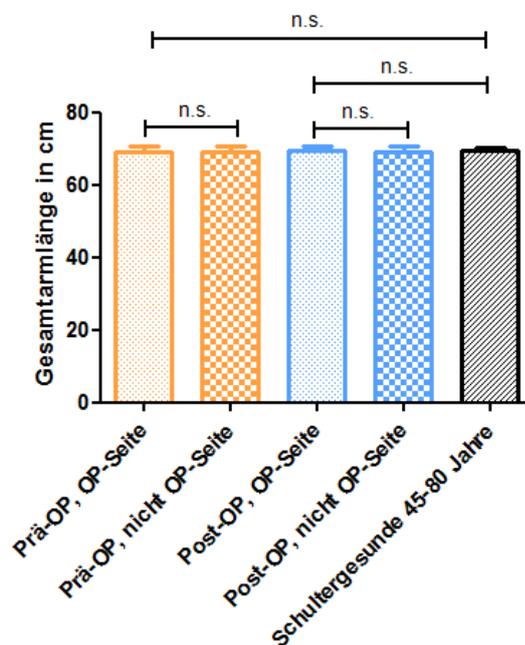


Abbildung 3–5: Gesamtarmlänge in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s. = nicht signifikant [35]

Die Oberarmlänge ist vor und nach der Operation ebenfalls nicht signifikant auffällig unterschiedlich. Auf der operierten Seite ist sie vor der Operation mit  $30,3 \pm 2,4$  cm und auf der nicht operierten Seite mit  $30,0 \pm 2,1$  cm gemessen worden. Nach der Operation ergab die Längenmessung auf der operierten Seite  $30,5 \pm 2,4$  cm und auf der nicht operierten Seite 30,0

$\pm 1,9\text{cm}$ . Im Vergleich zu Schultergesunden, mit einer mittleren Oberarmlänge von  $28,0 \pm 2,4\text{cm}$  ist eine erkennbare Differenz ermittelt worden. [35]

Da die Unterarmlängen sich prä- und postoperativ nicht signifikant verändert haben und diese auch keinen signifikanten Einfluss auf die Kraft von Supination, Pronation und auf die Flexion im Ellbogengelenk haben, wird hier auf eine ausführliche Datenpräsentation verzichtet. [35]

#### Oberarmlänge der Probanden mit anatomischer Schulterprothese

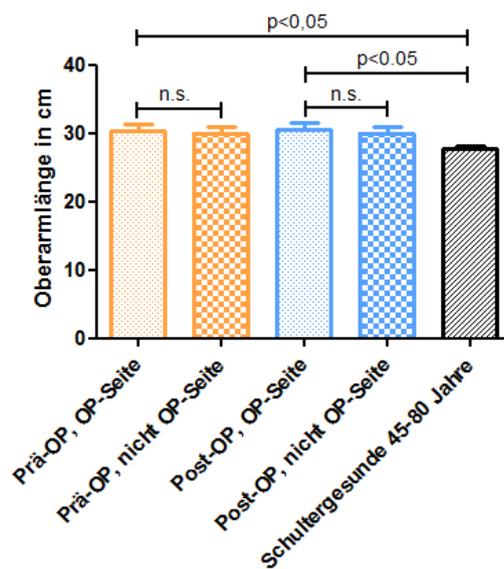


Abbildung 3–6: Oberarmlänge in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant [35]

#### 3.3.1.4 Armumfänge

Oberarmumfang, Handgelenksumfang und Mittelhandumfang wurden bei jedem Probanden in cm gemessen. Auch diese Probanden wurden im prä- und postoperativen Vergleich den altersadaptierten gesunden Probanden gegenübergestellt. Die Abbildungen 3-7, 3-8 und 3-9 machen deutlich, dass nur der Handgelenksumfang postoperativ einen Unterschied zu dem gesunden Probandenkollektiv aufzeigt.

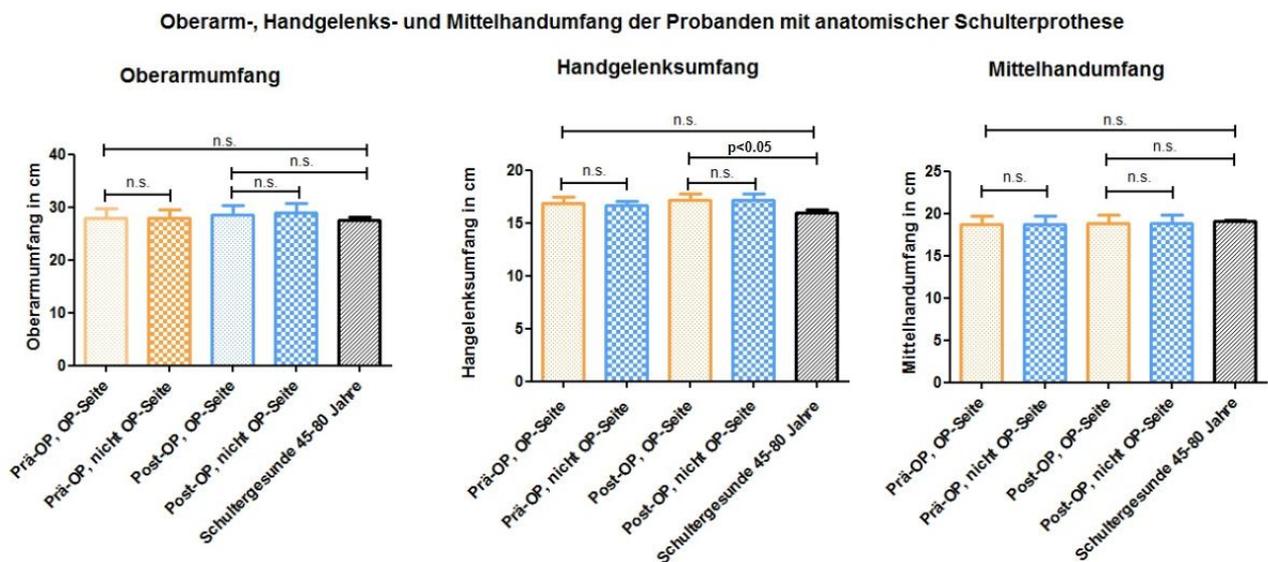


Abbildung 3–7: Oberarm-, Handgelenks- und Mittelhandumfang in cm der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant;  $p < 0,05$  = signifikant [35]

### 3.3.1.5 Zusammenfassung

Zu den anthropometrischen Messergebnissen bei Personen mit anatomischen Schulterprothesen ist hervorzuheben:

- Die Armlängen vor und nach der Implantation der anatomischen Schulterprothese verändert sich nicht signifikant.
- Signifikante Unterschiede zu altersadaptierten Schultergesunden konnten nur in Oberarmlänge und Handgelenksumfang festgestellt werden.
- Gesamtarmlänge, Oberarmumfang und Mittelhandumfang wurden durch die Operation nicht beeinflusst. Körpergewicht, Körpergröße und BMI entsprachen den statistischen Werten des Bundes aus dem Jahr 2009. [46]

## 3.3.2 Schulter-Scores prä- und postoperativ

### 3.3.2.1 Constant-Murley-Score (CMS)

Dieser Score wurde bei jedem Studienteilnehmer durchgeführt. Er ist im Unterpunkt 2.2.2 genauer beschrieben. Die Schmerzfreiheit bei der Messung des Bewegungsumfangs und der Kraft wurde streng beachtet. Die Schulterfunktion konnte postoperativ signifikant besser ein-

gestuft werden, mit  $p = 0.0313$ . Der Zeitpunkt der postoperativen Nachuntersuchung wurde bei den anatomischen Schulterprothesen auf  $8,5 \pm 2,5$  Monate nach der Operation festgelegt. Ein Mindestzeitunterschied von 6 Monaten postoperativ war damit eingehalten. Der Mittelwert des CMS vor der Prothesenoperation lag vor der Prothesenoperation bei  $37,0 \pm 10,9$  Punkten. Nach der Prothesenoperation ist er mit  $70,5 \pm 13,7$  Punkten gemessen worden.

#### Constant-Muley-Score (CMS) bei Probanden mit anatomischer Schulterprothese

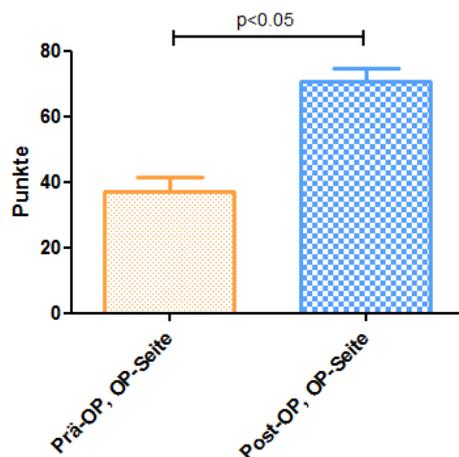


Abbildung 3–8: Constant-Murley-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant

#### 3.3.2.2 ROWE-Score

Auch der ROWE-Score ist frühestens 6 Monate nach der Operation gemessen worden. Er ergab sich im Vergleich zum präoperativen Ergebnis von  $p = 0.0355$  eine signifikant höhere Punktzahl. Präoperativ konnten im Mittel  $37,5 \pm 9,9$  Punkte vergeben werden, während die Studienteilnehmer postoperativ erfreuliche  $79,5 \pm 12,5$  Punkte erreichten.

### ROWE-Score bei Probanden mit anatomischer Schulterprothese

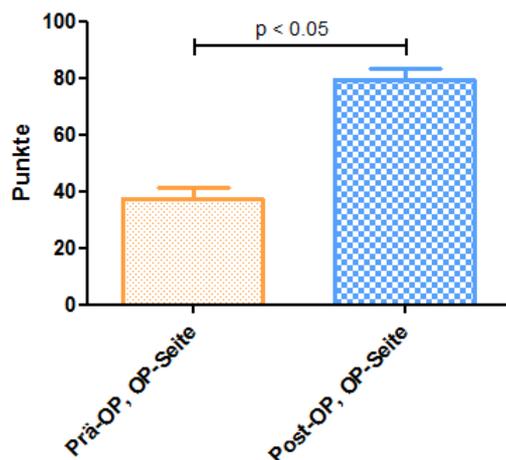


Abbildung 3–9: ROWE-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant

#### 3.3.2.3 Zusammenfassung

Sowohl der Schulterfunktionsscore nach Constant-Murley als auch der ROWE-Score haben eine deutliche Verbesserung im prä- und postoperativen Vergleich bestätigt. Die Probanden hatten somit postoperativ eine verbesserte Lebensqualität im Sinne der Schulterbeweglichkeit, der Aktivitäten des täglichen Lebens, der Kraft und der Stabilität.

### 3.3.3 Kraftmessung

#### 3.3.3.1 Vergleich der operierten Seite mit der nicht operierten Seite, vor und nach der OP

##### 3.3.3.1.1 Supination

Die Kraft der Supination im Unterarm wurde in vier verschiedenen Ausgangspositionen gemessen. Die genauen Messpositionen und das Vorgehen im Einzelnen können dem Unterpunkt 2.4.1 entnommen werden.

Die Supination der Probanden wurde vor und nach der Prothesenimplantation gemessen, die postoperative Untersuchung wurde mindestens 6 Monate nach der Operation (im Bereich  $8,5 \pm 2,5$  Monaten) durchgeführt.

Die Kraft der Supination in  $0^\circ$  Ellenbogenbeugung und in  $90^\circ$  Ellenbogenbeugung wurde zwischen der operierten und der nicht operierten Seite verglichen. Die Mittelwerte und die

Standardabweichung, sowie die Signifikanz (p-Wert) für die Position 90\_90 sind in der Tabelle 3-2 angegeben.

In 0° Ellenbogenflexion wurde vor der Operation ein signifikanter Kraftunterschied in Position 0\_0, 0\_45 und 0\_90 gemessen, welcher postoperativ fast völlig verschwunden ist. Die Kraft hat sich nach der Operation so verändert, dass sich sowohl auf der operierten, als auch auf der nicht operierten Seite keine Unterschiede mehr zeigten.

In 90° Ellenbogenbeugung konnte der vorherrschende, präoperative signifikante Unterschied nur in 90\_135 ausgeglichen werden. Vor allem ist hervorzuheben, dass in der Position 90\_90 sowohl prä-, als auch postoperativ keine signifikanten Kraftunterschiede zwischen der operierten und der nicht operierten Seite existierten.

Weiter konnte festgestellt werden, dass die Supinationskraft von der 0\_0 bis zur 0\_135 Ausgangsstellung beziehungsweise auch von der 90\_0 bis zur 90\_135 Position signifikant abnimmt. Diese Kraftabnahme wurde auch schon bei Schultergesunden und bei Patienten mit Tenotomie bzw. Tenodese bestätigt. [35]

## Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion

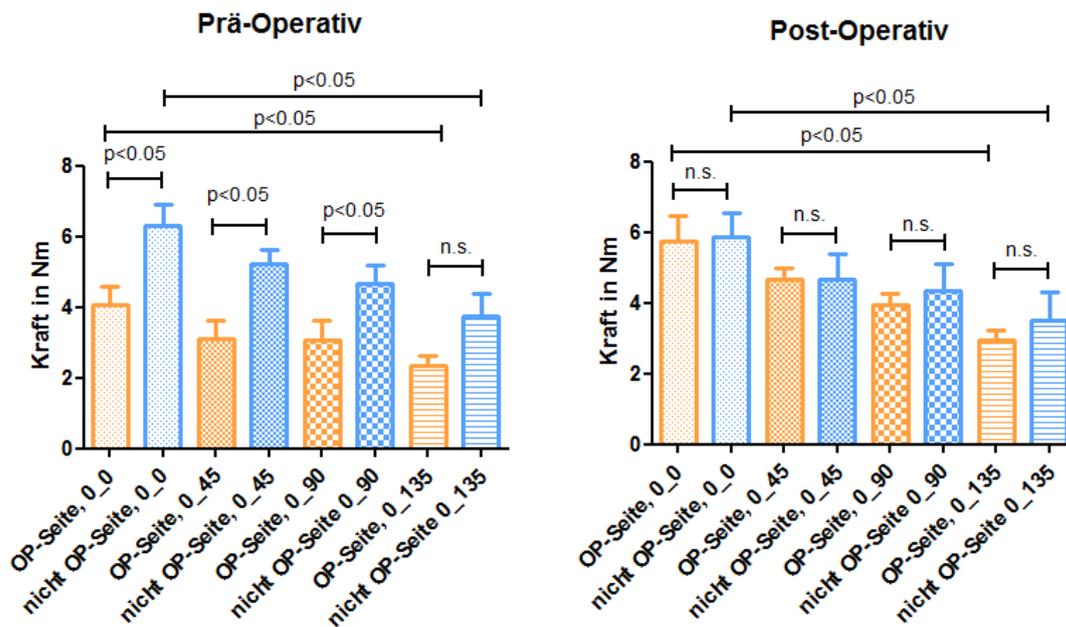


Abbildung 3–10: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination

## Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion

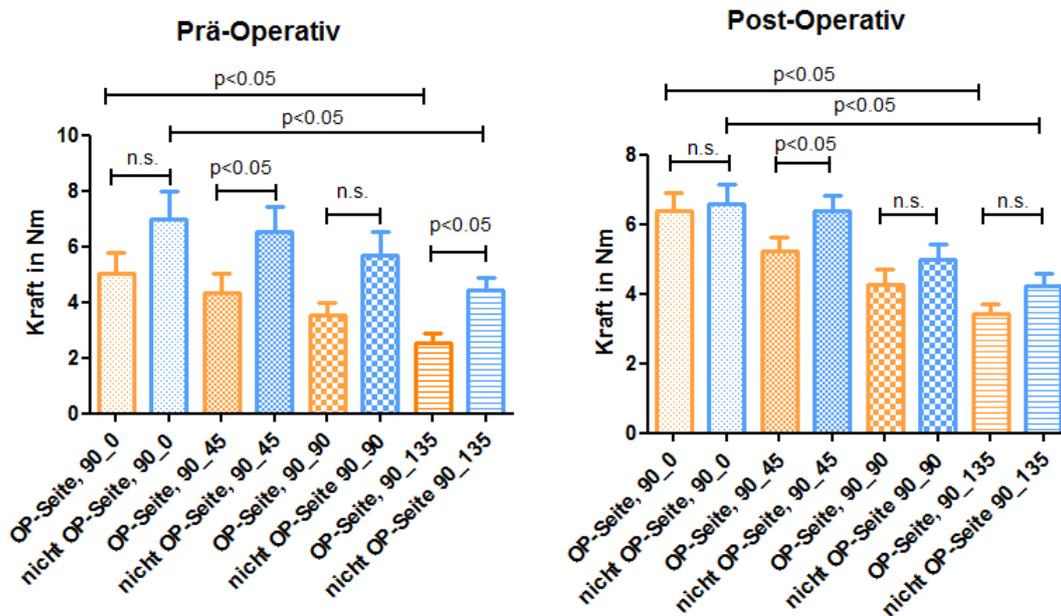


Abbildung 3–11: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination

Armseite	Mittelwert $\pm$ Standardabweichung	p-Wert
Prä-Op, Op-Seite 90_90	3,5 $\pm$ 1,1 Nm	p= 0,0625
Prä-Op, nicht Op-Seite 90_90	5,7 $\pm$ 2,1 Nm	n.s.
Post-Op, Op-Seite 90_90	4,3 $\pm$ 1,4 Nm	p= 0,2475
Post-Op, nicht Op-Seite 90_90	4,9 $\pm$ 1,5 Nm	n.s.

Tabelle 3-2: Mittelwert, Standardabweichung und p-Wert bei der Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90°\_90° Position, im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite, n.s. = nicht signifikant

### 3.3.3.1.2 Flexion

Auch bei der Flexionskraft konnten sowohl vor der Operation als auch nach der Operation keine signifikanten Unterschiede im Vergleich der operierten Seite mit der nicht operierten Seite festgestellt werden. Zur graphischen Darstellung siehe die folgende Abbildung 3-12.

**Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese**

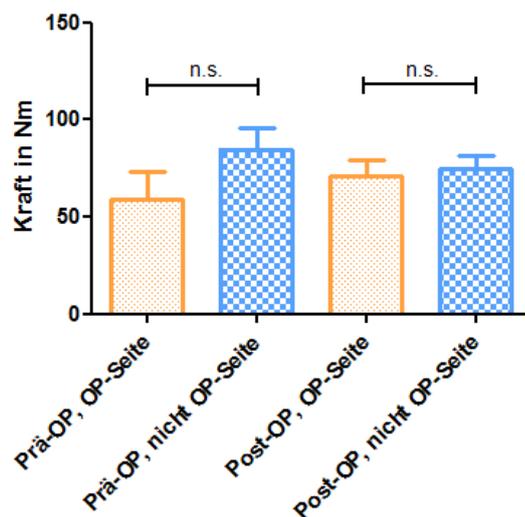


Abbildung 3-12: Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant

### 3.3.3.1.3 Pronation

Die Kraft für die Pronation ergab bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese ebenfalls keine bedeutsamen Unterschiede. Sie ist präoperativ und postoperativ ohne auffälligen Unterschied.

#### Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese

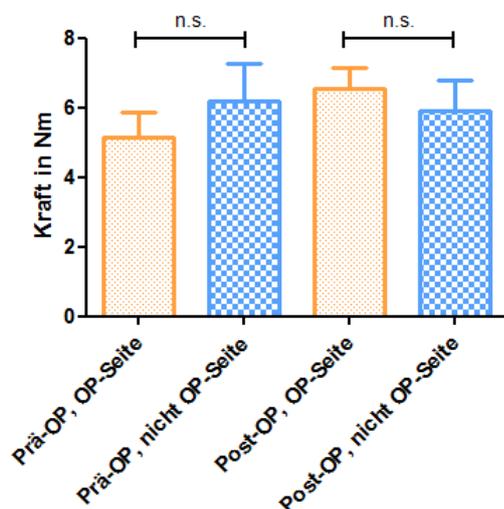


Abbildung 3–13: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite und mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant

### 3.3.3.1.4 Zusammenfassung

Die Kraft für die Supinationsbewegung bei den Patienten mit anatomischer Schulterprothese zeigten folgende Ergebnisse:

- In der Position 0\_0, 0\_45 und 0\_90 wurde die Supinationskraft von einem signifikanten Unterschied der kranken zur gesunden Seite vor der Operation in einen nicht signifikanten Unterschied postoperativ ausgeglichen.
- In der Position 0\_135 wurde vor und nach der Operation keinen signifikanten Unterschied festgestellt.
- In 90° Ellenbogenflexion veränderte sich die 90\_135 Position von einem signifikanten Unterschied im Verhältnis der kranken zur gesunden Seite präoperativ zu einem nicht signifikanten Unterschied postoperativ.
- Bei allen anderen Positionen dieser Ellenbogenposition blieben die Unterschiede gleich. In der 90\_0 und der 90\_90 Position war jeweils vor und nach der Operation

kein signifikanter Unterschied erkennbar. In der 90\_45 Position blieb der signifikante Unterschied postoperativ erhalten.

- In der Kraftmessung der Flexion und Pronation blieb der signifikante Unterschied prä- und postoperativ aus.

### **3.3.3.2 Vergleich mit gesunden Probanden im Alterskollektiv**

Die prä- und postoperativen Ergebnisse für die Studienteilnehmer mit anatomischer Schulterprothese sind im Folgenden denjenigen eines gesunden Probandenkollektiv in entsprechenden Alter von 45 bis 75 Jahren und weiblichen Geschlechts gegenübergestellt. Das Durchschnittsalter der Probanden mit anatomischer Schulterprothese lag bei  $60 \pm 10,02$  Jahren, das der gesunden Personen bei  $55 \pm 7,43$  Jahren.

Da in dem gesunden Probandenkollektiv für die Supination und auch für die Flexion bei weiblichen Probanden kein Unterschied zwischen der dominanten und nicht-dominanten Armseite vorlag, wurden stets die Messergebnisse der rechten Armseite verwendet. [35]

#### **3.3.3.2.1 Supination**

Die Kraft der Supination ist in 0° Ellenbogenflexion vor und nach der Operation im Vergleich zu dem gesunden Probandenkollektiv fast ohne signifikanten Unterschied. Jedoch konnte in der 0\_90 Position postoperativ ein Unterschied erfasst werden.

In 90° Ellenbogenflexion zeigte sich in jeder Ausgangsposition des Unterarms vor der Implantation der Schulterprothese eine deutliche Differenz zu dem gesunden Probandenkollektiv. Postoperativ wurde dieser Unterschied ausgeglichen.

## Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion

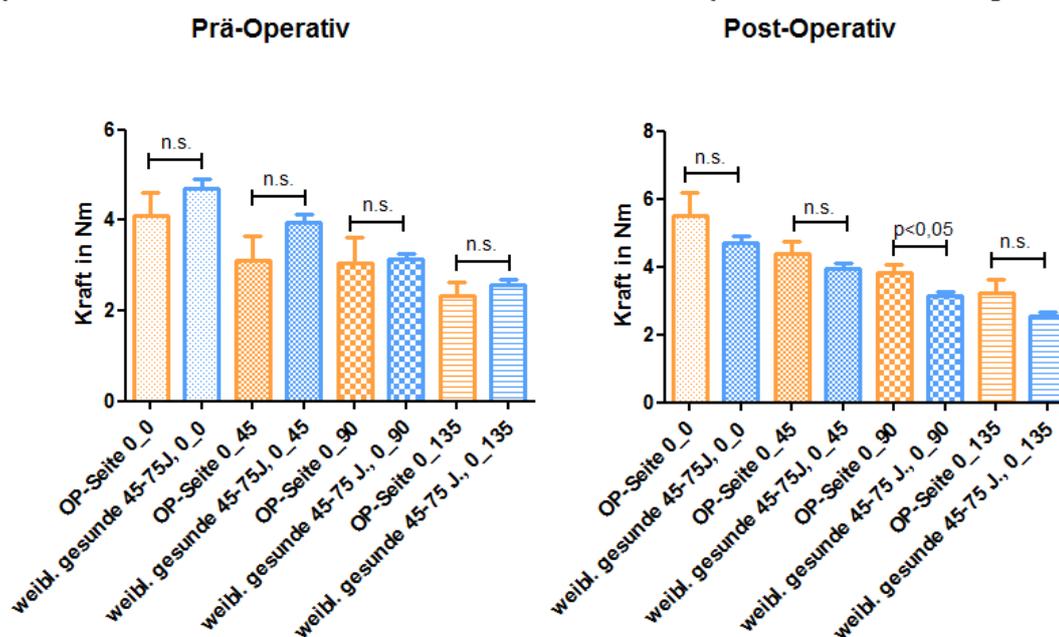


Abbildung 3–14: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35]

## Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion

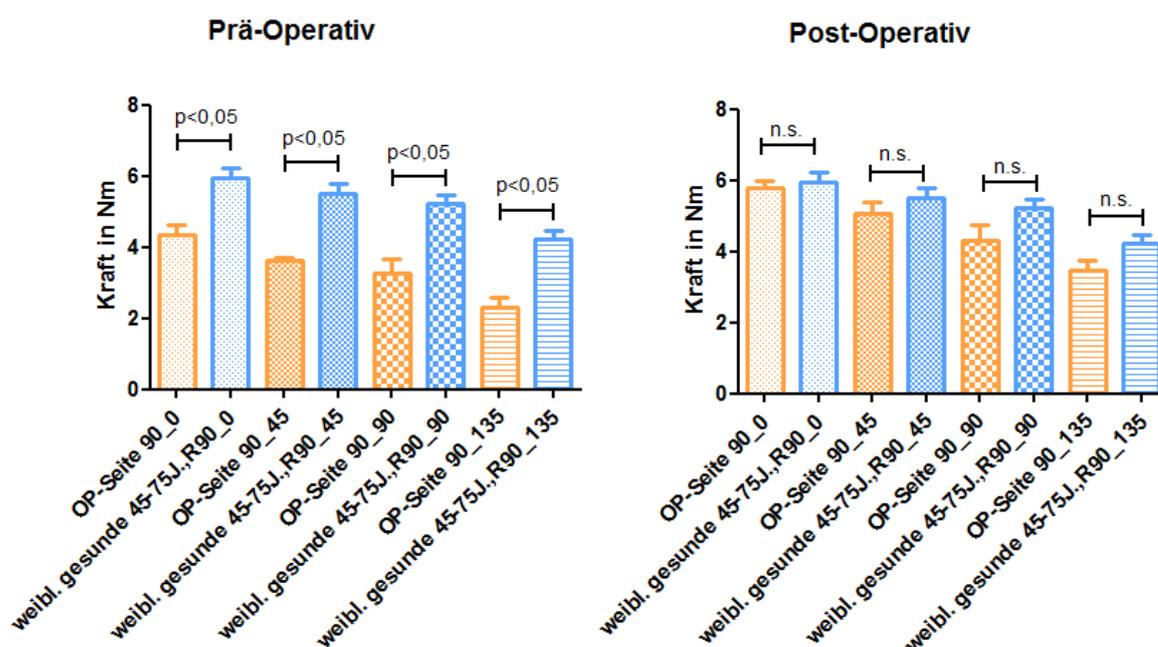


Abbildung 3–15: Supinationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv, n.s.= nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35]

### 3.3.3.2.2 Flexion und Pronation

Auch die Kraftmessungen für die Flexion und Pronation blieben vor und nach der Prothesenoperation ohne nennenswerte Signifikanz. In den folgenden Abbildungen 3-16 und 3-17 sind die Messwerte graphisch dargestellt.

#### Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese

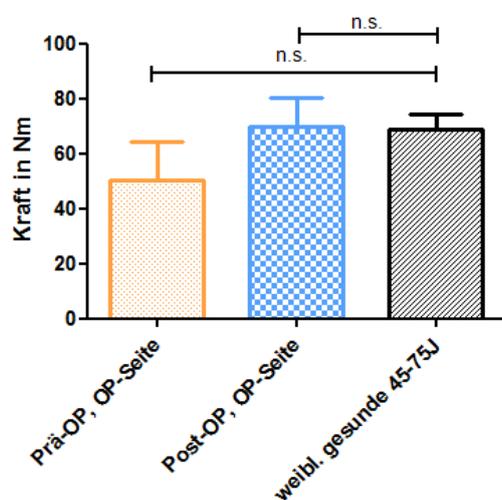


Abbildung 3–16: Flexionskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant [35]

#### Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese

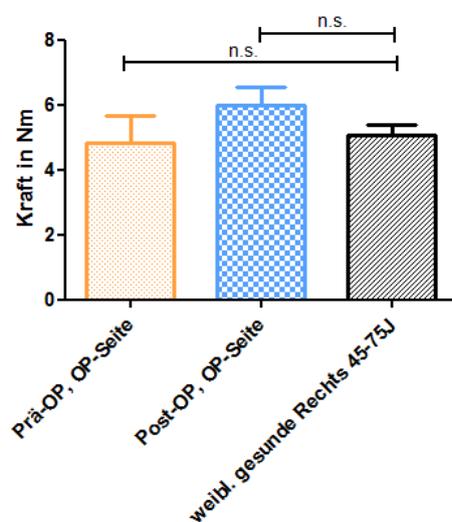


Abbildung 3–17: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv in gleicher Altersgruppe; n.s.= nicht signifikant [35]

### **3.3.3.2.3 Zusammenfassung**

Stellt man die Probanden mit anatomischer Schulterprothese vor und nach der Operation einem alters- und geschlechtsadaptierten gesunden Kollektiv gegenüber, wird Folgendes deutlich:

- die Kraft für die Flexion und Pronation ändert sich nicht signifikant.
- Für die Supination ergab sich in 0° Ellenbogenflexion nur ein postoperativer Unterschied in 0\_90.
- In 90° Ellenbogenflexion war die Supinationskraft für jede Ausgangsposition präoperativ signifikant unterschiedlich. Postoperativ lag dieser Unterschied nicht mehr vor.

## **3.4 Anthropometrische Messparameter, Schulter-Scores und Kraftmessung der Probanden mit inverser Schulterprothese**

### **3.4.1 Anthropometrische Messparameter**

#### **3.4.1.1 Körpergröße, Körpergewicht und BMI**

Wie bei den Studienteilnehmern mit anatomischer Schulterprothese sind die Mittelwerte von Körpergröße, Körpergewicht und Body-Mass-Index der Personen mit inverser Schulterprothese ermittelt und mit der Gesamtbevölkerung des Bundes im Jahr 2009 im Alterskollektiv verglichen worden. Das Alter der weiblichen Teilnehmer lag zwischen 50 bis über 75 Jahren, während das Alter der männlichen Probanden sich im Rahmen von 65 bis über 75 Jahren bewegte. Deshalb wurde das Alterskollektiv geschlechtergetrennt angepasst.

Die Probanden wiesen in allen drei Entitäten eine gute Kongruenz zur Gesamtbevölkerung des Bundes auf.

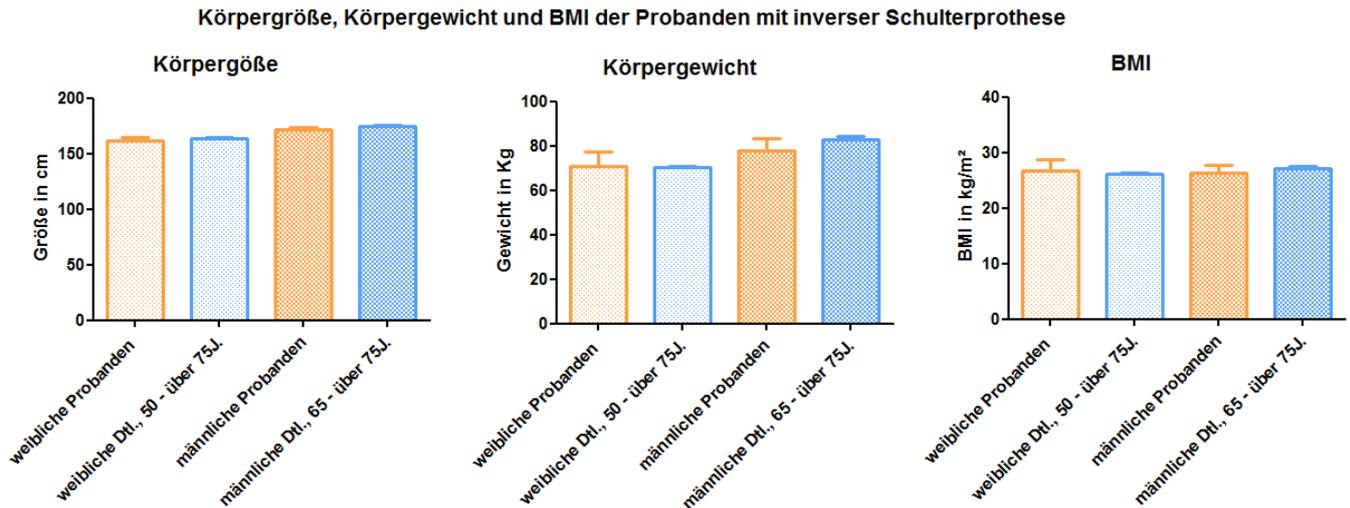


Abbildung 3–18: Körpergröße in cm, Körpergewicht in kg und BMI der Probanden mit inverser Schulterprothese im Geschlechter- und Altersvergleich bundesweit [46]

### 3.4.1.2 Hautfaltendicke und Körperfett

Die Messung der Hautfaltendicke und des Körperfetts erfolgte bei den Personen mit inverser Schulterprothese in gleicher Weise wie bei den Studienteilnehmern mit anatomischer Schulterprothese. Die Ergebnisse sind denen gesunder Probanden im gleichen Altersbereich gegenübergestellt. [35]

Beim gesunden Probandenkollektiv ist wie im obigen Verfahren nur eine Armseite angegeben, da diese im Seitenvergleich keinen signifikanten Unterschied aufzeigte. [35] Bei den operierten Personen wurde die Hautfaltendicke der operierten Armseite herangezogen.

Die weiblichen und männlichen sind mit altersgemäßen gesunden Personen verglichen worden. In der Gegenüberstellung mit den gesunden Personen wird deutlich, dass bei der Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite sowohl bei den männlichen als auch bei den weiblichen Probanden keine signifikanten Unterschiede im präoperativen und im postoperativen Vergleich bestanden.

Die weiblichen operierten Probanden hatten eine Hautfaltendicke der Oberarmvorderseite von  $9,0 \pm 2,9$  mm und der Oberarmrückseite von  $17,0 \pm 5,3$  mm. Die gesunden Frauen im Alter von 50 bis 85 Jahren haben eine Oberarmvorderseite von  $11,3 \pm 4,5$  mm bzw. eine Oberarmrückseite von  $20,1 \pm 7,1$  mm.

Bei den männlichen operierten Probanden war die Hautfalte der Oberarmvorderseite  $5,5 \pm 2,1$  mm, die der Oberarmrückseite  $11,25 \pm 2,9$  mm. Die Hautfaltendicke am Oberarm der gesunden Männer beträgt vorne  $7,1 \pm 4,0$  mm, hinten  $12,6 \pm 6,6$  mm.

Der Körperfettanteil ist in Tabelle 3-3 dargestellt. Er zeigt im Vergleich mit den gesunden Personen keinen signifikanten Unterschied.

### Oberarmvorderseite (OAVS) und Oberarmrückseite (OARS) der Probanden mit inverser Schulterprothese

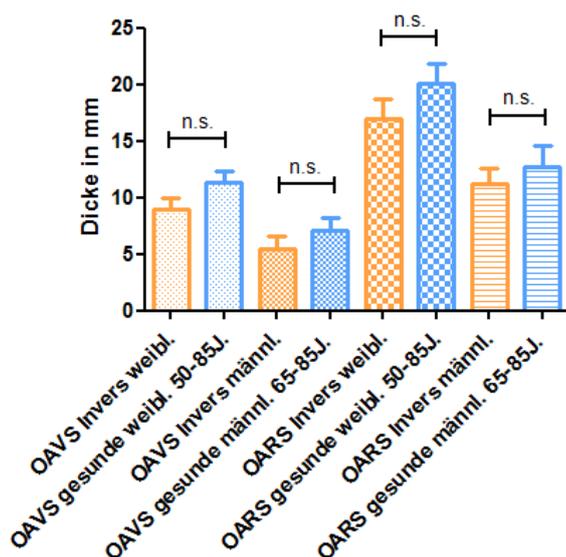


Abbildung 3–19: Vergleich der Hautfaltendicke in mm von Oberarmvorderseite und Oberarmrückseite von Probanden nach Implantation von inversen Schulterprothesen mit gesunden Probanden im Alterskollektiv. „OAVS“ = Oberarmvorderseite; „OARS“ = Oberarmrückseite; n.s. = nicht signifikant. [35]

<b>Männlich</b>	<b>Körperfettanteil</b>
Probanden mit inversen Schulterprothesen	$28,9 \pm 2,9\%$
Gesunde Probanden 65-85 Jahre	$29,6 \pm 6,8\%$
<b>Weiblich</b>	<b>Körperfettanteil</b>
Inverse Prothesen	$33,9 \pm 3,9\%$
Gesunde Probanden 50-85 Jahre	$32,4 \pm 4,2\%$

Tabelle 3-3: Vergleich des Körperfettanteils in % bei Probanden nach Implantation von inversen Schulterprothesen und gesunden Probanden im Alterskollektiv [35]

### 3.4.1.3 Armlänge und Händigkeit

Von den Probanden, die eine inverse Schulterprothese erhalten haben, waren 81,8% Rechtshänder, 18,2% Linkshänder.

Es wurden auch hier die Gesamtarmlänge, die Oberarmlänge und die Unterarmlänge gemessen. Die Messergebnisse wurden im Seitenvergleich vor der Operation und nach der Operation ausgewertet.

Die Gesamtarmlänge umfasste präoperativ auf der OP-Seite  $71,1 \pm 3,9$  cm, auf der nicht OP-Seite mit  $71,2 \pm 4,2$  cm. Es ergab sich vor der Operation kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Armlängen. Postoperativ jedoch wurde ein signifikanter Unterschied beider Armlängen mit  $p=0,0053$  ausgemacht. Die Gesamtarmlänge der OP-Seite wurde mit  $72,0 \pm 4,3$  cm, auf der nicht OP-Seite weiterhin mit  $71,2 \pm 4,2$  cm erhoben.

Vergleicht man die Gesamtarmlängen mit altersadaptierten Schultergesunden, fällt sowohl vor als auch nach der Operation auf beiden Armseiten kein signifikanter Unterschied auf.[35]

#### Gesamtarmlänge der Probanden mit inverser Schulterprothese

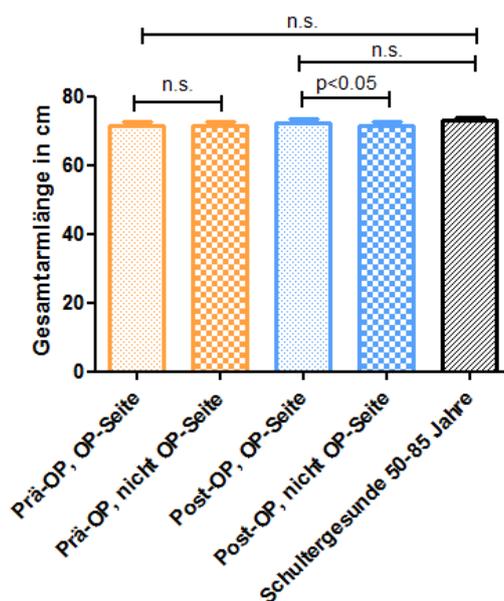


Abbildung 3–20: Gesamtarmlänge in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant [35]

Die Ergebnisse Oberarmlängenmessung entsprachen dem der Gesamtlängenmessung. Präoperativ lag die Oberarmlänge auf der OP-Seite bei  $30,5 \pm 4,1$  cm, auf der nicht OP-Seite bei  $30,4 \pm 3,9$  cm. Postoperativ konnte eine signifikante Armlängenveränderung auf der OP-Seite mit  $31,4 \pm 4,2$  cm festgestellt werden. Auf der nicht OP-Seite blieb die Oberarmlänge erwartungsgemäß beim gleichen Wert wie vor der Operation.

Im Verhältnis zu Schultergesunden blieb die Oberarmlänge auch hier vor und nach der Operation in einem vergleichbaren Rahmen.

Wie beim Unterpunkt 3.2.1.3 wird auch hier von einer graphischen Abbildung der Unterarmlängen abgesehen, da keine relevanten Veränderungen eruiert wurden, und die Unterarmlänge zudem keinen Einfluss auf die Kraftmessungen besitzt. [35]

### Oberarmlänge der Probanden mit inverser Schulterprothese

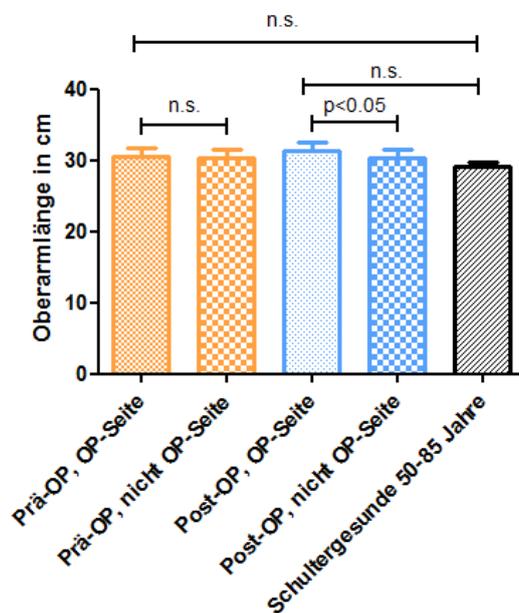


Abbildung 3–21: Oberarmlänge in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant [35]

### 3.4.1.4 Armumfänge

Bei den Probanden mit inverser Schulterprothese konnten wie bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese keine erwähnenswerte Unterschiede bezüglich Oberarmumfang, Handgelenksumfang und Mittelhandumfang nachgewiesen werden. Im Seitenvergleich vor der Operation und nach der Operation sowie im Vergleich mit schultergesunden Personen zwischen 50 und 85 Jahren war kein Unterschied festzustellen.

Da bei den Schultergesunden kein signifikanter Unterschied in der Seitendifferenz besteht, ist in folgender Tabelle 2-22 nur eine Armseite angegeben.

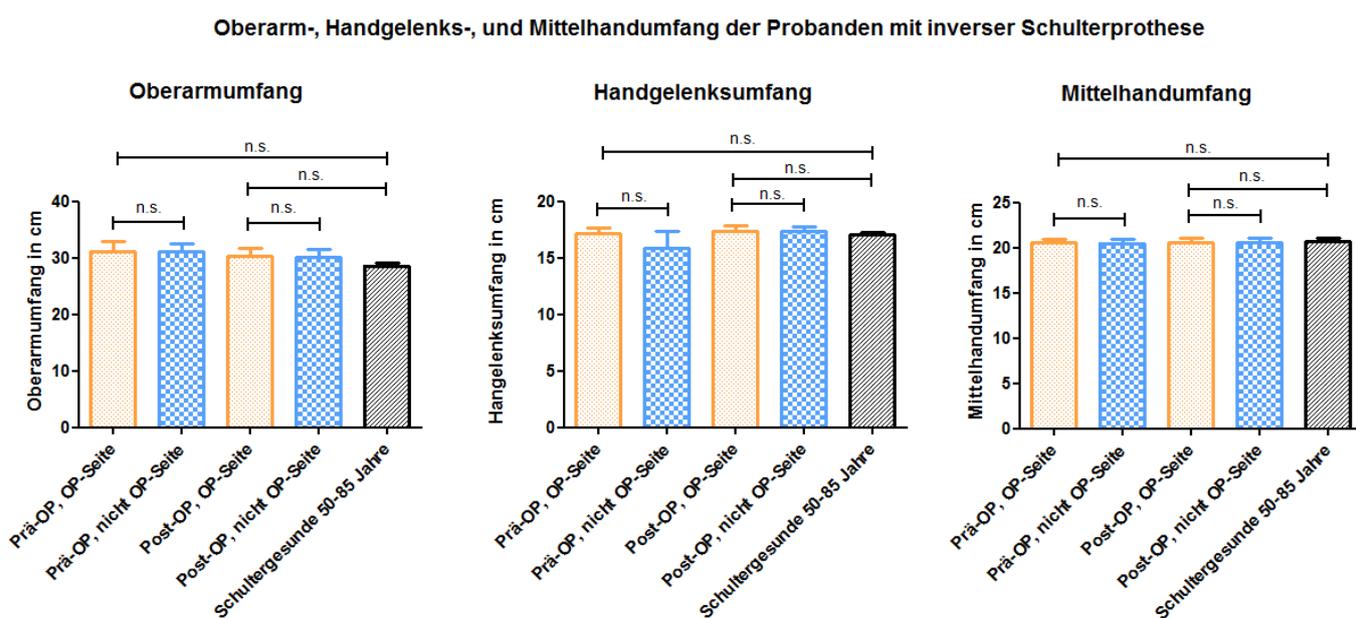


Abbildung 3–22: Oberarm-, Handgelenks-, und Mittelhandumfang in cm der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite mit Schultergesunden in gleicher Altersgruppe, n.s.= nicht signifikant [35]

### **3.4.1.5 Zusammenfassung**

- Der bemerkenswerte Unterschied zu den Studienteilnehmern mit anatomischer Prothese ist, dass die Patienten mit inverser Schulterprothese postoperativ eine signifikante Armlängenveränderung auf der operierten Seite haben, die sich sowohl in der Gesamtarmlänge als auch in der Oberarmlänge widerspiegelt.
- Im Vergleich zu dem gesunden Probandenkollektiv gleichen Alters zeigt sich die signifikante postoperative Armlängenveränderung nicht.
- Die Armumfänge sind ohne signifikante Veränderungen vor und nach der Operation und im Vergleich zu den gesunden Personen gemessen worden.
- Die Körpermaße bezüglich Größe, Gewicht und BMI sind ebenfalls mit den Werten des Bundes aus dem 2009 gut zu vergleichen. [46]

## **3.4.2 Schulter-Scores prä- und post- OP**

### **3.4.2.1 Constant-Murley-Score**

Der Constant-Murley-Score zeigte bei den Personen mit inverser Schulterprothese eine signifikante Verbesserung der Schulterfunktion mit  $p= 0,0038$ . Es wurde, wie bei allen Teilnehmern der Studie, auf absolute Schmerzfreiheit während der Testung geachtet. Die postoperative Nachuntersuchung der Patienten erfolgte nach  $9,5 \pm 2,9$  Monaten. Vor der Operation wurde der CMS mit  $36,0 \pm 15,3$  Punkten ermittelt. Nach der Operation verbesserte sich der Wert erheblich auf  $56,7 \pm 7,4$  Punkte.

### Constant-Murley-Score (CMS) bei Probanden mit inverser Schulterprothese

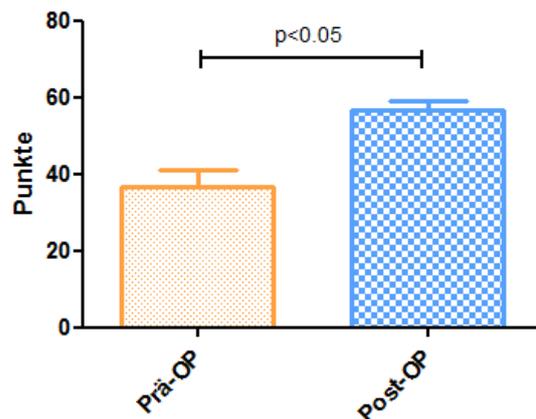


Abbildung 3–23: Constant-Murley-Score der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant

#### 3.4.2.2 ROWE-Score

Der ROWE-Score wurde postoperativ im gleichen Zeitraum wie der Constant-Murley-Score aufgenommen. Er hatte mit  $67,6 \pm 12,4$  Punkte ebenfalls einen signifikant höheren Wert. Vor der Operation hatten die Probanden nur  $45,0 \pm 18,2$  Punkte erreicht. Diese Signifikanz wurde mit  $p = 0,0038$  ermittelt. Die Schulterfunktion hat sich somit auch nach diesem Score aufgrund der Operation verbessert.

### ROWE-Score bei Probanden mit inverser Schulterprothese

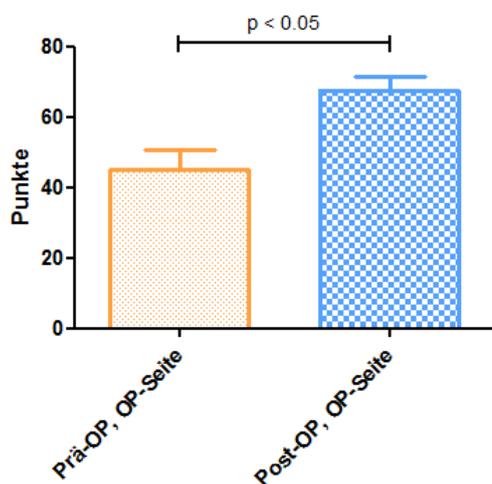


Abbildung 3–24: ROWE-Score der Probanden mit inverser Schulterprothese im prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant

### **3.4.2.3 Zusammenfassung**

Wie die Probanden mit anatomischer Schulterprothese konnten die Probanden mit inverser Schulterprothese durch die Operation eine signifikante Verbesserung der Schulterfunktion postoperativ erreichen. Die Verbesserung zeigte sich im Punktescore von Constant-Murley und ebenso im ROWE-Score.

### **3.4.3 Kraftmessung**

#### **3.4.3.1 Vergleich der operierten Seite mit der nicht operierten Seite, vor und nach der OP**

##### **3.4.3.1.1 Supination**

Die Untersuchungen bei den Personen mit inverser Schulterprothese sind  $9,5 \pm 2,9$  Monate nach der Operation durchgeführt worden. Dabei wurde strikt darauf geachtet, dass für die postoperative Messung ein Mindestzeitraum von 6 Monaten eingehalten wurde.

Die Daten der Supinationskraft in  $0^\circ$  Ellenbogenflexion sind bei der Gegenüberstellung der prä- und postoperativen Untersuchungen, etwas unterschiedlich ausgefallen:

Bei der Ausgangsstellung 0\_45 und 0\_135 entfiel der signifikante Unterschied vor der Operation. Die Messposition 0\_90 verblieb vor und nach der Operation mit einer signifikanten Differenz. Erstaunlicherweise ist in der 0\_0 Position, welche vor der Operation ohne auffälliger Seitendifferenz gemessen wurde, nach der Operation ein signifikanter Unterschied ( $p = 0,0328$ ) aufgetreten.

In  $90^\circ$  Ellenbogenflexion waren die Werte präoperativ konstant deutlich unterschiedlich, während die Messpositionen nach der Operation nicht mehr signifikant unterschiedlich ausfielen. Für die 90\_90 Position sind Mittelwerte, Standardabweichung, p-Wert und Signifikanz in Tabelle 3-4 gesondert dargestellt.

Die signifikante Abnahme der Supinationskraft von der 0\_0 bis zur 0\_135 Position beziehungsweise von der 90\_0 bis zur 90\_135 Position ist in den Abbildungen 3-25 und 3-26 angegeben.

## Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion

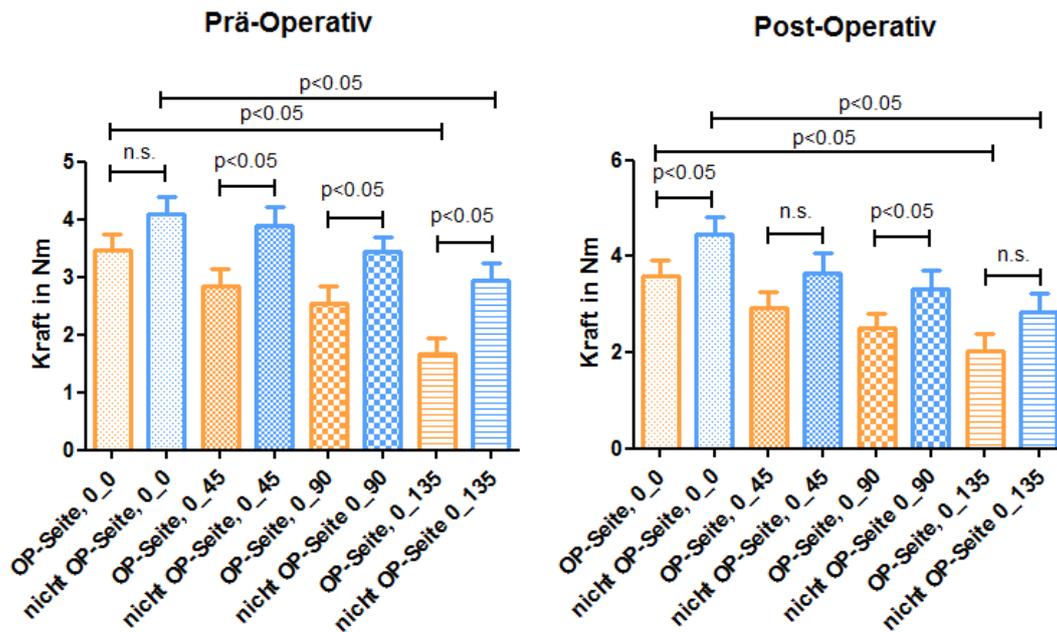


Abbildung 3–25: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination

## Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion

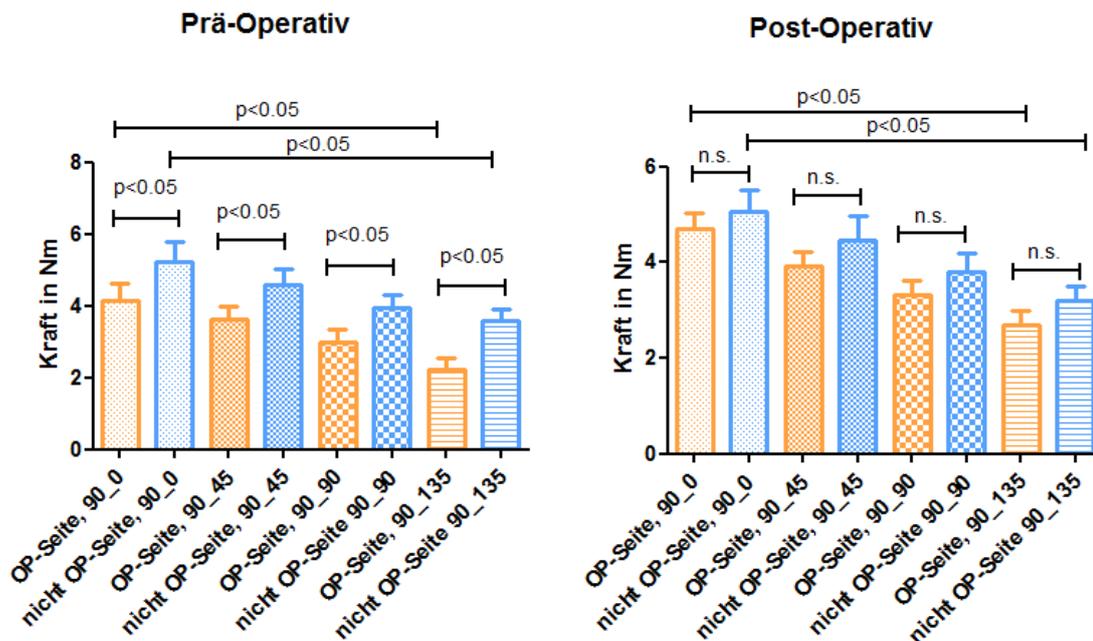


Abbildung 3–26: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination

Armseite	Mittelwert $\pm$ Standardabweichung	p-Wert
Prä-Op, Op-Seite 90_90	2,9 $\pm$ 1,3 Nm	p= 0,0186 signifikant
Prä-Op, nicht Op-Seite 90_90	3,9 $\pm$ 1,2 Nm	
Post-Op, Op-Seite 90_90	3,3 $\pm$ 0,9 Nm	p= 0,3278 n.s.
Post-Op, nicht Op-Seite 90_90	3,8 $\pm$ 1,3 Nm	

Tabelle 3-4: Mittelwert, Standardabweichung und p-Wert bei der Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90°\_90° Position im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite,  $p < 0,05$ = signifikant; n.s. = nicht signifikant

### 3.4.3.1.2 Flexion

Die maximale Kraft der Ellenbogenbeugung wurde vor der Operation auf der operierten Seite mit  $43,2 \pm 20,7$  Nm gemessen. Die nicht operierte Seite wurde mit  $59,8 \pm 30,7$  Nm ermittelt. Die beiden Messergebnisse sind im „Wilcoxon matched pairs Test“ mit  $p = 0,0420$  deutlich unterschiedlich ausgefallen. Postoperativ stieg die Flexionskraft bei der operierten Seite auf  $53,6 \pm 22,8$  Nm und schaffte somit einen Ausgleich der präoperativen Signifikanz ( $p = 0,4131$ ). Die nicht operierte Seite wurde Postoperativ mit  $55,6 \pm 25,2$  Nm aufgenommen.

**Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese**

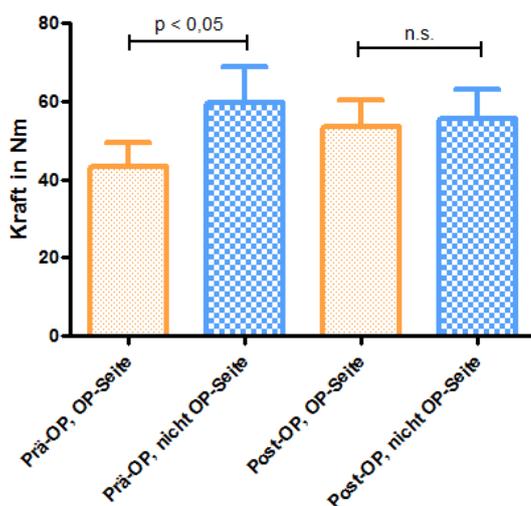


Abbildung 3-27: Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite;  $p < 0,05$ = signifikant; n.s. = nicht signifikant

### 3.4.3.1.3 Pronation

Wie die Kraft der Flexion konnte auch die Pronation nach einem präoperativ signifikanten Unterschied postoperativ eine nicht signifikante Differenz erreichen. Im Seitenvergleich stieg der p-Wert von präoperativ  $p = 0,0186$  auf postoperativ  $p = 0,3737$  an.

#### Pronationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese

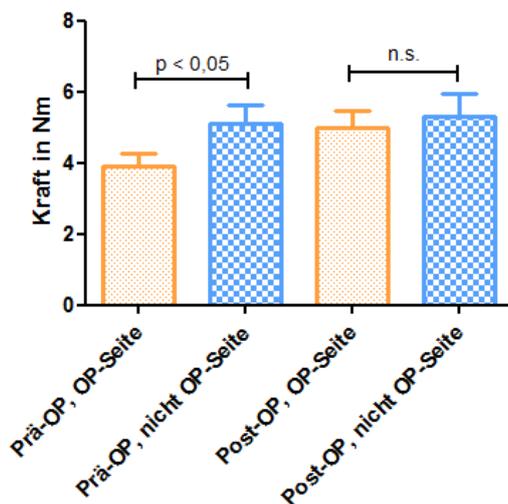


Abbildung 3–28: Pronationskraft der Probanden mit anatomischer Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite;  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant

### 3.4.3.1.4 Zusammenfassung

- In  $0^\circ$  Ellenbogenbeugung wurde die präoperativ signifikante Differenz der Supinationskraft postoperativ in Position 0\_45 und 0\_135 ausgeglichen.
- Die 0\_0 Position ist postoperativ überraschend signifikant anders ausgefallen, obwohl in dieser Position vor der Operation kein auffälliger Unterschied gemessen wurde.
- In der 0\_90 Position blieb die Signifikanz vor und nach der Operation bestehen.
- In  $90^\circ$  Ellenbogenbeugung waren alle 4 Messpositionen vor der Operation zwischen beiden Seiten signifikant unterschiedlich. Nach der Operation trat dieser Unterschied bei allen Positionen nicht mehr auf.
- Auch der präoperativ signifikante Seitenunterschied bezüglich Flexion und Pronation ist postoperativ nicht mehr ermittelt worden.

### **3.4.3.2 Vergleich mit gesunden Probanden im Alterskollektiv**

Ebenso wie die Probanden mit anatomischer Schulterprothese sind die Studienteilnehmer mit inverser Schulterprothese einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv gegenübergestellt. Insgesamt liegt das Alter liegt zwischen 65-85 Jahre. Das Durchschnittsalter der Probanden mit inverser Schulterprothese liegt bei  $77,3 \pm 6,0$  Jahren, das der Gesunden bei  $76,4 \pm 7,8$  Jahren. Auch hier wurde die rechte Armseite der gesunden gemessen, da die Kraft zwischen beiden Armseiten unauffällig war. [35]

#### **3.4.3.2.1 Supination**

Der Vergleich der Daten der altersadaptierten gesunden Probanden mit den Daten der Personen, denen eine inverse Prothese implantiert worden war, ergab in der  $0^\circ$  Ellenbogenbeugung unterschiedliche Ergebnisse: Signifikante Unterschiede gab es präoperativ in allen Ausgangspositionen. Postoperativ wurden signifikante Seitenunterschiede weiterhin in 0\_0 und 0\_45 ermittelt. Der präoperative Seitenunterschied in 0\_90 und 0\_135 ist postoperativ ausgeglichen worden.

Signifikante Seitenunterschiede sind in der  $90^\circ$  Ellenbogenbeugung in 90\_45, 90\_90 und in 90\_135 gemessen worden. Postoperativ blieb der Seitenunterschied in 90\_45 und in 90\_90 bestehen.

## Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion

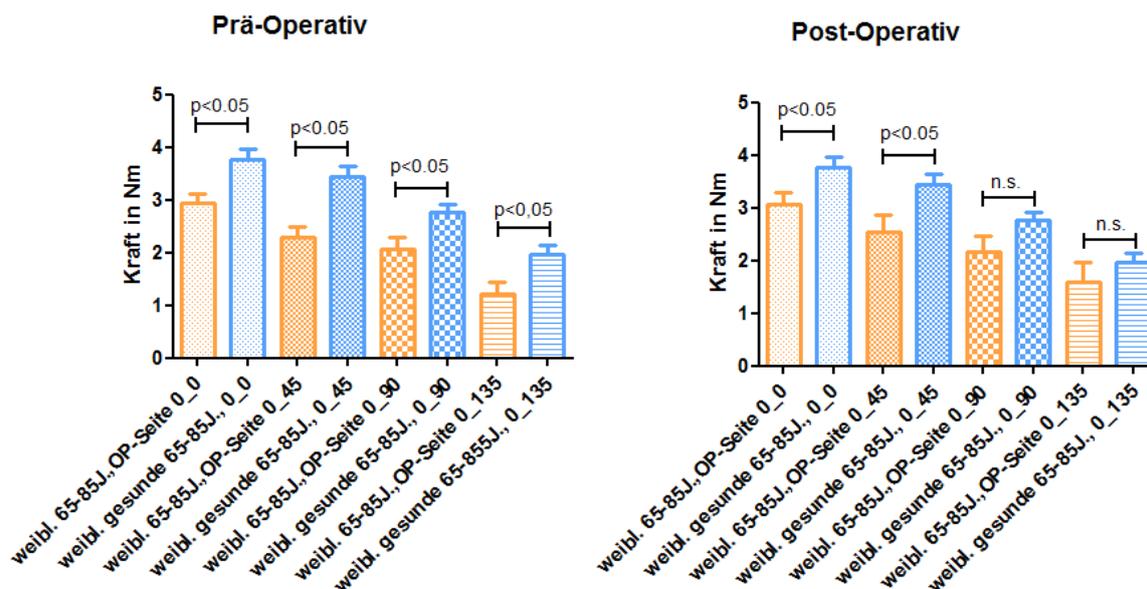


Abbildung 3–29: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 0° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35]

## Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion

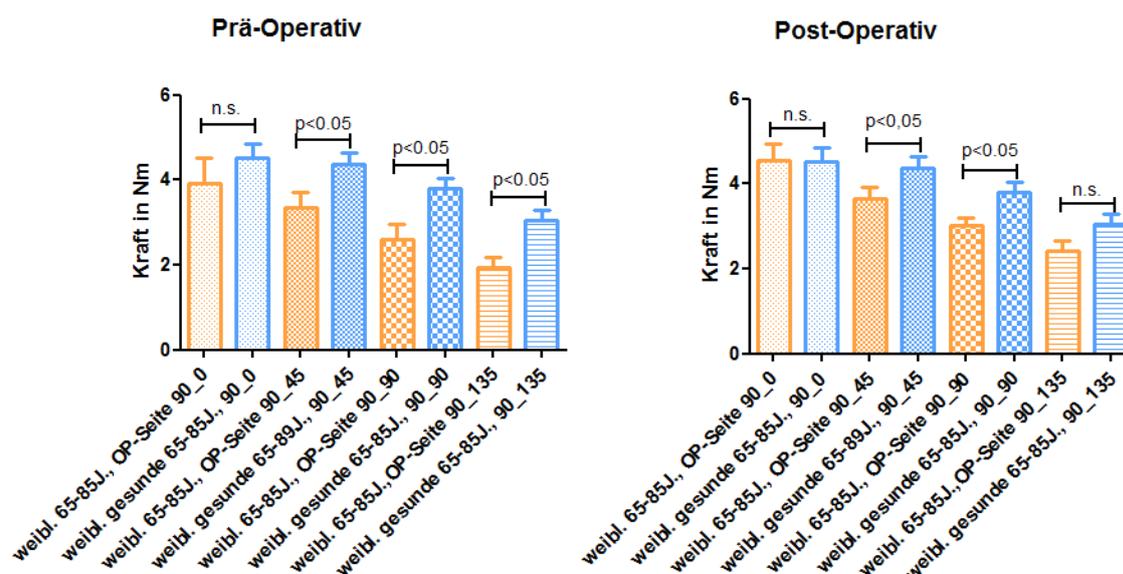


Abbildung 3–30: Supinationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese in 90° Ellenbogenflexion im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem altersadaptierten gesunden Probandenkollektiv,  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant; y-Achse: Kraft in Newtonmeter; x-Achse: Verschiedene Ausgangspositionen der Supination [35]

### 3.4.3.2.2 Flexion und Pronation

Die Kraftverhältnisse für die Flexion und Pronation der Probanden mit inverser Schulterprothese im Vergleich zum gesunden Probandenkollektiv sind in Abbildung 3-31 und 3-32 dargestellt:

#### Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese

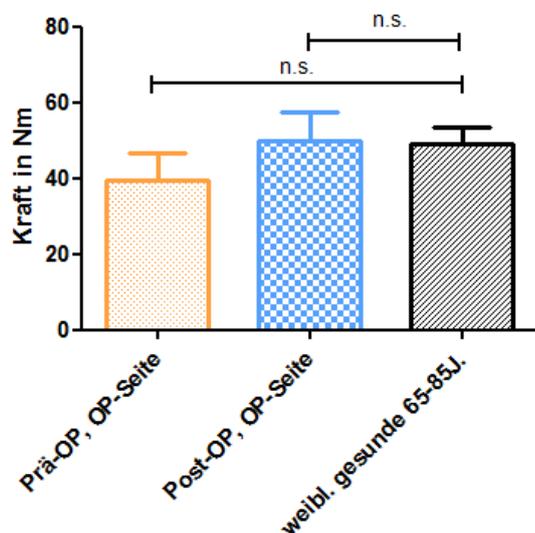


Abbildung 3–31: Flexionskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem gesunden Probandenkollektiv gleicher Altersgruppe; n.s. = nicht signifikant [35]

#### Pronationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese

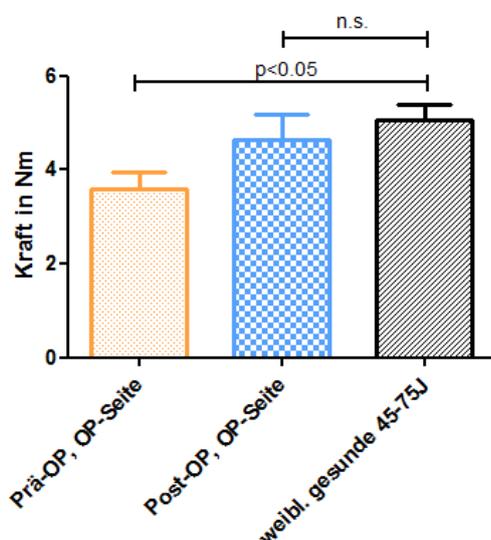


Abbildung 3–32: Pronationskraft der Probanden mit inverser Schulterprothese im jeweiligen prä- und postoperativen Vergleich der operierten Seite mit einem gesunden Probandenkollektiv gleicher Altersgruppe;  $p < 0,05$  = signifikant; n.s. = nicht signifikant [35]

### 3.4.3.2.3 Zusammenfassung

Stellt man die Probanden mit inverser Schulterprothese den gesunden Probanden im gleichen Altersbereich gegenüber, fällt die Kraftveränderung der Supination und der Pronation auf:

- Die präoperativen Seitendifferenzen der Supination in 0° Ellenbogenbeugung konnten nach der Operation in 0\_90 und 0\_135 Position nicht mehr aufgezeigt werden.
- Die Supinationskraft in 90° Ellenbogenbeugung konnte durch die Operation nur in 90\_135 zu vergleichbarer Größe gesteigert werden.
- Die Pronationskraft, die vor der Operation durch einen signifikanten Armseitenunterschied gekennzeichnet war, war nach der Operation bei beiden Armen etwa gleich.
- Alle anderen Messpositionen haben sich vor und nach der Operation gegenüber Schultergesunden nicht verändert.

## 4. Diskussion

### 4.1 Probandenkollektiv

Insgesamt wurden 28 Probanden untersucht, davon 11 Patienten mit Implantation einer anatomischen Schulterprothese und 17 Patienten mit Implantation einer inversen Schulterprothese. Diese Fallzahlen wurden in der Orthopädischen Poliklinik des Klinikums Großhadern sowie im Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie für ausreichend erklärt.

Das Durchschnittsalter des gesamten Probandenkollektivs betrug 68,8 Jahre. Die größte Abweichung vom Durchschnitt war 13,3 Jahre. Von diesem Kollektiv lag das Alter der Patienten, welche eine anatomische Schulterprothese implantiert bekommen haben, bei 60,7 Jahren ( $\pm 14,8$  Jahre). Dieses Alter ist vergleichbar mit anderen Studien. In einer multizentrischen retrospektiven Studie von Boileau et al. wurde 203 Patienten eine Schulterprothese nach proximaler Humeruskopffraktur mit fehlgeschlagenen Heilungsverläufen im Durchschnittsalter von 61 Jahren (19-87) implantiert. [47] In einer retrospektiven Studie von McCarty et al. wurde untersucht, inwiefern Patienten nach einer Schulterprothese wieder ihren sportlichen Aktivitäten nachgehen konnten. Hier lag das Durchschnittsalter bei 65,5 Jahren (24-88).[48] Das Alter der Patienten, welche eine inverse Schulterprothese implantiert bekommen haben, war deutlich höher als bei den Patienten mit anatomischer Schulterprothese und lag bei 74,5 Jahren ( $\pm 8,8$  Jahre). Auch dieses Alter lag anderen Studien zugrunde. Irlenbusch et al. untersuchten klinische und radiologische Ergebnisse bei 101 Patienten. Hier war ein Durchschnittsalter bei männlichen Probanden von  $75,2 \pm 6,9$  Jahren und bei weiblichen Probanden von  $74,9 \pm 7,2$  Jahren gegeben. [49] In einer Studie von Flurin et al. wurde das klinische Ergebnis zwischen anatomischer und inverser Schulterprothese verglichen. Das Durchschnittsalter der Patienten mit Inverser Schulterprothese lag bei  $72,9 \pm 6,1$  Jahren. [50]

Das starke Überwiegen des weiblichen Geschlechts dieser Studie ist zufällig und auf die niedrige Probandenanzahl zurückzuführen. Vermehrt bekommen Frauen eine Schulterprothese nach Frakturen des proximalen Humerus sowohl anatomisch als auch invers. [51, 52] Dies ist zurückzuführen auf die vermehrte Inzidenz der Osteoporose bei Frauen. [53] Bei der Schultergelenksarthrose als Indikation einer Totalendoprothese finden sich Studien, bei denen Männer häufiger betroffen sind. [9, 48] Im Rahmen dieser Studie wurde größtenteils die Indikation der Implantation einer Schulterprothese aufgrund einer Schultergelenksarthrose ge-

stellt. Weiter gibt es Studien, bei denen trotz hoher Probandenanzahl das weibliche Geschlecht einen wesentlich höheren Anteil hatte. [54, 55]

Bisher durchgeführte Studien mit dem Augenmerk auf die Supinationskraft des Unterarms in verschiedenen Ausgangsstellungen wurden an gesunden Probanden und an Patienten nach Schulteroperationen verglichen.[35, 56-58]

Der Großteil der Probanden wurde aus der Stadt München und ländlicher Umgebung untersucht. Vereinzelt kamen Probanden aus weiter entfernt gelegenen Städten, wie zum Beispiel Ingolstadt und Hof. Somit entsprachen die Probanden dem Kollektiv der deutschen Bevölkerung. Alle Patienten wurden im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilian-Universität operiert und einmal vor der Operation und frühestens 6 Monate nach der Operation nachuntersucht.

#### **4.2 Körperliche Untersuchung der Schulter, Ein- und Ausschlusskriterien**

Es konnten nur Patienten zu dieser Studie zugelassen werden, welche eine Schulterprothese erhalten haben. Die Indikationsstellung und Operation fand in der orthopädischen Abteilung des Klinikums Großhadern statt. Die Messungen erfolgten vor und nach der Operation. Für die postoperative Untersuchung war wichtig, dass die Patienten komplett ausgeheilt waren. Dies bedeutet, dass diese Messung frühestens 6 Monate nach dem Eingriff stattgefunden hat.

Mehrere andere Studien, bei denen eine postoperative Untersuchung bei Schulterprothesen stattgefunden hat, um einen funktionellen Unterschied festzustellen, hatten einen postoperativen Heilungsverlauf von weit mehr als 6 Monaten. [48-50, 59] Deshalb wurden als Einschlusskriterium zusätzlich subjektive Beschwerden und objektive Befunde erhoben. Patienten mit Schmerzen und starken Bewegungseinschränkungen im Schulter- oder Ellenbogengelenk sowie pathologischen Schulter-Tests bzw. pathologischen Tests der Bizepssehne wurden von dieser Studie ausgeschlossen. Wichtig bei den klinischen Untersuchungen war, dass ein möglicher Kraftverlust nicht aufgrund von Schmerzen oder anderer Einflussfaktoren vorlag. Radiologische Ein- bzw. Ausschlusskriterien lagen nicht vor.

Simovitch et al. untersuchte das klinische Ergebnis bei Patienten mit anatomischen und inversen Schulterprothesen. Sie fanden heraus, dass der größte Anteil der klinischen Verbesserung innerhalb der ersten 6 Monate stattfindet. Eine vollständige Verbesserung fand jedoch erst zwischen 12 - 24 Monaten statt. Weiter wurde festgestellt, dass die Patienten mit inverser Schulterprothese innerhalb der ersten 12 Monate eine um 30% höhere Verbesserungsrate hatten, als die Patienten mit anatomischer Schulterprothese. [60]

### 4.3 Constant-Murley-Score

In den Schulterfunktionsscores nach Constant-Murley fließen im subjektiven Teil Schmerzen und Alltagsgegebenheiten ein, wie Beruf, Freizeitaktivität, Schlaf und aktiv zu erreichende Höhe des betroffenen Arms. Im objektiven Teil wird der schmerzfreie aktive Bewegungsumfang gemessen. Dies geschieht entweder mithilfe eines Goniometers oder durch Messpunkte am Körper. Die maximal zu erreichende Punktzahl sind 100, welche sinnvoll auf die einzelnen Entitäten verteilt sind. Darüber hinaus existieren alters- und geschlechtsabhängige Normwerte (siehe Unterpunkt 2.2.2.).[38] Dieser Score ist eine anerkannte Methode für die Beurteilung der Schulterfunktion.[36] Er ist einer der am häufigsten verwendeten Schulter-Scoring-Systeme und gilt als Goldstandard in Europa. [61, 62] Weiter hat er sich als gängige Praxis etabliert, um das Ergebnis von Schulteroperationen zu bewerten, insbesondere bei Schulterarthroplastik.[63]

Bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese konnte eine postoperative signifikante Verbesserung des Constant-Murley-Scores erreicht werden. Vor der Operation wurde der Mittelwert von  $37,0 \pm 10,9$  Punkten bestimmt. Postoperativ konnte ein Wert von  $70,5 \pm 13,7$  Punkten erreicht werden. Der Altersdurchschnitt der Patienten lag bei  $60,7 \pm 14,8$  Jahren (siehe Unterpunkt 4.1).

Um diese Ergebnisse vergleichen zu können, entwickelte Constant alters- und geschlechtsabhängige Normwerte. Betrachtet man den Normwert von Frauen im Alter von 61-70 Jahren, entspricht dieser 70 Punkte. Nicht weit entfernt liegt der Normwert von Frauen zwischen 51-60 Jahren mit 73 Punkten.[38] Da in dieser Studie das weibliche Probandenkollektiv den viel höheren Anteil hatte, können diese Normwerte mit den oben genannten verglichen werden. Hieraus wird ersichtlich, dass präoperativ der Constant Score mit 37 Punkten knapp 52,9% des Normwertes entspricht, postoperativ konnte der Normwert wieder zu 100% erreicht werden.

Auch mehrere andere Studien belegen die signifikante postoperative Verbesserung des Constant-Murley-Scores nach Implantation von anatomischen Schulterprothesen und stimmen mit den Ergebnissen dieser Arbeit gut überein:

Parks et al. führten eine retrospektive Studie mit 158 Patienten durch, welche mit einer anatomischen Schulterprothese bei primärer oder sekundärer Schultergelenksarthrose versorgt wurden. Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation betrug 63,5 Jahre. Der Constant-Murley-Score konnte von  $38,8 \pm 14,0$  Punkten vor der Operation auf  $69,2 \pm 14,0$  signifi-

---

kant ( $p < 0.001$ ) verbessert werden. Die postoperative Nachuntersuchung war im Durchschnitt 28,7 Monate nach der Implantation.[64]

Morella et al. haben auch Patienten vor und nach Implantation einer anatomischen Schulterprothese mit einer speziellen Glenoid-Komponente klinisch untersucht. Es wurden 40 Patienten im Mittel von 63,8 Jahren gemessen. Die postoperative Nachmessung fand 38 Monate nach der Operation statt. Präoperativ war der Score niedriger bei  $23,2 \pm 6,4$  Punkten. Postoperativ verbesserte sich der Score auf  $69,8 \pm 13,2$  Punkte, welcher auch wieder dem postoperativen Wert in dieser Studie sehr nahe kommt. [65]

Schnetzke et al. haben 80 Patienten im durchschnittlichen Alter von 71,1 Jahren (58-86) mit einem Nachuntersuchungszeitraum von mindestens 2 Jahren untersucht. Auch hier wurde der Constant-Murley-Score signifikant von  $36,7 \pm 15,2$  Punkten auf  $90,4 \pm 16,4$  Punkten verbessert.[66]

Auch Wright et al. belegten eine signifikante Erhöhung des Constant-Murley-Scores. Sie verglichen eine posterior augmented glenoid Schulterprothese mit einer reinen Polyethylen-Standardprothese. Bei beiden Gruppen war das Durchschnittsalter vergleichbar bei 65,8 bzw. 66,4 Jahren. Präoperativ lag der Score bei  $38,6 \pm 12,1$  Punkten bzw.  $36,5 \pm 13,9$  Punkten und postoperativ bei  $75,6 \pm 9,4$  bzw.  $69,4 \pm 12,4$  Punkten.[67]

Bei den Patienten mit inverser Schulterprothese lag das Durchschnittsalter etwas höher, bei  $77,3 \pm 6,0$  Jahren. Auch hier konnte eine deutliche Verbesserung des Scores erreicht werden von  $36,0 \pm 15,3$  Punkten vor der Operation auf  $56,7 \pm 7,4$  Punkten nach der Implantation der Schulterprothese. Das Signifikanzniveau konnte mit  $p = 0,0038$  ermittelt werden.

In Zusammenschau mit den Probanden mit anatomischen Schulterprothesen ist das präoperative Ergebnis der Kraftmessung vergleichbar. Jedoch zeigte sich ein deutlicher postoperativer Unterschied zugunsten der anatomischen Schulterprothese.

Die alters- und geschlechtsadaptierten Normwerte nach Constant sind in der Altersdekade 71-80 jähriger Frauen bei 69 Punkten.[38] Entsprechend war der gemessene Wert vor der Operation bei 52,2% des entsprechenden Normwertes. Nach der Operation konnte der Kraftwert signifikant gesteigert werden, lag aber mit 81,2% noch unter dem Normwert.

Werden diese Resultate mit anderen Arbeiten verglichen wird deutlich, dass der Constant-Murley-Score sich etwas mehr unterscheidet als der Score bei anatomischen Schulterprothesen.

Simovitch et al. wollten das Ergebnis von Probanden mit inversen Schulterprothesen bei athletischen Senioren herausfinden. Es konnten 40 sportliche Patienten im Durchschnittsalter von  $73 \pm 7,2$  Jahren vor und mindestens 35 Monate nach der Operation untersucht werden. Vor der Operation lag der Score bei  $25 \pm 1,9$  Punkten und konnte postoperativ auf  $84 \pm 1,7$  erhöht werden. [68]

Bei einer Studie von Torrens et al. wurden 60 Patienten (55 Frauen, 5 Männer) im Durchschnittsalter von  $74,5 \pm 5,8$  Jahren mit inverser Schulterprothese klinisch beobachtet. Hier lag das prä- und postoperative Ergebnis des Constant-Scores ähnlich dem Ergebnis meiner Arbeit. Er wurde signifikant ( $p < 0,001$ ) verbessert von  $30,1 \pm 10,7$  Punkten auf  $58,4 \pm 16,2$  Punkte. [54]

Russo et al. konnten 191 Patienten (125 Frauen, 66 Männer) im Durchschnittsalter von 67 Jahren klinisch untersuchen. Es wurden zwei Gruppen verglichen, welche sich nach der Indikationsstellung Arthrose und nicht zu reparierender Riss der Rotatorenmanschette unterschieden. In der Arthrose-Gruppe stieg der Score von 28 auf 69 Punkte. In der Rotatorenmanschetten-Gruppe konnte der Constant-Murley-Score von 21 auf 70,8 Punkte gesteigert werden. [55]

Bei der Arbeit von Irlenbusch et al. erreichte der postoperative Score  $65,3 \pm 14,9$  von anfangs  $22,5 \pm 13,7$  Punkten bei 101 Patienten im Alter von  $74,9 \pm 7,2$  Jahren bei den weiblichen Personen. [49]

Zuletzt belegten noch Boileau et al. eine deutliche Verbesserung des Constant-Murley-Scores bei 45 Patienten mit ca. 77 Jahren. Sie untersuchten unter anderem das klinische Ergebnis von 4 nach Indikationsstellung unterteilten Gruppen von Patienten mit inverser Schulterprothese. [69]

Patientengruppe	Constant-Murley-Score Präoperativ	Constant-Murley-Score Postoperativ
Arthrose mit Rotatorenmanschettenläsion	18 (14-22)	66 (58-74)
Arthrose als Bruchfolge	15 (9-21)	61 (44-78)
Revisionsarthroplastik	15 (11-19)	46 (37-55)
Gesamt	17 (14-19)	58 (51-64)

Tabelle 4-1: Prä- und postoperativer Constant-Murley-Score nach Implantation einer inversen Schulterprothese [69]

#### 4.4 Rowe-Score

Dieser Score ist ein Punktesystem, welcher hauptsächlich bei Patienten mit Schulterinstabilität angewendet wird. [39] Häufig findet sich der Score bei Studien wieder, bei denen das klinische Ergebnis von Patienten nach operativer Versorgung von Bankart-Läsionen gemessen wurde. [70-72] Es können in den Teilbereichen Funktion, Beweglichkeit und Stabilität maximal 100 Punkte erreicht werden.

Im Ergebnis der hier durchgeführten Studie konnte bei beiden Prothesenarten eine eindeutige Verbesserung dieses Scores erreicht werden. Bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese konnte die Punktzahl von präoperativ  $37,5 \pm 9,9$  auf postoperativ  $79,5 \pm 12,5$  Punkte mit einer Signifikanz von  $p=0,355$  verbessert werden. Die Patienten mit inverser Schulterprothese konnten sich auch von  $45,0 \pm 18,2$  Punkten auf postoperativ  $67,6 \pm 12,4$  Punkte verbessern. Hier wurde die Signifikanz von  $p=0,0038$  belegt.

In anderen Studien wurde auch eine postoperative Verbesserung des Rowe-Scores belegt. Aus einer Dissertation der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, vorgelegt von Katja Holzer wurden postoperative Ergebnisse mit Berücksichtigung verschiedener Ätiologien und Operationsverfahren bei posteriorer Schulterinstabilität ausgewertet. Darunter fielen auch sieben Patienten mit Versorgung einer Schulterprothese, wobei es um zwei anatomische und eine inverse Schulterprothese, zwei Hemiprothesen und zwei Kopfprothesen ging. Der hier gemessene Rowe-Score wurde von präoperativ  $23,7 \pm 14,7$  auf  $57,1 \pm 16,5$  postoperativ gesteigert. [73]

Sadoghi et al. untersuchten klinisch 60 Patienten mit inversen Schulterprothesen mit einem postoperativen Nachuntersuchungszeitraum von mindestens zwei Jahren. Der hier gemessene Rowe-Score lag insgesamt etwas höher. Von im Durchschnitt 50,2 Punkten vor der Operation steigerte sich der Punktwert auf 82,1 Punkte mit  $p<0,05$ . [74]

## 4.5 Anthropometrische Parameter

Ein weiteres Augenmerk dieser Arbeit wurde auf den Zusammenhang und die Veränderung anthropometrischer Messparameter bezüglich des Designs der Schulterprothese und die Kraftwerte gelegt. Darunter fielen Körpergröße, Körpergewicht und BMI sowie Hautfaltendicke, Körperfett, Händigkeit, Gesamtarm-, Oberarm- und Unterarmlänge. Als letzter Parameter wurden noch die Armmümfänge miteinander verglichen. Rickert et al. beschreiben den Einfluss der Parameter auf die Beweglichkeit des Unterarms.[56] Weiter kann auch ein Zusammenhang dieser Parameter mit der Muskelkraft am Unterarm detektiert werden. [75]

Körpergröße, -gewicht und BMI zeigten sowohl bei den Patienten mit anatomischer Schulterprothese als auch mit inverser Schulterprothese vergleichbare Werte mit den altersentsprechenden Werten des Bundes auf und können somit mit dem Durchschnitt dieser verglichen werden. [46]

Ob die Patienten Rechts- oder Linkshänder waren, wurde im Datenerhebungsbogen aufgenommen, jedoch für die Auswertung der Arbeit nicht berücksichtigt, da es bezüglich der Kraft der Unterarmrotation keinen signifikanten Unterschied zwischen der dominanten und nicht-dominanten Armseite gibt. [35] Daher wurde zum Vergleich mit dem gesunden Probandenkollektiv stets die rechte Armseite herangezogen.

Bei den Probanden welche eine anatomische Schulterprothese implantiert bekommen haben, wurde im prä- und postoperativen Vergleich keine Armlängenveränderung gemessen werden. Auch bei der Literaturrecherche wurde diesbezüglich keine Auffälligkeit gefunden.

Die Armlängenveränderung durch Implantation einer inversen Schulterprothese konnte bezüglich der Oberarm- und Gesamtarmlänge in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Im Unterpunkt 1.4 wurden auch die biomechanischen Veränderungen bei inverser Schulterprothese bezüglich der Armlängen in anderen Arbeiten festgehalten. [32-34] Zudem wurde festgestellt, dass eine postoperative Armverlängerung mit einer weiteren aktiven Elevation des Armes einhergeht. [33]

Den Zusammenhang zwischen dem Grad der Muskellänge bezüglich Sarkomerlänge und der maximalen Kraftentwicklung kann man nach der Studie von Gordon et al. (1966) nachvollziehen. Diese Messung wurde an Froschmuskel-Einzelfasern durchgeführt. Eine Steigerung der Maximalkraft erreicht ihr Plateau bei einer Sarkomerlänge von 2,0  $\mu\text{m}$  bis 2,25  $\mu\text{m}$ . [76] Weiterhin kann in zusätzlichen Studien dieser Zusammenhang auf Einzelfaserebene festgestellt werden.[77, 78] Betrachtet man einen Muskel als Gesamtheit, können ähnliche Zusammenhänge erkannt werden.[79]

#### **4.6 Ablauf und Messpositionen der Datenaufnahme**

Der Messablauf gestaltete sich wie in der Arbeit „Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationskraft im Ellbogengelenk“.[35] Um einen ersten Eindruck des Patienten zu gewinnen, erfolgte zuerst eine ausführliche Anamnese. Es folgte die klinische Untersuchung der Schulter unter der Betrachtung der Ein- und Ausschlusskriterien. Vor allem war wichtig, dass die Maximalkraftmessungen nicht durch Schmerzen oder andere patientenbezogene Faktoren beeinflusst wurden. Weiter fand die Erhebung der Schulter-Scores und der Schulterfunktion sowie gezielt der Funktion des M. biceps brachii statt. Nachdem zudem die anthropometrischen Parameter erhoben wurden, konnte mit der Kraftmessung begonnen werden.

Zunächst ist dem Patienten der genaue Ablauf der Messung erläutert worden und es wurde auf die korrekte Ausgangsstellung hingewiesen. Begonnen wurde mit der Messung der Supinationskraft im 90° gebeugten Ellbogengelenk. Diese wurde in allen vier verschiedenen Unterarmpositionen auf beiden Armseiten gemessen mit einer jeweiligen Pause von 20 Sekunden. Um den supinierenden Muskeln eine ausreichende Pausenzeit zu gewähren, erfolgte vor der Supinationskraftmessung in 0° Ellbogenflexion die Messung von Pronation und Flexion.[35, 57, 58, 80, 81]

Während der Kraftmessung hatte der Untersucher die Aufgabe, die korrekten Messeinstellungen zu prüfen und musste darauf achten, dass bei dem Probanden keine Ausweichbewegungen, zum Beispiel Oberkörperneigung, Ausfallschritte oder Veränderung der Ellbogenbeugung bzw. Abweichen des Ellbogens vom Körper, zustande kamen. Die richtigen Einzelpositionen waren mithilfe des höhenverstellbaren Messgeräts leicht einzunehmen. Unter Verwendung eines Goniometers konnte die korrekte Ellbogenposition überprüft und jederzeit reproduziert werden. Hier wurde auch, wie in der Kraftmessung nach Tenotomie/Tenodese beschrieben, auf eine spezielle Fixierung des Arms zugunsten eines natürlicheren Bewegungsablaufes, abweichend zu anderen Studien, verzichtet.[35, 58, 80]

Die Messpositionen wurden so gewählt, dass sie entsprechend anderer Arbeiten mit einem gesunden Probandenkollektiv verglichen werden konnten.[35]

## 4.7 Kraftmessung

Beim Vergleich mit anderen Studien sind ähnliche Kraftmessungen bei anderen Indikationsstellungen bzw. Operationen festgestellt worden.[35, 57, 58, 80, 82] Bei der Literaturrecherche konnten keine Studien mit vergleichbarer Fragestellung bei Implantation von Schulterprothesen gefunden werden.

Ein signifikanter Kraftunterschied wird im Altersvergleich deutlich. Mit steigendem Lebensalter ist ein zunehmender Kraftverlust messbar. [35] Aus diesem Grund wurde zum Vergleich mit dem gesunden Probandenkollektiv die Altersdekade ausgewählt, welcher der untersuchte Patient entsprach.

In dieser Studie wurden fast ausschließlich weibliche Probanden untersucht. Daher ist im Vergleich mit dem gesunden Probandenkollektiv darauf geachtet worden, dass nur weibliche Personen mit dieser Versuchsreihe verglichen wurden. Der deutliche Kraftunterschied bei den Geschlechtern ist in der Datenlage berücksichtigt.[35, 57, 58, 80, 81]

Der Vergleich der operierten und nicht operierten Seite der Probanden wurde herangezogen, um direkte Differenzen vor und nach der Operation zu detektieren. Bei diesem Vergleich konnte beobachtet werden, ob präoperativ signifikante Unterschiede sich postoperativ wieder ausgleichen und somit sich ein Gleichgewicht der Kraft zwischen beiden Armseiten wieder einstellen ließ. Die Händigkeit der Patienten wurde in diese Studie aufgenommen, jedoch bei der Auswertung vernachlässigt, da sie für das Untersuchungsziel ohne Bedeutung war. [35]

### 4.7.1 Supination

Die Kraftmessung der Supination wurde in mehreren Ausgangspositionen bezüglich des Ellbogengelenks und des Unterarms ausgewertet. Die genauen Messpositionen und das Vorgehen können im Unterpunkt 2.4.1. eingesehen werden. Die Ergebnisse der Kraftmessung vor und nach Implantation einer anatomischen beziehungsweise inversen Schulterprothese sind im Ergebnisteil unter dem Unterpunkt 3.2.3 dargestellt.

Blickt man auf die Unterarmpositionen, wird deutlich, dass ein höheres Drehmoment für die Supination in Pronationsstellung erreicht wird. In zunehmender Supinationsstellung nimmt die Kraft stetig ab. Es kann bestätigt werden, dass das Kraftmaximum der Supination bei einer Ellbogenflexion von 90° und neutraler Unterarmstellung erreicht wird, wobei die minimalste aufzubringende Supinationskraft bei gestrecktem Ellbogen und Supination besteht.[35] Aus weiteren Studien, welche sich mit der positionsabhängigen Maximalkraft der Unterarmrotati-

on beschäftigt, geht ebenfalls hervor, dass bei zunehmender Supination die Supinationskraft sinkt. [57, 58]

Aus muskulärer Sicht sind der M. biceps brachii und M. supinator die hauptverantwortlichen Muskeln für die Supinationsbewegung im Unterarm. Durch die Unterarmrotation verändern sich die Muskellänge, die Position, und dadurch auch die Kraft dieser beiden Agonisten. [83] Haugstvedt et al zeigten in ihrer Studie, dass der M. biceps brachii viermal mehr Drehmoment im Unterarm in einer pronierten Position erzeugt als der M. supinator. [83]

Zudem wird der M. biceps brachii als wesentlicher Supinator des Unterarms in 90° Ellbogenbeugung beschrieben, da die distale Sehne in Pronationsstellung einmal um den Radius gewickelt ist und im rechten Winkel zur Supinationsachse liegt. [17, 20] Dies ist auch der Grund, warum bei beiden Prothesendesigns die Supinationskraft in 90° Ellbogenbeugung größer ist, als in 0° Ellbogenbeugung. Bei Veränderung der Ellbogengelenksstellung ändern sich Muskellänge und Kraftvektor des M. biceps brachii, was auch einen deutlichen Kraftunterschied mit sich bringt. [80]

Vergleicht man die Kraft der Supination in 90° Ellbogenbeugung in verschiedenen Unterarmpositionen bei beiden Prothesendesigns, geht hervor, dass die Probanden mit inverser Schulterprothese im Vergleich der Armseiten in allen Unterarmpositionen einen präoperativen deutlichen Kraftunterschied zeigten. Postoperativ wurde diese Kraftdifferenz in allen Unterarmpositionen nicht mehr nachgewiesen. Bei den Versuchspersonen mit anatomischer Schulterprothese kommt der Unterschied nicht so deutlich zum Ausdruck.

Dieses Ergebnis kann die Hypothese der verbesserten Funktion des M. biceps brachii nach Implantation einer inversen Schulterprothese bestätigen. Durch die nachgewiesene Armverlängerung, nach Versorgung mittels inverser Schulterprothese, ist das caput breve des M. biceps brachii mehr vorgespannt und kann somit mehr Kraft aufbringen. [33, 34]

Wie im Unterpunkt 4.5. beschrieben ist, besteht ein Zusammenhang zwischen Muskellänge und maximaler Kraftentwicklung. Dieser Zusammenhang wird sowohl auf Sarkomerebene, auf Einzelfaserebene und unter Betrachtung des gesamten Muskels erkannt. [76-79]

Beim Vergleich der Schulterprothesen mit gesunden Probanden fällt der Unterschied bei 90° Ellbogenflexion bei den Patienten mit inverser Schulterprothese nicht so stark ins Gewicht. Es

---

zeigte sich jedoch ein signifikanter Unterschied im Vergleich der Patienten mit anatomischer Schulterprothese.

Hierzu wurden die Messwerte eines gesunden Probandenkollektivs der weiblichen Probanden einer anderen Studie mit gleicher Messmethode herangezogen.[35] Im Ergebnis dieser Studie konnte gezeigt werden, dass es keinen Unterschied zwischen der dominanten und nicht-dominanten Armseite hinsichtlich der Supinationskraft gibt.[35] Aus diesem Grund wurde für die Gegenüberstellung stets die rechte Armseite verwendet.

Betrachtet man den prä- und postoperativen Unterschied beider Prothesen in 0° Ellbogenbeugung, verbesserte sich eher der Supinationskraftunterschied bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese.

Wenn man beide Kraftmesswerte der Schulterprothesendesigns gegenüberstellt, fällt zudem auf, dass die Patienten mit anatomischer Schulterprothese ein im Allgemeinen höheres Drehmoment in allen Positionen aufzeigen können als diejenigen mit inverser Schulterprothese. Aus den Tabellen 3-2 und 3-4 kann man erkennen, dass die mittlere Kraft der Supination bei den Versuchspersonen mit inverser Schulterprothese präoperativ bei  $2,9 \pm 1,3$  Nm liegt. Postoperativ steigerte sich der Wert auf  $3,3 \pm 0,9$  Nm. Bei den Probanden mit anatomischer Schulterprothese lag der Wert vor der Operation bei  $3,5 \pm 1,1$  Nm, welcher sich nach der Operation auf  $4,3 \pm 1,4$  Nm steigerte.

Diese Tatsache könnte auf die Indikationsstellung beider Prothesen zurückzuführen sein. Am häufigsten wird der Schultergelenkersatz bei Omarthrose indiziert. [9, 10] Jedoch wird die inverse Schulterprothese vor allem bei Patienten mit zusätzlichem Defekt der Rotatorenmanschette eingesetzt. [11-13]

Murthi et al. beschreiben in ihrer Arbeit einen direkten Zusammenhang zwischen Pathologien der Rotatorenmanschette und der langen Bizepssehne. Die Inzidenz der Bizepssehnenpathologie ist direkt proportional zum Ausmaß des Rotatorenmanschettendefekts.[84]

Zudem konnte in einer weiteren Studie eine Verbindung zwischen Auffälligkeiten der Bizepssehne und der Rotatorenmanschette festgestellt werden. [85]

Aufgrund der Erkenntnis dieser beiden Studien und des Ergebnisses meiner Kraftmessung ist ein Kraftverlust des M. biceps brachii bei den Probanden, welche eine inverse Schultergelenkprothese implantiert bekommen haben, nicht überraschend.

Ein weiterer Grund für den allgemeinen Kraftunterschied beider Prothesendesigns kann auch am höheren Altersdurchschnitt bei den Patienten mit inverser Schulterprothese liegen. Das Alterskollektiv der Probanden mit anatomischer Schulterprothese lag bei  $60,7 \pm 14,8$  Jahren, während die Patienten mit inverser Schulterprothese ein Alter von  $74,5 \pm 8,8$  Jahren hatten. Ein Kraftverlust im höheren Lebensalter ist bekannt und wurde bereits in anderen Studien, auch für die Supinationskraft festgestellt.[35, 57, 58, 80, 82]

#### **4.7.2 Flexion**

Die Ergebnisse für die Kraftmessung der Flexion sind ähnlich wie die der Supination zu werten. Ziel dieser Messung war es, nicht nur die Supinationskraft des M. biceps brachii zu bestimmen, sondern den Muskel in seiner Gesamtheit, auch in der Flexion, zu überprüfen. Die Ergebnisse der Untersuchung wurden vor und nach der Implantation der Schulterprothese einmal auf der operierten Seite und zum anderen auf der nicht operierten Seite ausgewertet und verglichen. Weiter wurden die Messwerte mit einem gesunden Probandenkollektiv gegenübergestellt. [35]

Blickt man auf den Vergleich der Armseiten vor und nach der Operation, kann man auch hier bei den Probanden mit inverser Schulterprothese einen deutlichen Kraftunterschied vor der Operation erkennen, welcher sich postoperativ nicht mehr zeigte.

Bei den Messungen mit den Versuchspersonen mit anatomischer Prothese wurde sowohl vor als auch nach der Operation kein Kraftunterschied in beiden Armen gemessen.

Wie auch für die Supination ist der M. biceps brachii für die Flexion ein hauptverantwortlicher Muskel. [17, 21]Die Armverlängerung durch die inverse Schulterprothese und die daraus resultierende höhere Vorspannung des M. biceps brachii kann hier auch der Grund sein, warum die Probanden einen Kraftzuwachs bekommen haben.[33, 34, 76-79]

Das gleiche Ergebnis ergibt sich für den Vergleich der Prothesendesigns untereinander. Die Kraft für die Flexion ist im Allgemeinen geringer bei den Personen mit inverser Schulterprothese. Wie im Unterpunkt 4.7.1. beschrieben kann auch hier der Zusammenhang zwischen Rotatorenmanschettendefekten und Pathologien der langen Bizepssehne ein Grund dafür darstellen.[84, 86]

In der Gegenüberstellung mit dem gesunden Probandenkollektiv sind bei beiden Prothesendesigns die Messwerte sowohl präoperativ- als auch postoperativ nicht zu unterscheiden. Auch bei diesem Vergleich wurden, wie auch bei der Supination, die Messergebnisse der rechten

Armseite des gesunden Probandenkollektivs verwendet. Die Flexionskraft bei Männern zeigte einen Unterschied zwischen der dominanten und nicht dominanten Armseite. Jedoch konnte dieser Unterschied bei Frauen nicht ausgemacht werden. [35]

### **4.7.3 Pronation**

Die Daten der Pronationskraft wurden ebenfalls mit dem Ziel der Vergleichbarkeit und der Vollständigkeit erhoben. Da im Rahmen dieser Studie die Fragestellung der Funktionsveränderung des M. biceps brachii und seiner Hauptbewegungen der Supination und Flexion im Vordergrund standen, wurde die Pronation nur einer Ausgangsposition gemessen.[17, 21]

Wie bei den anderen Kraftmessungen wurde bei dem gesunden weiblichen Probandenkollektiv die rechte Armseite der Probanden zur Gegenüberstellung verwendet.

Die Messposition in 90 Grad Ellbogenbeugung und Neutralstellung im Unterarm nach der Neutral-Null-Methode wurde gewählt, um die Ergebnisse mit einem gesunden Probandenkollektiv, bei dem die gleichen Messpositionen verwendet wurden, vergleichen zu können.[35]

Die Messwerte bei beiden Prothesendesigns liegen im vergleichbaren Rahmen zu den Kraftwerten der Supination und Flexion. Aus der Abbildung 3-13 und 3-17 wird ersichtlich, dass Probanden mit anatomischer Schulterprothese vor und nach der Operation keine Kraftunterschiede im Seitenvergleich und im Vergleich mit dem gesunden Probandenkollektiv zeigen. Bei der Pronationskraftmessung der Patienten mit inverser Schulterprothese ist sowohl im Seitenvergleich als auch in Gegenüberstellung mit dem gesunden Probandenkollektiv ein präoperativer signifikanter Unterschied auszumachen. Dieser ist postoperativ nicht mehr zu erheben.

In der Dissertation zur Untersuchung der langen Bizepssehne nach Tenotomie/Tenodese wurde im Vergleich des gesunden Probandenkollektivs auch kein deutlicher Unterschied in der Pronationskraft festgestellt. Eine präoperative Untersuchung fand hier nicht statt.[35] In einer weiteren Studie wurden Patienten postoperativ nach Tenotomie/Tenodese untersucht. Hier wurde lediglich die Supinationskraft gemessen.[82] In anderen Studien wurden die Kraftmessungen der Pronation nur bei einem gesunden Probandenkollektiv getestet.[57, 80] In der Literaturrecherche konnten keine weiteren Studien im prä- und postoperativen Vergleich der Kraft bei Bizepssehnenpathologien gefunden werden. Somit bleibt die Frage offen, ob die Pronationskraft bei Pathologien des M. biceps brachii ebenfalls eingeschränkt ist.

## 5. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, den Unterschied der Kraft bezüglich des Bizeps vor und nach Implantation einer inversen bzw. einer anatomischen Schultergelenksprothese im Verhältnis zu gesunden Probanden zu ermitteln sowie die beiden Prothesendesigns miteinander zu vergleichen. Zusätzlich wurden zwei verschiedene Schulter-Scores zur Beurteilung der Schulterfunktion vor und nach der Operation untersucht.

Insbesondere für den M. biceps brachii wurde die isometrische Kraft getestet. Ermittelt wurde die Kraft der Supination, Flexion und Pronation im Ellenbogengelenk. Es bestand die Vermutung vermehrter Kraft des M. biceps brachii nach Implantation einer inversen Schulterprothese. Dieser Kraftzuwachs konnte, so war die Annahme, durch eine vermehrte Muskelvorspannung des M. biceps brachii aufgrund einer Armlängenveränderung auftreten. Diese Armlängenveränderung und auch die dadurch vermehrte Kraft sind in der Arbeit nachgewiesen. Sowohl die Kraft für die Supination in 90° Ellbogenbeugung als auch die Flexionskraft und die Pronationskraft sind im Vergleich der beiden Armseiten bei den Patienten mit inverser Schulterprothese postoperativ deutlich gestiegen. Bei der Gegenüberstellung der Patienten mit inverser Schulterprothese mit Gesunden vergleichbaren Alters zeigte sich der präoperative Kraftunterschied auch noch nach der Operation.

Bei Patienten mit anatomischer Schulterprothese ergab sich keine Armlängenveränderung durch die Operation. Im Seitenvergleich mit der operierten und der nicht operierten Seite zeigte sich der Kraftunterschied der Supinationskraft in 90° Ellbogenbeugung, der Flexionskraft und der Pronationskraft nicht so deutlich wie bei den Probanden mit inverser Schulterprothese. Im Verhältnis zu gesunden Probanden ist der Supinationskraftunterschied vor und nach der Operation in 90° Ellenbogenbeugung auffällig. Es konnte annähernd eine Kraft wie bei Gesunden erreicht werden.

Weiter zeigte sich bei beiden Prothesendesigns eine signifikante Verbesserung der beiden Scores für die Schulterfunktion im prä- und postoperativen Vergleich.

## 6. Literaturverzeichnis

1. Flatow, E.L. and A.K. Harrison, *A history of reverse total shoulder arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(9): p. 2432-9.
2. Lugli, T., *Artificial shoulder joint by Pean (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method*. Clin Orthop Relat Res, 1978(133): p. 215-8.
3. Neer, C.S., 2nd, *The classic: Articular replacement for the humeral head. 1955*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(9): p. 2409-21.
4. Jerosch, J.H., Jürgen, *Schulterendoprothetik: eine Standortbestimmung - Implantation bei Omarthrosen und Frakturen des proximalen Humerus*. Deutsches Ärzteblatt 100, 2003(Ausgabe 37 vom 12.09.2003): p. Seite A-2366/B-1978 / C-1865 Medizin.
5. Iqbal, S., et al., *A history of shoulder surgery*. Open Orthop J, 2013. **7**: p. 305-9.
6. Boileau, P. and G. Walch, *The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design*. J Bone Joint Surg Br, 1997. **79**(5): p. 857-65.
7. Habermeyer P, E.T., *Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulternendoprothetik*. Unfallchirurg 102, 1999: p. 668-683.
8. Kim, S.H., et al., *Increasing incidence of shoulder arthroplasty in the United States*. J Bone Joint Surg Am, 2011. **93**(24): p. 2249-54.
9. Norris, T.R. and J.P. Iannotti, *Functional outcome after shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: a multicenter study*. J Shoulder Elbow Surg, 2002. **11**(2): p. 130-5.
10. Fehring, E.V., et al., *Characterizing the functional improvement after total shoulder arthroplasty for osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-a**(8): p. 1349-53.
11. De Wilde, L.F., E.A. Audenaert, and B.M. Berghs, *Shoulder prostheses treating cuff tear arthropathy: a comparative biomechanical study*. J Orthop Res, 2004. **22**(6): p. 1222-30.
12. Nolan, B.M., E. Ankersen, and J.M. Wiater, *Reverse total shoulder arthroplasty improves function in cuff tear arthropathy*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(9): p. 2476-82.
13. Hyun, Y.S., et al., *Uncommon indications for reverse total shoulder arthroplasty*. Clin Orthop Surg, 2013. **5**(4): p. 243-55.
14. Ortmaier, R., et al., *Reverse shoulder arthroplasty in revision of failed shoulder arthroplasty-outcome and follow-up*. Int Orthop, 2013. **37**(1): p. 67-75.
15. Boyle, M.J., et al., *Functional outcomes of reverse shoulder arthroplasty compared with hemiarthroplasty for acute proximal humeral fractures*. J Shoulder Elbow Surg, 2013. **22**(1): p. 32-7.
16. Smithers, C.J., A.A. Young, and G. Walch, *Reverse shoulder arthroplasty*. Curr Rev Musculoskelet Med, 2011. **4**(4): p. 183-90.
17. Aumüller, G.A., G.; Doll, A.; Engele, J.; Kirsch, J.; Mense, S.; Reißig, D.; Salvetter, J.; Schmidt, W; Schmitz, F.; Schulte, E.; Spanel-Borowski, K.; Wolff, W.; Wurzinger L.J.; Zilch, H.G., *Duale Reihe Anatomie*. 2007: Thieme.
18. Kapandji, I.A., *Funktionella Anatomie der Gelenke*. 5 ed. 2009: Thieme.

19. Blasier, R.B., R.E. Guldberg, and E.D. Rothman, *Anterior shoulder stability: Contributions of rotator cuff forces and the capsular ligaments in a cadaver model*. Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.], 1992. **1**(3): p. 140-150.
20. Schünke M, S.E., Schumacher U, Voll M, Wesker K, *Prometheus - Lernatlas der Anatomie*. 2004.
21. Putz, R.P., R., *Sobotta Anatomie des Menschen*. Vol. 22. 2007: Urban&Fischer.
22. Habermeyer, P.L., S.; Magosch, P., *Schulterchirurgie*. 4 ed. 2010: Urban und Fischer.
23. Loew, M., *AE-Manual der Schulterendoprothetik, Schulter*. 4 ed. 2010: Springer.
24. Kadic, M.A., et al., *A surgical approach in total shoulder arthroplasty*. Arch Orthop Trauma Surg, 1992. **111**(4): p. 192-4.
25. Moeckel, B.H., et al., *Modular hemiarthroplasty for fractures of the proximal part of the humerus*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(6): p. 884-9.
26. Tuckman, D.V. and D.M. Dines, *Long head of the biceps pathology as a cause of anterior shoulder pain after shoulder arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg, 2006. **15**(4): p. 415-8.
27. Fama, G., et al., *The role of concomitant biceps tenodesis in shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis: results of a multicentric study*. Orthopedics, 2004. **27**(4): p. 401-5.
28. Simmen, B.R., et al., *Usefulness of concomitant biceps tenodesis in total shoulder arthroplasty: a prospective cohort study*. J Shoulder Elbow Surg, 2008. **17**(6): p. 921-4.
29. Jobin, C.M., et al., *Reverse total shoulder arthroplasty for cuff tear arthropathy: the clinical effect of deltoid lengthening and center of rotation medialization*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. **21**(10): p. 1269-77.
30. Herrmann, S., et al., *Reverse shoulder arthroplasty leads to significant biomechanical changes in the remaining rotator cuff*. J Orthop Surg Res, 2011. **6**: p. 42.
31. Hamilton, M.A., et al., *Effect of prosthesis design on muscle length and moment arms in reverse total shoulder arthroplasty*. Bull Hosp Jt Dis (2013), 2013. **71 Suppl 2**: p. S31-5.
32. Ladermann, A., et al., *Influence of surgical approach on functional outcome in reverse shoulder arthroplasty*. Orthop Traumatol Surg Res, 2011. **97**(6): p. 579-82.
33. Ladermann, A., et al., *Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. **21**(3): p. 336-41.
34. Ladermann, A., et al., *Objective evaluation of lengthening in reverse shoulder arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg, 2009. **18**(4): p. 588-95.
35. Pietschmann, M., et al. *Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationskraft im Ellenbogengelenk–Implikationen für die Therapie*. in *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2013), Berlin doi*. 2013.
36. Conboy, V.B., et al., *An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment*. J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(2): p. 229-32.
37. Constant, C.R. and A.H. Murley, *A clinical method of functional assessment of the shoulder*. Clin Orthop Relat Res, 1987(214): p. 160-4.

38. Constant, C.R., et al., *A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use*. J Shoulder Elbow Surg, 2008. **17**(2): p. 355-61.
39. Rowe, C.R., D. Patel, and W.W. Southmayd, *The Bankart procedure: a long-term end-result study*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(1): p. 1-16.
40. Kirkley, A., S. Griffin, and K. Dainty, *Scoring systems for the functional assessment of the shoulder*. Arthroscopy, 2003. **19**(10): p. 1109-20.
41. Niethard, F.U.P., J.; Biberthaler P., *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 6 ed. 2009: Thieme.
42. Böhni, U., Lauper, M., Locher, H., *Manuelle Medizin 2*. 2012: Thieme.
43. Holtby, R. and H. Razmjou, *Accuracy of the Speed's and Yergason's tests in detecting biceps pathology and SLAP lesions: comparison with arthroscopic findings*. Arthroscopy, 2004. **20**(3): p. 231-6.
44. Donoghue, W., *How to measure your % bodyfat using Skinfold Calipers*. 2009.
45. Mittermüller, M., *Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität*. 2010.
46. Bundesamt, *Mikrozensus - Fragen zur Gesundheit - Körpermaße der Bevölkerung*. 2009.
47. Boileau, P., et al., *Proximal humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **442**: p. 121-30.
48. McCarty, E.C., et al., *Sports participation after shoulder replacement surgery*. Am J Sports Med, 2008. **36**(8): p. 1577-81.
49. Irlenbusch, U., et al., *Reversed shoulder arthroplasty with inversed bearing materials: 2-year clinical and radiographic results in 101 patients*. Arch Orthop Trauma Surg, 2015. **135**(2): p. 161-9.
50. Flurin, P.H., et al., *A Comparison and Correlation of Clinical Outcome Metrics in Anatomic and Reverse Total Shoulder Arthroplasty*. Bull Hosp Jt Dis (2013), 2015. **73**(1): p. 118-23.
51. Jacobson, J.A., et al., *Anatomic shoulder arthroplasty for treatment of proximal humerus malunions*. J Shoulder Elbow Surg, 2014. **23**(8): p. 1232-9.
52. Lenarz, C., et al., *Is reverse shoulder arthroplasty appropriate for the treatment of fractures in the older patient? Early observations*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(12): p. 3324-31.
53. Court-Brown, C.M., A. Garg, and M.M. McQueen, *The epidemiology of proximal humeral fractures*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(4): p. 365-71.
54. Torrens, C., P. Guirro, and F. Santana, *The minimal clinically important difference for function and strength in patients undergoing reverse shoulder arthroplasty*. J Shoulder Elbow Surg, 2015.
55. Russo, R., et al., *Analysis of complications of reverse total shoulder arthroplasty*. Joints, 2015. **3**(2): p. 62-6.
56. Rickert M, B.A., Günther CM, Schulz CU, *Forearm rotation in healthy adults of all ages and both sexes*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2008.
57. Gordon KD, P.R., Johnson JA, King GJ, Miller TA, *Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults*. Journal of Orthopaedic Research, 2004.

58. Matsuoka J, B.R., Berglund LJ, An KN, *An analysis of symmetry of torque strength of the forearm under resisted forearm rotation in normal subjects.* The Journal of Hand Surgery, 2006.
59. Youn, S.M., S. Deo, and P.C. Poon, *Functional and radiologic outcomes of uncemented reverse shoulder arthroplasty in proximal humeral fractures: cementing the humeral component is not necessary.* J Shoulder Elbow Surg, 2015.
60. Simovitch, R., et al., *Rate of Improvement in Clinical Outcomes with Anatomic and Reverse Total Shoulder Arthroplasty.* Bull Hosp Jt Dis (2013), 2015. **73**(1): p. 111-7.
61. Blonna, D., et al., *Can we improve the reliability of the Constant-Murley score?* J Shoulder Elbow Surg, 2012. **21**(1): p. 4-12.
62. Rocourt, M.H., et al., *Evaluation of intratester and intertester reliability of the Constant-Murley shoulder assessment.* J Shoulder Elbow Surg, 2008. **17**(2): p. 364-9.
63. Booker, S., et al., *Use of scoring systems for assessing and reporting the outcome results from shoulder surgery and arthroplasty.* World J Orthop, 2015. **6**(2): p. 244-51.
64. Parks, D.L., et al., *Radiographic and clinical outcomes of total shoulder arthroplasty with an all-polyethylene pegged bone ingrowth glenoid component: prospective short- to medium-term follow-up.* J Shoulder Elbow Surg, 2015.
65. Merolla, G., et al., *Total shoulder arthroplasty with a second-generation tantalum trabecular metal-backed glenoid component: Clinical and radiographic outcomes at a mean follow-up of 38 months.* Bone Joint J, 2016. **98-B**(1): p. 75-80.
66. Schnetzke, M., et al., *Clinical and radiological results of a cementless short stem shoulder prosthesis at minimum follow-up of two years.* Int Orthop, 2015. **39**(7): p. 1351-7.
67. Wright, T.W., et al., *Preliminary Results of a Posterior Augmented Glenoid Compared to an all Polyethylene Standard Glenoid in Anatomic Total Shoulder Arthroplasty.* Bull Hosp Jt Dis (2013), 2015. **73**(1): p. 79-85.
68. Simovitch, R.W., et al., *Outcomes of reverse total shoulder arthroplasty in a senior athletic population.* J Shoulder Elbow Surg, 2015. **24**(9): p. 1481-5.
69. Boileau, P., et al., *Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty.* J Shoulder Elbow Surg, 2006. **15**(5): p. 527-40.
70. Kitayama, S., et al., *Clinical Outcome and Glenoid Morphology After Arthroscopic Repair of Chronic Osseous Bankart Lesions: A Five to Eight-Year Follow-up Study.* J Bone Joint Surg Am, 2015. **97**(22): p. 1833-43.
71. Maiotti, M., et al., *Arthroscopic Bankart repair and subscapularis augmentation: an alternative technique treating anterior shoulder instability with bone loss.* J Shoulder Elbow Surg, 2015.
72. Kraus, T.M., et al., *Incapacity of work after arthroscopic Bankart repair.* Arch Orthop Trauma Surg, 2015. **135**(10): p. 1429-36.
73. Holzer, K., *Posteriore Schulterinstabilität-postoperative Ergebnisse mit Berücksichtigung der verschiedenen Ätiologien und Operationsverfahren.* 2011.

74. Sadoghi, P., et al., *Infraglenoidal scapular notching in reverse total shoulder replacement: a prospective series of 60 cases and systematic review of the literature*. BMC Musculoskelet Disord, 2011. **12**: p. 101.
75. Trossman PB, L.P., *The effect of the duration of intertribal rest periods on isometric grip strength performance in young adults*. Occupational Therapy Journal of Research, 1989: p. 17.
76. Gordon, A.M., A.F. Huxley, and F.J. Julian, *The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres*. J Physiol, 1966. **184**(1): p. 170-92.
77. Granzier, H.L. and G.H. Pollack, *The descending limb of the force-sarcomere length relation of the frog revisited*. J Physiol, 1990. **421**: p. 595-615.
78. Edman, K.A. and C. Reggiani, *The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibres of the frog*. J Physiol, 1987. **385**: p. 709-32.
79. Close, R.I., *The relations between sarcomere length and characteristics of isometric twitch contractions of frog sartorius muscle*. J Physiol, 1972. **220**(3): p. 745-62.
80. Winters JM, K.D., *Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves*. 1993.
81. Gunther, C.M., et al., *Grip strength in healthy caucasian adults: reference values*. J Hand Surg Am, 2008. **33**(4): p. 558-65.
82. Shank JR, S.S., Braun S, Kissenberth MJ, Ramappa A, Ellis H, Decker MJ, Hawkins RJ, Torry MR, *A comparison of forearm supination and elbow flexion strength in patients with long head of the biceps tenotomy or tenodesis*. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2011.
83. Haugstvedt, J.R., R.A. Berger, and L.J. Berglund, *A mechanical study of the moment-forces of the supinators and pronators of the forearm*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(6): p. 629-34.
84. Murthi, A.M., C.L. Vosburgh, and T.J. Neviasser, *The incidence of pathologic changes of the long head of the biceps tendon*. J Shoulder Elbow Surg, 2000. **9**(5): p. 382-5.
85. Walch, G., et al., *Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases*. J Shoulder Elbow Surg, 2005. **14**(3): p. 238-46.
86. Walch G, E.B., Boulahia A, Nove-Josserand L, Neyton L, Szabo I, *Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2005.

## 7. Anhang

Klinikum der Universität München

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

\_\_\_\_\_ **LMU**  
Ludwig \_\_\_\_\_  
Maximilians-  
Universität \_\_\_\_\_  
München \_\_\_\_\_

### Patienteneinwilligungserklärung

Untersuchung zur Bestimmung des Einfluss des Prothesendesigns auf die  
Supinationsbewegung im Ellenbogengelenk , Anatomische- vs. Inverse Prothese

Ich bestätige mein Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, wie sie mir von  
Thomas Stein erklärt wurde. Ich bestätige, dass ich Gelegenheit hatte, alle meine  
Fragen zur Teilnahme an der Studie zu stellen und dass alle Fragen zu meiner Zufriedenheit  
verständlich beantwortet wurden.

Ich weiß, dass die Teilnahme an der Studie freiwillig ist und dass es sich nicht negativ auf die  
Qualität meiner zukünftigen Behandlung auswirkt, wenn ich eine Teilnahme an der Studie  
ablehne. Mir ist außerdem bekannt, dass ich die Teilnahme an der Studie jederzeit abbrechen  
kann, sobald ich dies möchte, ohne dass meine Behandlung dadurch beeinträchtigt wird.  
Ebenso weiß ich, dass der Untersucher meine Teilnahme an der Studie beenden kann, ohne  
dass meine Weiterbehandlung beeinträchtigt wird.

**Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser klinischen Prüfung  
erhobene Daten, insbesondere Angaben über meine Person und meine Gesundheit, in  
Papierform und auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet und hinreichend  
gesichert aufbewahrt werden und dass nur autorisierte Personen auf die Datenbank  
zugreifen können. Soweit erforderlich dürfen die erhobenen Daten allerdings  
grundsätzlich nur pseudonymisiert (verschlüsselt) weiter gegeben werden. Mir ist  
bekannt, dass diese Daten für die Vorbereitung von zukünftigen Veröffentlichungen  
gespeichert werden und dass ich zu keinem Zeitpunkt in diesen Veröffentlichungen ohne  
mein schriftliches Einverständnis persönlich identifiziert werden kann.**

\_\_\_\_\_  
Name des Patienten  
oder des gesetzlichen Vertreters

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Patienten  
oder des gesetzlichen Vertreters

\_\_\_\_\_  
Datum

\_\_\_\_\_  
Name des Untersuchers

\_\_\_\_\_  
Unterschrift des Untersuchers

\_\_\_\_\_  
Datum

Abbildung 7–1: Patienteneinwilligungserklärung

## Klinikum der Universität München

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
 Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

\_\_\_\_\_ **LMU**  
 Ludwig \_\_\_\_\_  
 Maximilians –  
 Universität \_\_\_\_\_  
 München \_\_\_\_\_

### Fragebogen

**Name:** \_\_\_\_\_ **Vorname:** \_\_\_\_\_ **Geburtsdatum:** \_\_\_\_\_

**Geschlecht:**  Männlich  Weiblich **Körpergröße:** \_\_\_\_\_ cm

**Gewicht:** \_\_\_\_\_ Kg

**Beruf:** \_\_\_\_\_

**Händigkeit:**  Rechts  Links

**Betreiben sie regelmäßig Sport?**  Ja  Nein

Wenn ja! Welche Art von Sport? \_\_\_\_\_

**Gab es Voroperationen auf der Betroffenen Seite ?:** \_\_\_\_\_

Wenn ja! Welche ? \_\_\_\_\_

**Ist die nicht operierte Seite gesund?**  Ja  Nein

Wenn nein! Welche Erkrankung liegt vor? \_\_\_\_\_

Wenn nein! Wurde diese Seite auch schon mal Operiert? Art der Operation: \_\_\_\_\_

**Gab es Komplikationen bei der damaligen Operation?**  Ja  Nein

Wenn ja! Welche Art der Komplikation ist bekannt? \_\_\_\_\_

**Sind bei Ihnen Erkrankungen der Muskulatur, Sehnen oder Nerven bekannt?**

Ja  Nein

**Welche Medikamente nehmen sie aktuell ein?**

\_\_\_\_\_

## Klinikum der Universität München

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson



### Schulter-Funktionsbeurteilung

#### Constant Murley

##### 1. Schmerz

Wie hoch sind Ihre am stärksten verspürten Schulterschmerzen (ohne Schmerzmedikation) im Verlauf des täglichen Lebens?

Kein Schmerz (15)     mild (10)     mäßig (5)     sehr stark (0)

##### 2. Alltagsaktivität

###### a. Arbeitsfähigkeit:

Berufstätig, als: \_\_\_\_\_     Hausfrau/-mann     Rentner

- können Sie momentan nicht arbeiten (0)
- sind Sie in der Arbeit eingeschränkt (2)
- sind Sie voll Arbeitsfähig (4)

###### b. Sportfähigkeit/ Freizeitaktivität:

Wie können Sie aufgrund Ihrer Schulterbeschwerden ihre gewohnten Sport- und Freizeitaktivitäten nachgehen?

- gar nicht (0)
- mit Einschränkungen (2)
- uneingeschränkt (4)

###### c. Schlaf:

Wie gut können Sie in letzter Zeit aufgrund ihrer Schulterbeschwerden schlafen?

- sehr starke Schlafprobleme (ohne Schmerzmittel nicht möglich) (0)
- Erwachen mit Wiedereinschlafen (1)
- ungestörter Schlaf möglich (2)

###### d. Aktivitäten des täglichen Lebens:

Handreichweite/ bis zu welcher Höhe sind Bewegungen und Tätigkeiten uneingeschränkt möglich

bis zur Gürtellinie (2)     bis zur Brust (4)     bis zum Hals (6)

Bis zum Scheitel (8)     über Kopfhöhe (10)

**Klinikum der Universität München**

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**3. Beweglichkeit**

Ausführung im Sitzen, mit gestrecktem Arm, Schmerzfrei, ohne Ausweichbewegungen

**a. Elevation**

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

**b. Abduktion**

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

**c. Außenrotation**

- Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach vorne (2)  
 Hand am Hinterkopf mit Ellenbogen nach hinten (2)  
 Hand auf den Scheitel mit Ellenbogen nach vorne (2)  
 Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach hinten (2)  
 Volle Elevation vom Scheitel ausgehend (2)

**d. Innenrotation**

- Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels (0)  
 Handrücken auf Gesäß (2)  
 Handrücken auf lumbosakralen Übergang (4)  
 Handrücken auf Gürtellinie (3. LWK) (6)  
 Handrücken auf 12. Rückenwirbel (8)  
 Handrücken zwischen Schulterblättern (Th7) (10)

**Klinikum der Universität München**

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**4. Kraft**

Sitzend ohne Ausweichbewegung Gegenstände in 90° Abd und 30° Anteversion halten  
0-25 Punkte

Arm kann ohne Gewicht nicht aktiv zu dieser Position geführt werden (0)

0,5 Kg (1)     1 Kg (2)     1,5 Kg (3)     2 Kg (4)     2,5 Kg (5)     3 Kg (6)

3,5 Kg (7)     4 Kg (8)     4,5 Kg (9)     5 Kg (10)     5,5 Kg (11)     6 Kg (12)

6,5 Kg (13)     7 Kg (14)     7,5 Kg (15)     8 Kg (16)     8,5 Kg (17)     9 Kg (18)

9,5 Kg (19)     10 Kg (20)     10,5 Kg (21)     11 Kg (22)     11,5 Kg (23)     12 Kg (24)

12,5 Kg (25)

Punkte: \_\_\_\_\_

**CM-Gesamt (max 100):** \_\_\_\_\_

---

**Klinikum der Universität München**

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**ROWE-SCORE****1. Funktion**

- o Keine Einschränkung bei Arbeit und Sport, geringes oder kein Unbehagen (30)
- o geringe Einschränkung und leichtes Unbehagen (25)
- o Mäßige Einschränkung und Schmerzhaftigkeit (10)
- o Deutliche Einschränkung und chronische Schmerzen (0)

**2. Beweglichkeit**

- o 100% normale Außen-, Innenrotation und Elevation (20)
- o 75% von normaler Außenrotation, normale Elevation und Innenrotation (15)
- o 50% von normaler Außenrotation und 75% von normaler Elevation und Innenrotation (5)
- o keine Außenrotation und 50% von normaler Elevation und Innenrotation (0)

**3. Stabilität**

- o keine Luxation, Subluxation oder Apprehension (50)
- o Apprehension in bestimmten Armpositionen (30)
- o Subluxation (10)
- o Relaxation (0)

**Rowe – Gesamt (max 100):** \_\_\_\_\_

## Klinikum der Universität München

Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern  
 Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson



### Anthropometrische Messung und Schulter Tests

Bizeps-Falte (mm):	Re:	Li:
Trizeps-Falte (mm):	Re:	Li:
Gesamtarmlänge:	Re:	Li:
Oberarmlänge:	Re:	Li:
Unterarmlänge:	Re:	Li:
Oberarmumfang (cm):	Re:	Li:
Handgelenkumfang (cm):	Re:	Li:
Mittelhandumfang (cm):	Re:	Li:
Jobe-Test:	Re:	Li:
Starter-Test:	Re:	Li:
Speed-Test:	Re:	Li:
Palm-Up Test:	Re:	Li:
Yegarson Test:	Re:	Li:

Abbildung 7–7: Anthropometrische Messung und Schulter Tets

## **8. Danksagung**

Für die Möglichkeit der Promotion möchte ich an dieser Stelle zuerst Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson, Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München und meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Peter Müller, stellvertretender Klinikdirektor und Leitender Oberarzt der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München danken.

Ein besonderer Dank gilt auch Herrn Prof. Dr. med. Matthias Pietschmann. Er stand mir bei Fragen und Anregung jederzeit zur Seite und hatte mit seiner Erfahrung im Forschungsbereich einen wesentlichen Anteil am Erfolg dieser Arbeit.

Für die Bereitstellung des Messarbeitsplatzes und für die Unterstützung bei technischen Problemen und Fragen danke ich Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder aus dem Labor für Biomechanik der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Weiter danke ich meiner Familie und Andrea für die tatkräftige Unterstützung und Geduld.

Zuletzt danke ich allen Probanden für die Teilnahme an den Messungen.

## 9. Eidesstattliche Versicherung

### Eidesstattliche Versicherung

Stein, Thomas Michael

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Der Einfluss des Schulterprothesentyps auf die Supinationskraft des M. biceps brachii**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, den 11.06.2019

Ort, Datum

Thomas Stein

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

---

---

Schlussblatt – bleibt leer! Diesen Text löschen bzw. ausgedrucktes Blatt durch leeres Blatt ersetzen.