

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

**Der Einfluss der langen Bizepssehne  
auf die Supinationsbewegung im Ellbogengelenk**

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

vorgelegt von  
**Ferdinand Makar Eberhard**  
aus Tübingen  
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Peter Müller  
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Matthias Graw  
Prof. Dr. Werner Keyl  
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR  
Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2015

## **Eidesstattliche Versicherung**

**Eberhard, Ferdinand Makar**

---

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema  
„Der Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung im  
Ellbogengelenk“

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  
einzelnen 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 02.04.2015

Ort, Datum

---

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

*Meinen Eltern,  
in größter Dankbarkeit.*

## I. Inhaltsverzeichnis

I. Inhaltsverzeichnis .....	I
II. Abkürzungsverzeichnis .....	IV
III. Abbildungsverzeichnis .....	V
IV. Tabellenverzeichnis .....	IX
1 Einleitung und Grundlagen .....	1
1.1 Thematik und Stand der Forschung .....	1
1.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik der oberen Extremität .....	2
1.2.1 Knöcherne Struktur und Gelenkkapparat.....	2
1.2.1.1 Schultergelenk .....	2
1.2.1.2 Ellbogengelenk .....	4
1.2.1.3 Kinematik von Radius und Ulna bei Unterarmrotation .....	5
1.2.2 Muskulatur .....	7
1.2.2.1 Funktionelle Übersicht der Schultergürtelmuskulatur.....	7
1.2.2.2 Die Rotatorenmanschette des Schultergelenks .....	8
1.2.2.3 Musculus biceps brachii .....	8
1.2.2.4 Muskeln der Flexion und Extension im Ellbogengelenk .....	9
1.2.2.5 Muskeln der Supination und Pronation.....	11
1.3 Schultererkrankungen mit Beteiligung der langen Bizepssehne .....	13
1.3.1 Degenerative Veränderung der langen Bizepssehne .....	13
1.3.2 Traumatische Ruptur der langen Bizepssehne .....	15
1.4 Therapiestrategien bei Erkrankungen der langen Bizepssehne .....	16
1.4.1 Konservative Therapie .....	16
1.4.2 Operative Therapie .....	16
1.4.2.1 Tenotomie .....	16
1.4.2.2 Tenodese .....	17
1.4.2.2.1 Weichteilige Tenodese .....	17
1.4.2.2.2 Fadenanker-Tenodese .....	17
1.4.2.2.3 Tenodese-Schrauben .....	18
1.4.2.2.4 Tenodese mittels Nähten und Schlüssellochtechnik .....	19
1.5 Fragestellung .....	21
2 Material und Methoden .....	22
2.1 Probandenkollektiv .....	22
2.1.1 Rekrutierung, Einschluss- und Ausschlusskriterien .....	23
2.1.1.1 Schultergesunde Vergleichsgruppe .....	23
2.1.1.1.1 Einschlusskriterien .....	23
2.1.1.1.2 Ausschlusskriterien .....	23
2.1.1.2 Patienten nach Tenotomie oder Tenodese .....	23
2.1.1.2.1 Einschlusskriterien .....	23
2.1.1.2.2 Ausschlusskriterien .....	24
2.2 Studienprotokoll .....	24
2.2.1 Klinische Untersuchung von Schulter- und Ellbogengelenk .....	24
2.2.2 Funktionstests der Rotatorenmanschette (Supraspinatussehne) .....	25
2.2.3 Funktionstests der langen Bizepssehne .....	26
2.2.3.1 Palm-Up- und Speed-Test .....	26
2.2.3.2 Yergason-Test .....	26
2.2.4 Sonographische Untersuchung des Schultergelenks .....	27
2.2.5 Anthropometrische Messgrößen .....	27
2.3 Messpositionen .....	30
2.3.1 Supination .....	30
2.3.2 Pronation .....	32
2.3.3 Flexion .....	33

2.4 Messarbeitsplatz und Datenverarbeitung .....	33
2.4.1 Anforderungen an den Messaufbau .....	33
2.4.2 Konstruktion und Messaufbau .....	34
2.4.3 Drehmomentsensor und computergestützte Datenverarbeitung .....	37
2.4.4 Validierung des Systems .....	42
2.5 Statistische Analyse .....	42
 3 Ergebnisse .....	44
3.1 Alters- und Geschlechtsverteilung der Untersuchungskollektive .....	44
3.2 Anthropometrische Messgrößen und Kraftmessung Schultergesunder .....	45
3.2.1 Anthropometrische Messgrößen .....	45
3.2.1.1 Seitenverhältnis (dominanter/nicht-dominanter Arm) .....	45
3.2.1.2 Körpergröße, Gewicht und BMI .....	46
3.2.1.3 Hautfaltendicke .....	47
3.2.1.4 Armlänge und Armumfänge .....	47
3.2.1.5 Zusammenfassung .....	48
3.2.2 Kraftmessung .....	48
3.2.2.1 Supinationsbewegung .....	48
3.2.2.2 Flexionsbewegung .....	51
3.2.2.3 Pronationsbewegung .....	52
3.2.2.4 Vergleich von Supination und Pronation .....	52
3.2.2.5 Zusammenfassung .....	53
3.2.3 Ergebnisse der Regressionsanalyse .....	54
3.2.3.1 Supinationsbewegung .....	54
3.2.3.2 Flexionsbewegung .....	56
3.2.3.3 Pronationsbewegung .....	57
3.2.3.4 Zusammenfassung .....	58
3.3 Anthropometrische Messgrößen und Kraftmessung der Patienten mit .....	59
operierter langer Bizepssehne .....	59
3.3.1 Anthropometrische Messgrößen .....	59
3.3.1.1 Seitenverhältnis und Popeye-Sign .....	59
3.3.1.2 Körpergröße, Gewicht und BMI .....	60
3.3.1.3 Hautfaltendicke .....	61
3.3.1.4 Armlänge und Armumfänge .....	63
3.3.1.5 Zusammenfassung .....	64
3.3.2 Kraftmessung .....	65
3.3.2.1 Supinationsbewegung .....	65
3.3.2.2 Flexionsbewegung .....	67
3.3.2.3 Pronationsbewegung .....	68
3.3.2.4 Zusammenfassung .....	70
3.4 Zusammenfassung Ergebnisteil .....	70
 4 Diskussion .....	72
4.1 Methodendiskussion .....	72
4.1.1 Probandenkollektiv .....	72
4.1.2 Schulteruntersuchung und Ausschlusskriterien .....	73
4.1.3 Messaufbau .....	74
4.1.4 Messablauf .....	75
4.2 Anthropometrische Messgrößen .....	76
4.3 Kraftmessung; Schultergesunde Vergleichsgruppe .....	79
4.3.1 Supination .....	79
4.3.2 Pronation und Vergleich zur Supination .....	82
4.3.3 Flexion .....	83
4.3.4 Regressionsanalyse .....	84
4.4 Untersuchung der Patienten mit operierter langer Bizepssehne .....	86

4.4.1 Popeye-Sign .....	87
4.4.2 Kraftmessung und postoperativer Vergleich der Operationstechniken .....	88
5 Zusammenfassung .....	92
6 Literatur .....	94
7 Anhang .....	99
8 Danksagung .....	108

## **II. Abkürzungsverzeichnis**

**Art** – Articulatio

**BMI** – Body-Mass-Index

**BTS** – Bio-Tenodesis Screw

**D** – dominante Seite

**Kap** – Kapitel

**Lig** – Ligamentum

**Ligg** – Ligamenta

**LBS** – lange Bizepssehne

**M** – Musculus

**Mm** – Musculi

**MW** – Mittelwert

**ND** – nicht-dominante Seite

**NM** – Newtonmeter

**NNM** – Neutral-Null-Methode

**NNP** – Neutral-Null-Position

**Proc** – Processus

**SD** – Standardabweichung

**SLAP** – superior labrum anterior to posterior

### **III. Abbildungsverzeichnis**

Abbildung 1: Die fünf Gelenke der Schulter (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	2
Abbildung 2: Bewegungen im Schultergelenk (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	3
Abbildung 3 und 4: Das Ellbogengelenk (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	4
Abbildung 5: Bewegungsausmaß im Humeroradial- und Humeroulnargelenk des Ellbogengelenks (Niethard, F.U.P et al. – Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie, 2009) .....	5
Abbildung 6: Bandapparat und Bewegungsachse für die Pro- und Supinationsbewegung im proximalen und distalen Radioulnargelenk (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	6
Abbildung 7: Bewegungsachse und Bewegungsumfang bei Pro- und Supination (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	7
Abbildung 8: Supinationswirkung des M. biceps brachii (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	9
Abbildung 9: M. brachioradialis und Radialismuskulatur (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	10
Abbildung 10: M. triceps brachii und M. anconeus (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	11
Abbildung 11: M. supinator und tiefe Extensoren des Unterarms (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	12
Abbildung 12: Oberflächliche und tiefe Flexoren des Unterarms (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	13
Abbildung 13: Weichteilige Tenodese .....	17
Abbildung 14: Fadenankert-Tenodese (Shank, J.R. - A comparison of forearm supination and elbow flexion strength in patients with long head of the biceps tenotomy or tenodesis, 2011) .....	18
Abbildung 15: Suprapectorale Tenodese mittels Bio-Tenodesis screw (BTS) (Patzer, T. et al. – Biomechanical comparison of arthroscopically performable techniques for suprapectoral biceps tenodesis, 2011) .....	18
Abbildung 16: Transossäre Naht nach Post (Kusma, M. et al. – Tenodesis of the long head of biceps brachii: cycling testing of five methods of fixation in a porcine model, 2008) .....	19
Abbildung 17: Tenodese in Schlüssellochtechnik (Kusma, M. et al. – Tenodesis of the long head of biceps brachii: cycling testing of five methods of fixation in a porcine model, 2008) .....	20
Abbildung 18: Popeye-Sign (Niethard, F.U.P et al. – Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie, 2009) .....	25

Abbildung 19: Supraspinatustest nach Jobe (Wirth, C.J.Z. et al. – Orthopädie und Orthopädische Chirurgie der Schulter, 2002) .....	25
Abbildung 20: Bizepssehnentests (Wirth, C.J.Z. et al. – Orthopädie und Orthopädische Chirurgie der Schulter, 2002; Müller, F. – Klinische Untersuchungstests in Orthopädie und Unfallchirurgie, 2013) .....	27
Abbildung 21: Sonogramm einer normalen Schulter im Sulkusschnitt (Wirth, C.J.Z. et al. – Orthopädie und Orthopädische Chirurgie der Schulter, 2002) .....	27
Abbildung 22: Ermittlung der Armlänge .....	28
Abbildung 23: Ermittlung der Armumfänge .....	28
Abbildung 24: Ermittlung der Hautfaltendicke mittels Scinfold-Calipers .....	29
Abbildung 25: Ausgangsposition mit 90° Ellbogenflexion .....	30
Abbildung 26: Ausgangsposition mit 0° Ellbogenflexion .....	31
Abbildung 27 und 28: Ausgangspositionen des Unterarms nach Neutral-Null-Methode .....	31/32
Abbildung 29: Einstellung der Flexionsmessung .....	33
Abbildung 30: Modifizierter Messarbeitsplatz .....	34
Abbildung 31: Supinations- und Flexionshandgriff .....	35
Abbildung 32: Konzept des Messaufbaus und Winkeleinstelleinheit in Schnittdarstellung (Mittermüller, M. – Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität, 2010) .....	36
Abbildung 33: Prinzip der Arretierung in Schnittdarstellung (Mittermüller, M. – Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität, 2010) .....	36
Abbildung 34: Verschiedene Platzierungen der Handgriff-Drehmoment-Einheit und des Probanden .....	36
Abbildung 35: Nicht rotierender Drehmomentsensor, Burster Typ 8627 (Mittermüller, M. – Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität, 2010) .....	37
Abbildung 36: Grundstruktur des computergestützten Messablaufs (Mittermüller, M. – Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität, 2010) .....	38
Abbildung 37: Bedienoberfläche Eingabefeld .....	39
Abbildung 38: Patientenanzeige .....	40
Abbildung 39: Bedienoberfläche, Anzeige der Messwerte (Mittermüller, M. – Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität, 2010) .....	41

Abbildung 40: Gesamtes Probandenkollektiv nach Geschlecht und Gruppenzugehörigkeit .....	44
Abbildung 41: Altersübersicht aller untersuchten Probanden/Patienten .....	45
Abbildung 42 bis 44: Körpergröße, Gewicht und BMI von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	46
Abbildung 45: Hautfaltendicke von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	47
Abbildung 46: Gesamt-, Ober- und Unterarmlänge von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	48
Abbildung 47: Oberarm-, Handgelenk- und Mittelhandumfang von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	48
Abbildung 48 und 49: Positionsabhängige Supinationskraft der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	49
Abbildung 50 und 51: Altersabhängige Flexionskraft der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	51
Abbildung 52 und 53: Altersabhängige Pronationskraft der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	52
Abbildung 54 und 55: Vergleich von Supination und Pronation der schultergesunden Vergleichsgruppe .....	53
Abbildung 56 und 57: Regressionsgeraden der Supination aus 90-0-Position .....	55
Abbildung 58 und 59: Regressionsgeraden der Flexion .....	56/57
Abbildung 60 und 61: Regressionsgeraden der Pronation .....	58
Abbildung 62: Seitenverteilung und Operationstechnik bei Patienten mit Schulterpathologie ..	59
Abbildung 63 bis 68: Körpergröße, Gewicht und BMI der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	60/61
Abbildung 69 und 70: Hautfaltendicke der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	62
Abbildung 71 und 72: Armlängen der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	63
Abbildung 73 und 74: Armumfänge der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	64
Abbildung 75 und 76: Supinationskraft der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	65/66
Abbildung 77 und 78: Flexionskraft der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	67/68

Abbildung 79 und 80: Pronationskraft der Patienten nach Operationsgruppen und im Vergleich zur altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe .....	69
Abbildung 81: Patienteneinwilligungserklärung .....	99
Abbildung 82: Probandenuntersuchungsbogen .....	100
Abbildung 83 bis 96: Regressionsgeraden der Supination, restliche Positionen .....	101-107

## **IV. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Übersicht der Schultergürtelmuskulatur nach Bewegungsform (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	8
Tabelle 2: Muskeln der Flexion und Extension im Ellbogengelenk (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	10
Tabelle 3: Muskeln der Supination und Pronation im Ellbogengelenk (Schünke, M. et al. – Prometheus, Lernatlas der Anatomie, 2007) .....	11
Tabelle 4: Klassifikation der SLAP-Läsion nach Snyder (Snyder, S.J. – SLAP lesions of the shoulder, 1990) .....	14
Tabelle 5: Probandenkollektiv Schultergesunde .....	22
Tabelle 6: Probandenkollektiv Schulterpatienten .....	22
Tabelle 7: Ermittlung des Körperfettanteils mittels Hautfaltendicke der Oberarmrückseite nach Donoghue .....	29
Tabelle 8: Armstellungen und verwendete Abkürzungen .....	32
Tabelle 9: Signifikanzniveaus und zugehöriger p-Wert .....	42
Tabelle 10: Normwerte Körperfettanteil (Donoghue, W. – How to measure your % bodyfat using Skinfold Calipers, 2009) .....	47
Tabelle 11: Supination der schultergesunden Vergleichsgruppe im Seitenvergleich .....	50
Tabelle 12: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse, Supination .....	54
Tabelle 13: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse, Flexion .....	56
Tabelle 14: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse, Pronation .....	57
Tabelle 15: Auftreten eines positiven Popeye-Sign pro Untersuchungskollektiv .....	60
Tabelle 16: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse, gesamt .....	85

## **1. Einleitung und Grundlagen:**

### **1.1 Thematik und Stand der Forschung**

Verletzungen der langen Bizepssehne sind häufig Ursache für Schmerzen und Funktionsstörungen des Schultergelenks. In den seltensten Fällen ist die lange Bizepssehne isoliert betroffen. Meist steht eine Verletzung ätiologisch im Zusammenhang mit degenerativen Schultererkrankungen der Rotatorenmanschette oder glenohumeraler Instabilität. Die lange Bizepssehne kann hierbei durch Entzündung, (partielle) Ruptur oder Subluxation mitbetroffen sein.

Trotz bis heute nicht gänzlich geklärter Biomechanik wird die lange Bizepssehne insbesondere im Zusammenhang mit Rotatorenmanschettenrupturen und Impingement-Syndrom der Schulter als Schmerzverursacher verstanden [1-10]. Bei Beschwerdebeginn wird meist zunächst konservativ mittels spezifischer Bewegungstherapie, Rehabilitation und Medikation mit nicht-steroidalen Antirheumatika oder kortikosteroidaler Injektionen behandelt [1, 11, 12]. Bei Versagen der konservativen Therapiestrategien stehen verschiedene Optionen der operativen Versorgung zur Verfügung.

Über die bevorzugte operative Therapiestrategie besteht in der Literatur Uneinigkeit. Einerseits wird aufgrund der besseren Toleranz mit kürzerer Hospitalisierung und Rehabilitationsdauer eine Tenotomie empfohlen [11, 13-15], andererseits gibt es Autoren, welche eine Tenodese bevorzugen [16-18]. Letztere begründen dies durch eine der normalen Anatomie der langen Bizepssehne eher entsprechenden Lage mit Fixierung, wodurch kosmetische Deformitäten im Sinne eines „Popeye-Sign“ sowie etwaige Kraftverluste durch eine Funktionsbeeinträchtigung des M. biceps brachii weniger häufig auftreten sollen.

Die Datenlage hinsichtlich Untersuchungen, welche sich mit einem möglichen Funktions- und Kraftverlust nach Tenotomie oder Tenodese beschäftigten, wurde bis zuletzt mehrfach als nicht ausreichend bewertet. Ebenso ist ein Vergleich der beiden verschiedenen Operationstechniken diesbezüglich nicht hinreichend untersucht. [1, 13, 19]

## 1.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik der oberen Extremität

### 1.2.1 Knöcherne Struktur und Gelenkapparat

#### 1.2.1.1 Schultergelenk

Das Schultergelenk (Abbildung 1) ist ein Gelenkkomplex, welcher aus insgesamt fünf Gelenken besteht. Diese fünf Gelenke werden unterteilt in die drei echten Gelenke Sternoklavikulargelenk (Art. sternoclavicularis), Akromioklavikulargelenk (Art. acromioclavicularis) und Humeroskapulargelenk (Art. humeri), sowie in zwei Nebengelenke in Form von Gleitlagern. Hierbei handelt es sich um das subakromiale Nebengelenk und das Schulterblatt-Thorax-Gelenk. [20, 21]

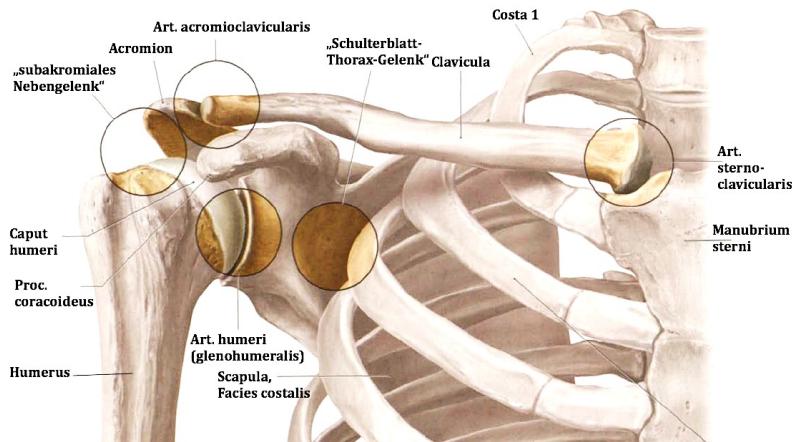


Abb. 1: Die fünf Gelenke der Schulter; [21]

Zum Verständnis der Fragestellung dieser Arbeit ist vor allem die Kenntnis der Anatomie des Humeroskapulargelenks (Art. humeri) von Relevanz, fortan als „Schultergelenk“ bezeichnet. Es ist das beweglichste und gleichzeitig anfälligste Gelenk des Körpers. Die sphärischen Grundflächen sind für ein Kugelgelenk mit je drei Achsen und Freiheitsgraden typisch. [20]

Die Cavitas glenoidalis der Scapula, welche die knöcherne Gelenkpfanne darstellt, ist deutlich kleiner als der mit ihr artikulierende Humeruskopf (Caput humeri). Die Gelenkpfanne wird am Pfannenrand durch ansetzenden Faserknorpel (Labrum glenoidale) etwas vergrößert. Hier sitzt zudem im oberen Anteil der (superiore) Labrum-Bizepsanker-Komplex, der Bereich also, an welchem die lange Bizepssehne am Schultergelenk intrakapsulär inseriert. Hier entstehen die sogenannten SLAP-Läsionen. Dieses Missverhältnis der knöchernen Führung begründet sowohl den gesteigerten Bewegungsumfang als auch die verringerte Stabilität des Gelenks. Letztere wird vorrangig durch die Schultermuskulatur erreicht, da auch der Bandapparat des

Schultergelenks nur schwach ausgebildet ist. Bei der Schultergelenkskapsel handelt es sich um eine weite, im hinteren Bereich sehr dünne und nicht verstärkte Kapsel. Im vorderen Bereich wird die Kapsel durch drei Bandstrukturen, die Ligg. glenohumeralia superius, mediale und inferius verstärkt. Im oberen Bereich übernimmt diese Funktion das Lig. coracohumerale. Die Gelenkkapsel ist im unteren, muskelfreien Bereich durch eine Reservefalte (Recessus axillaris), insbesondere für Abspreizbewegungen, erweitert. Zur Sicherung des Humeruskopfes (Caput humeri) in der Gelenkpfanne und Begrenzung hinsichtlich dessen Bewegung nach kranial ist das sog. Schulterdach (Fornix humeri) vorhanden. Es besteht aus Acromion, Lig. coracoacromiale und Proc. coracoideus. [21, 22]

Schultergelenkhöhle und benachbarte Schleimbeutel (Bursa subtendinea m. subscapularis und Bursa subcoracoidea) sind miteinander verbunden und kommunizieren. Ebenso besteht eine Verbindung zur Sehnenscheide der langen Bizepssehne (Vagina synovialis intertubularis). [21]

Das Schultergelenk besitzt als ein typisches Kugelgelenk drei senkrecht zueinander ausgerichtete Hauptachsen. Insgesamt ergeben sich hierdurch drei Freiheitsgrade und sechs Hauptbewegungsrichtungen (Abbildung 2).

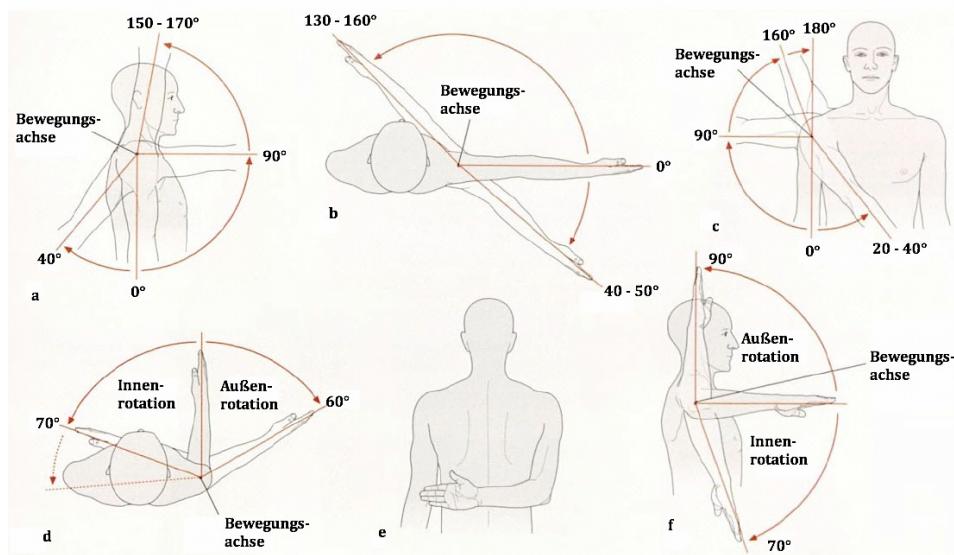


Abb. 2 a bis f: a) Bewegungen im Schultergelenk: Um eine horizontale Achse erfolgt die Anteversions- bzw. Retroversionsbewegung (Flexion und Extension), b) Anteversion und Retroversion bei 90° abduziertem Arm werden auch als Horizontalbewegung bezeichnet, c) Um eine sagittale Achse erfolgen Abduktions- und Adduktionsbewegung. Für eine Abduktion über 80-90° ist eine zusätzliche Außenrotationsbewegung notwendig, um eine Kompression des Tuberculum majus gegen das Schulterdach zu verhindern d-f) Bewegungen um eine Längsachse des Humerus sind Innen- und Außenrotationsbewegung; [21]

### 1.2.1.2 Ellbogengelenk

Das Ellbogengelenk (Art. cubiti) (Abbildungen 3 und 4) ist ein zusammengesetztes Gelenk mit nur einer Gelenkhöhle, welches funktionell gesehen jedoch aus drei Gelenkkörpern mit zwei unterschiedlichen Bewegungsmechanismen besteht. Es artikulieren der Humerus und die beiden Unterarmknochen Radius und Ulna. Die drei Gelenke sind das Humeroradialgelenk (Art. humeroradialis), das Humeroulnargelenk (Art. humeroulnaris) und das proximale Radioulnargelenk (Art. radioulnaris proximalis). [20-22]

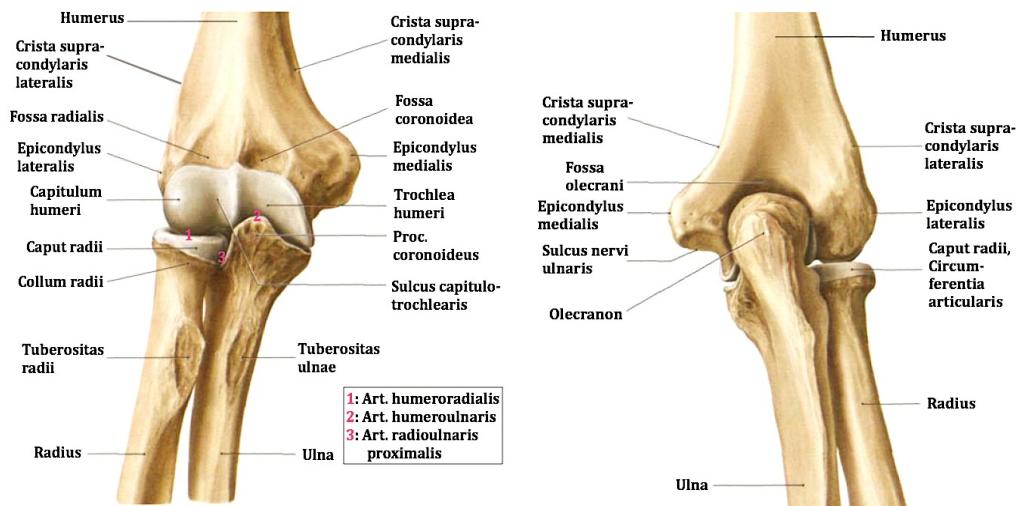


Abb. 3 und 4: Das Ellbogengelenk (Art. cubiti), Ansicht von ventral (Abb. 3) und dorsal (Abb. 4), jeweils 0° Flexionsstellung [21]

Humeroulnar- und Humeroradialgelenk sind durch einen kräftigen Bandapparat gesichert. Die fächerförmig verlaufenden Kollateralbänder (Lig. collaterale ulnare und Lig. collaterale radiale) verstärken die Gelenkkapsel und geben in jeder Stellung seitlichen Halt. Für die Sicherung des proximalen Radioulnargelenks hat das Ringband (Lig. anulare radii) entscheidende Bedeutung. Es umgreift den Radiuskopf und presst ihn an die ulnare Gelenkfläche. Funktionell sind zwei Bewegungsmechanismen zu unterscheiden: Pro- und Supination im proximalen (und distalen) Radioulnargelenk und Flexion und Extension im Humeroulnar- und Humeroradialgelenk. [20]

Das Humeroulnargelenk ist ein Scharniergegelk, dessen Gelenkflächen die Trochlea humeri am distalen Humerusende und die Incisura trochlearis am proximalen Ende der Ulna sind. Die Incisura trochlearis der Ulna reicht proximal bis zum Olecranon und distal-ventral bis zum Proc. coronoideus. Die Funktion des Gelenks ermöglicht es den Unterarm gegenüber dem Oberarm zu beugen oder zu strecken (Flexion und Extension; Abbildung 5a). [20]

Das Humeroradialgelenk ist anatomisch ein Kugelgelenk, dessen Gelenkflächen das kugelige Capitulum humeri am distalen Humerusende und die Fovea articularis am proximalen Ende des

Radius sind. Funktionell gesehen reduziert sich die Anzahl der Freiheitsgrade jedoch aufgrund der bindegewebigen Fixierung zwischen Radius und Ulna durch das Lig. anulare radii auf zwei (Abbildung 5): Flexion und Extension sowie Pro- und Supination, wobei die zuletzt genannten Bewegungen unter Beteiligung des distalen Radioulnargelenks ausgeführt werden (siehe folgendes Kapitel). [20]

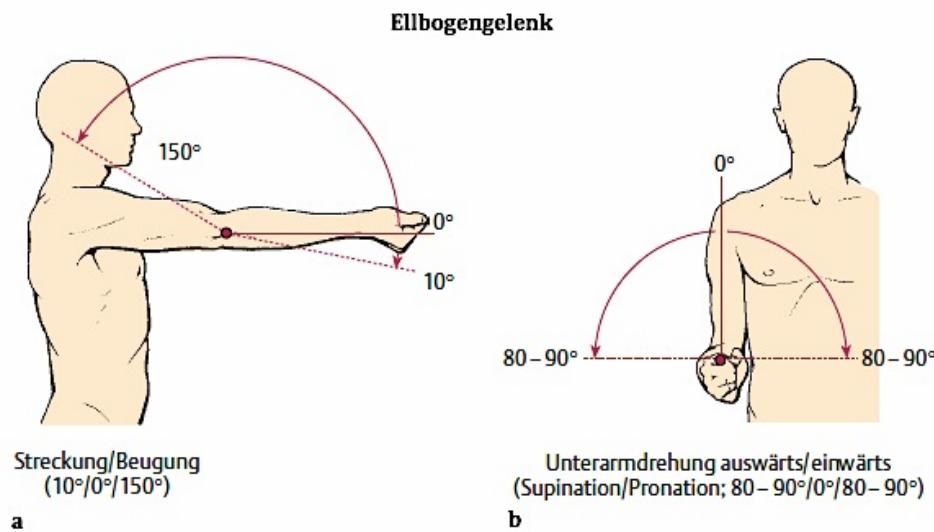


Abb. 5 a) und b): Bewegungsausmaß im Humeroradial- und Humeroulnargelenk des Ellbogengelenks; [23]

#### 1.2.1.3 Kinematik von Radius und Ulna bei Unterarmrotation

Pro- und Supination sind die Drehbewegungen des Unterarms um seine Längsachse (Unterarmrotation). Der korrekte Bewegungsablauf erfordert das Zusammenspiel der mechanisch gekoppelten Radioulnargelenke: proximales und distales Radioulnargelenk (Arth. radioulnares proximalis et distalis). Gemeinsam ermöglichen sie die Umwendbewegung der Hand. Funktionell und mechanisch sind sie zudem über die Membrana interossea verbunden und daher zwangsläufig miteinander kombiniert (Abbildung 6). [20, 21]

Für die vollumfängliche Bewegung der Hand im Raum ist der Freiheitsgrad der Unterarmrotation zwingend notwendig. Die Pro- und Supination erlaubt z.B. das Zum-Mund-Führen eines Gegenstandes (Ernährungsfunktion). Zudem ist sie für alle Tätigkeiten der arbeitenden Hand notwendig und unabdingbar (z.B. zum Drehen eines Schraubenziehers, Eindrehen einer Glühbirne, Ausgießen eines Topfes oder Aufschließen eines Türschlosses etc.). Das Bewegungsausmaß der Hand kann durch das Ellbogen- und Schultergelenk gesteigert werden und eine Rotation von 360° erreichen. Dadurch ist die Hand im Raum frei beweglich und erreicht jede Stelle des Körpers (Schutz- und Reinigungsfunktion). [20, 21]

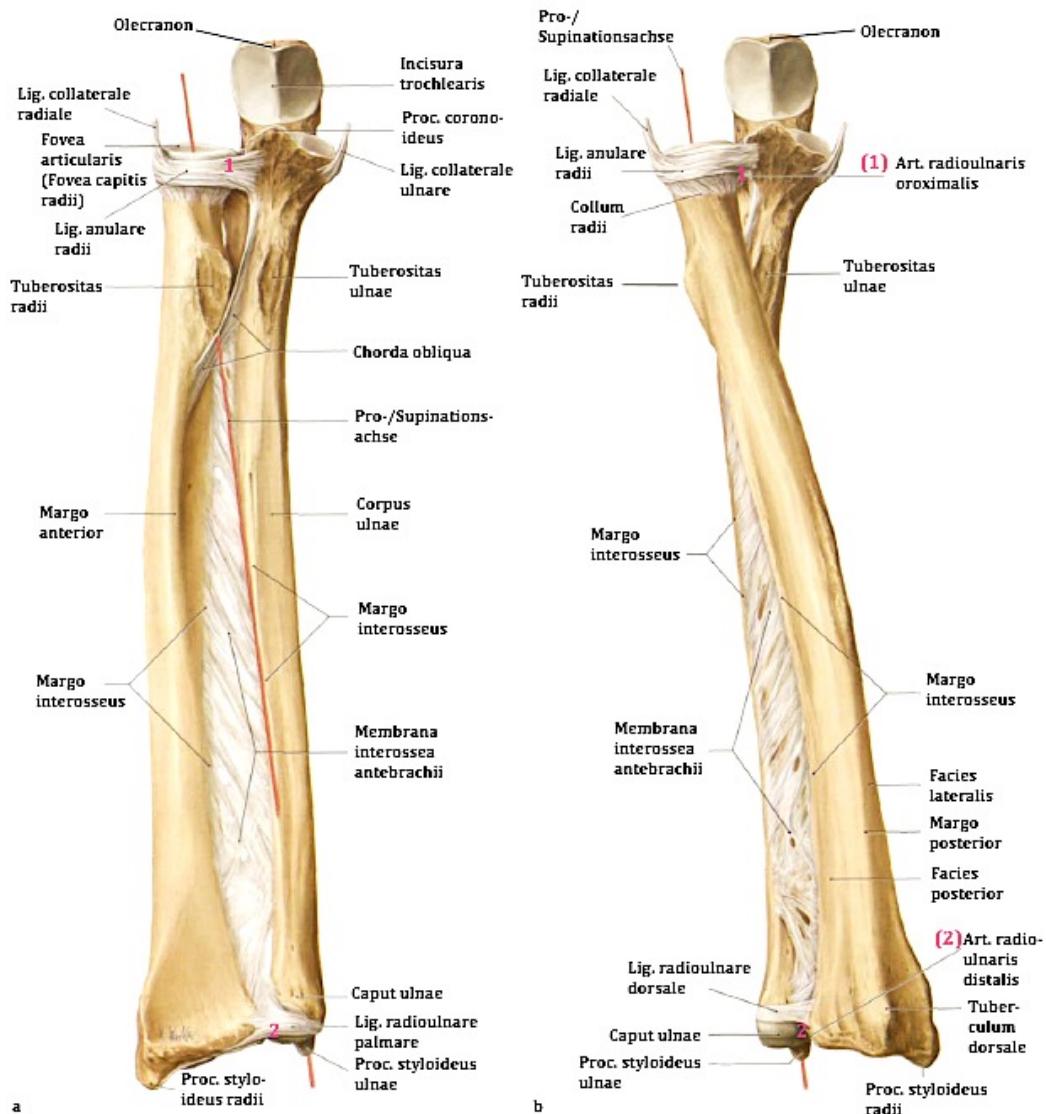


Abb. 6 a) und b): Bandapparat und Bewegungsachse für die Pro- und Supinationsbewegung im proximalen und distalen Radioulnargelenk; a) Supinationsstellung, b) Pronationsstellung; [21]

Das proximale Radioulnargelenk gehört anatomisch zum Ellbogengelenk und wurde im vorherigen Kapitel hinsichtlich knöcherner Struktur bereits beschrieben. Das distale Radioulnargelenk (Abbildung 6) ist ein Radgelenk, dessen Gelenkflächen das Caput ulnae und die Incisura ulnaris radii sind. In unmittelbarer Nähe befindet sich das Radiokarpalgelenk, welches durch den Discus ulnocarpalis anatomisch abgetrennt ist. Dieser liegt zwischen Radius und Proc. styloideus ulnae. Das distale Radioulnargelenk wird von einer schlaffen Kapsel umgeben, welche bis auf den Schaft der Ulna hinauf reicht. Die Ligg. radioulnaria dorsale und palmarum sichern das distale Radioulnargelenk. Abhängig von der Funktionsstellung der beiden Unterarmknochen ist das Ausmaß der Berührung der beiden Gelenkflächen unterschiedlich. Weitestgehende Deckung besteht nur in einer der Neutral-Null-Position entsprechenden Mittelposition. [21, 22]

Die gemeinsame Bewegungssachse des proximalen und distalen Radioulnargelenks verläuft proximal durch den Kopf des Radius und distal durch den Proc. styloideus ulnae (Abbildung 7). Erfolgt die Pro- und Supination bei aufliegendem Unterarm um eine dadurch fixierte Ulna, so schwenkt der Radius um den Proc. styloideus ulnae. [20]

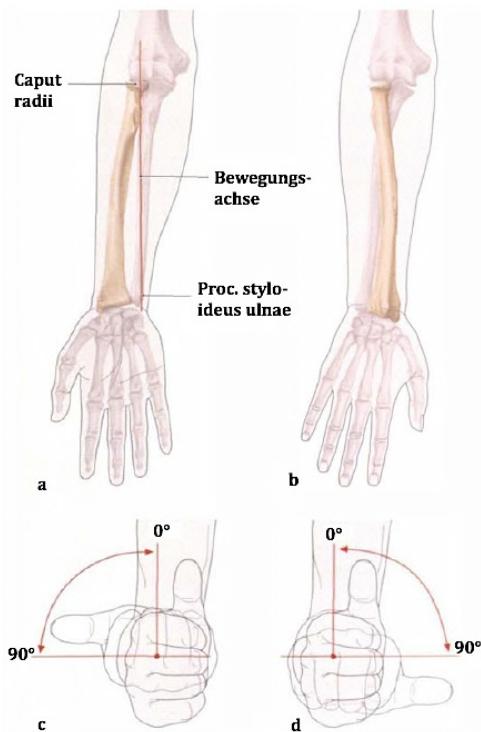


Abb. 7: Bewegungssachse und Bewegungsumfang bei Pro- und Supination der rechten Hand; a) und c) Supinationsstellung, b) und d) Pronationsstellung; [21]

## 1.2.2 Muskulatur

### 1.2.2.1 Funktionelle Übersicht der Schultergürtelmuskulatur

Die verschiedenen Muskeln des Schultergürtels sind in Tabelle 1 entsprechend ihrer Beteiligung an den verschiedenen möglichen Bewegungsformen des Schultergelenks dargestellt. Die in Tabelle 1 nicht dargestellte Elevation bezeichnet die Fortsetzung der Abduktion über 90° hinaus. Diese wird durch den M. serratus anterior mit Unterstützung des M. trapezius ermöglicht. [22]

Anteversion (Flexion)	Retroversion (Extension)
M. deltoideus (Pars clavicularis) M. biceps brachii M. pectoralis major (Pars clavicularis und Pars sternocostalis) M. coracobrachialis	M. latissimus dorsi M. teres major M. triceps brachii (Caput longum) M. deltoideus (Pars spinalis)
Adduktion	Abduktion
M. pectoralis major M. latissimus dorsi M. triceps brachii (Caput longum) M. teres major M. deltoideus (Pars clavicularis und Pars spinalis) M. biceps brachii (Caput breve) M. coracobrachialis	M. deltoideus (Pars acromialis, ab 60° der gesamte Muskel) M. supraspinatus M. biceps (Caput longum)
Innenrotation	Außenrotation
M. subscapularis M. pectoralis major M. biceps brachii (Caput longum) M. deltoideus (Pars clavicularis) M. teres major M. latissimus dorsi	M. infraspinatus M. teres minor M. deltoideus (Pars spinalis)

Tab. 1: Übersicht der Schultergürtelmuskulatur nach Bewegungsform; [21]

### 1.2.2.2 Die Rotatorenmanschette des Schultergelenks

Die Muskeln der Rotatorenmanschette haben einen zum Gelenk transversalen Verlauf und wirken somit wie Gelenkbander, indem sie den Humeruskopf umfassen und in die Gelenkpfanne pressen. Sie erhöhen hierdurch die durch die schlaffe Gelenkkapsel relativ geringfügige Stabilität und verhindern gleichzeitig eine Verengung des subakromialen Raums durch einen ansonsten zu kranial ausgerichteten Humeruskopf. [20]

### 1.2.2.3 Musculus biceps brachii

Der M. biceps brachii ist zum einen einer der Hauptbeugemuskel des Ellbogengelenks. Zudem ist er ein zweigelenkiger Muskel, dessen Ursprünge an zwei Punkten der Skapula liegen. Die beiden Bizepssköpfe vereinigen sich meist im Verlauf zu einem gemeinsamen Muskelbauch, welcher wiederum zwei Ansatzsehnen besitzt. Durch seine beiden Ursprünge ist er einerseits ein das Schultergelenk sichernder und andererseits ein abduktionswirksamer Muskel. Zusätzlich ist er an der Anteversion und Innenrotation beteiligt. Im Ellbogengelenk ist er neben seiner Funktion als Beugemuskel auch an der Supinationsbewegung beteiligt. Diese ist bei einer 90°-Beugung des Ellbogengelenks am effektivsten, da der Muskel dann eine theoretisch luxierende Wirkung mit nahezu rechtwinkeligen Hebelarm zur Pro- und Supinationsachse hat (Abbildung 8). Bei gestrecktem Arm hingegen ist die Richtung der Muskelkraft nahezu parallel zum Hebelarm. [20-22]

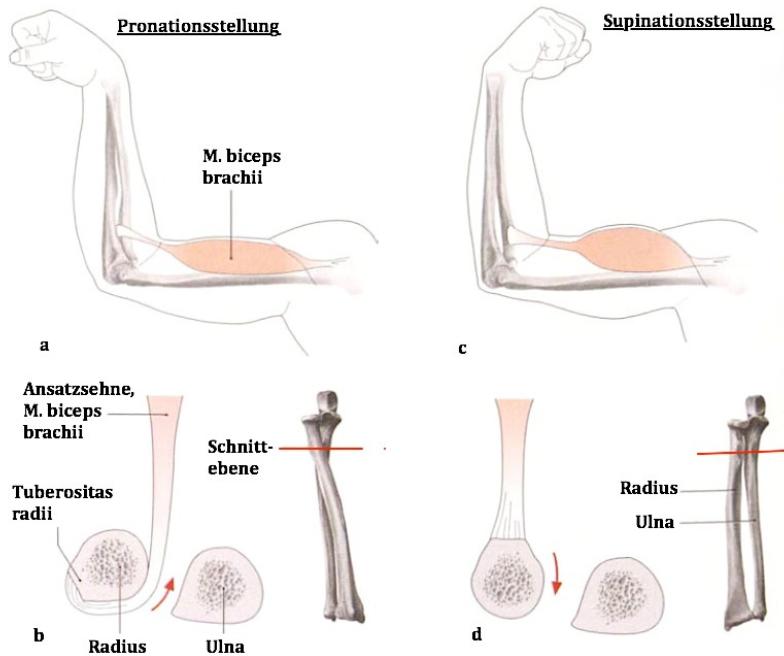


Abb. 8: Supinationswirkung des *M. biceps brachii*, Rechter Arm, Ansicht von medial (obere Bilderreihe), bzw. von proximal (untere Bilderreihe); [21]

Zum Verständnis degenerativer Veränderungen gilt als Besonderheit zu erwähnen, dass die lange Bizepssehne ab ihrem Ursprung am Tuberculum supraglenoidale der Skapula intraartikulär durch das Schultergelenk hindurch verläuft und im Sulcus intertubercularis in der Vagina synovialis intertubercularis auf den Humerus gelangt. Durch diesen Verlauf kommt dem Humeruskopf in Bezug auf die lange Bizepssehne die Funktion eines Hypomochlions zu und bedingt dadurch deren Funktion. [22]

Die verschiedene Wirkungsweise der beiden Bizepsköpfe hinsichtlich der Stabilisierung des Humerus in der Gelenkpfanne kann vereinfacht wie folgt beschrieben werden: Der kurze Kopf mit Ursprung am Proc. coracoideus führt gemeinsam mit anderen Muskeln zu einer Anhebung des Humerus und verhindert so in erster Linie eine Luxation. Gleichzeitig presst die lange Bizepssehne den Humeruskopf in die Pfanne, insbesondere während einer Abduktionsbewegung. [20]

#### 1.2.2.4 Muskeln der Flexion und Extension im Ellbogengelenk

Die im Ellbogengelenk an Flexion und Extension beteiligten Muskeln sind zur Übersicht in Tabelle 2 dargestellt. Im Wesentlichen gibt es drei für die Flexion bedeutsame Muskeln: Der *M. biceps brachii* ist, wie bereits besprochen, der Hauptbeuger im Ellbogengelenk. Zur Flexion tragen beide Köpfe des Muskels bei. Der *M. brachialis* ist als eingelenkiger Muskel und durch seinen Verlauf bedingt ausschließlicher Beuger im Ellbogengelenk und somit einer der wenigen Muskeln mit nur einer Funktion. [20]

Flexion	Extension
M. biceps brachii	M. triceps brachii
M. brachialis	M. anconeus
M. brachioradialis	
<i>M. extensor carpi radialis longus</i>	
<i>M. extensor carpi radialis brevis</i>	
<i>M. pronator teres</i>	
<i>M. flexor digitorum superficialis</i>	
<i>M. palmaris longus</i>	

Tab. 2: Übersicht, Muskeln, die an Flexion und Extension im Ellbogengelenk beteiligt sind; [21]

Ebenfalls relevanten Einfluss auf die Flexion hat der M. brachioradialis, dessen wesentliche Aufgabe die Beugung ist (Abbildung 9). Aufgrund des großen virtuellen Hebelarms ist er hinsichtlich Flexion aus 90° Beugung besonders kräftig. [20]

Die Extension des Ellbogengelenks wird fast ausschließlich durch den M. triceps brachii (Abbildung 10) ausgeführt. Der neben diesem oft erwähnte M. anconeus hat aufgrund seines geringen Streckmoments eine funktionell geringe Bedeutung [20]. Der M. triceps brachii wird von drei Köpfen, einem Caput longum, einem Caput mediale und einem Caput laterale gebildet, welche gemeinsam mit einer Sehne am Olekranon inserieren.

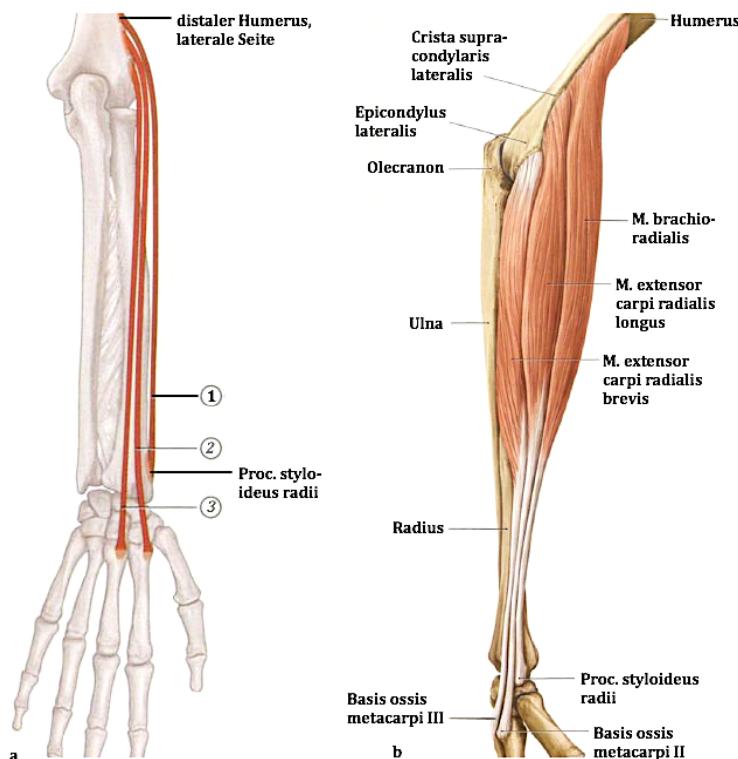


Abb. 9 a) und b): M. brachioradialis und restliche Radialismuskelatur; a) Rechter Arm im Schema, Ansicht von dorsal, jeweils mit proximalem Ursprung und distalem Ansatz; 1: M. brachioradialis, 2: M. extensor carpi radialis longus, 3: M. extensor carpi radialis brevis; b) Rechter Oberarm in anatomischer Darstellung, Ansicht von radial; [21]

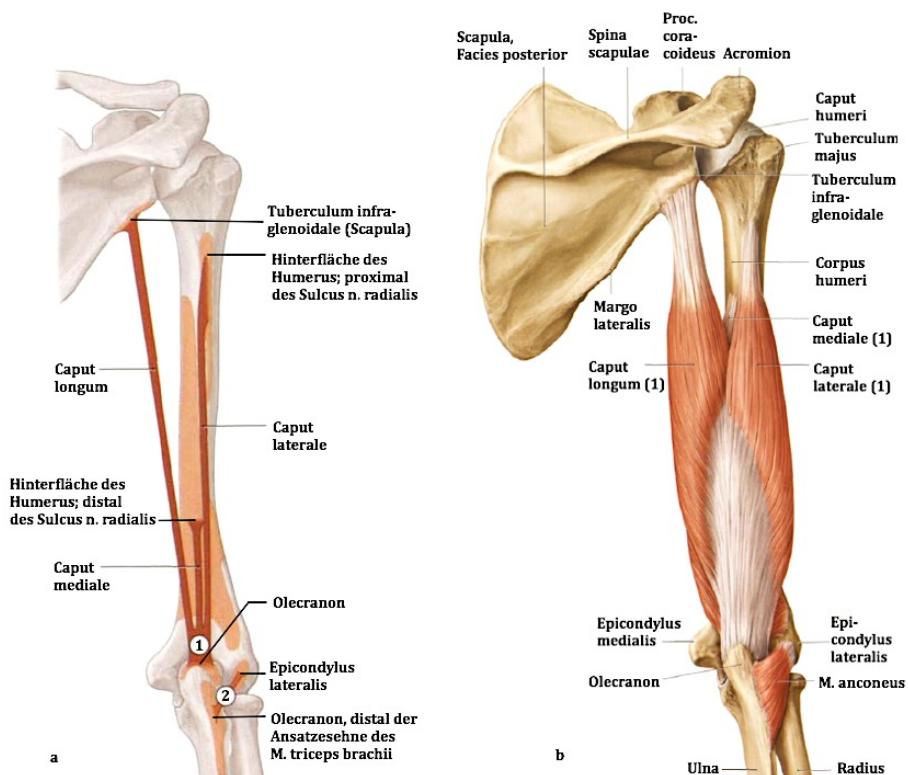


Abb. 10 a) und b): *M. triceps brachii* und *M. anconeus* im Überblick, Rechter Oberarm, Ansicht von dorsal; a) Schema, jeweils mit proximalem Ursprung und distalem Ansatz; 1: *M. triceps brachii*, 2: *M. anconeus*; b) anatomische Darstellung; [21]

### 1.2.2.5 Muskeln der Supination und Pronation

Die im Ellbogen- und Radioulnargelenk an der Pro- und Supination beteiligten Muskeln sind in Tabelle 3 dargestellt. Die Supinationsmuskeln sind im Wesentlichen der *M. biceps brachii* und der *M. supinator*. Die beiden Muskeln, welche den überwiegenden Anteil der Kraft zur Pronationsbewegung aufbringen, sind der *M. pronator quadratus* und der *M. pronator teres*. Alle anderen in Tabelle 3 dargestellten Muskeln führen die jeweilige Bewegung mit aus, sind jedoch von untergeordneter Bedeutung.

Supination	Pronation
<i>M. biceps brachii</i>	<i>M. pronator quadratus</i>
<i>M. supinator</i>	<i>M. pronator teres</i>
<i>M. abductor pollicis longus</i>	<i>M. flexor carpi radialis</i>
<i>M. extensor pollicis longus</i>	
<i>M. extensor pollicis brevis</i>	
<i>M. extensor indicis</i>	
<i>M. brachioradialis (aus Pronation)</i>	<i>M. brachioradialis (aus Supination)</i>

Tab. 3: Übersicht, Muskeln, die an Supination und Pronation im Ellbogengelenk (und Radioulnargelenk) beteiligt sind; [21]

Der durch Zug wirkende *M. biceps brachii* ist von allen an der Rotationsbewegung des Unterarms beteiligten Muskeln der kräftigste. Seine Effektivität ist, wie in Kap. 1.2.2.3 (Abbildung 8)

bereits beschrieben, bei rechtwinklig gebeugtem Ellbogen am größten. Der zweite für die Supinationsbewegung relevante Muskel ist der M. supinator (Abbildung 11). Er ist um den Hals des Radius gewunden und supiniert durch Abrollung. [20]

Entsprechend der Supination funktionieren die beiden (wesentlichen) Pronatoren (Abbildung 12) ebenfalls durch eine Kombination aus Abrollbewegung und Zug. Der um die distale Ulna gewundene M. pronator quadratus erfüllt seine pronierende Funktion durch eine Abrollbewegung. Der M. pronator teres wirkt durch Zug, hat jedoch bei gestrecktem Ellbogengelenk nur geringe Kraft. [20]

Eine Sonderrolle nimmt der in Kap. 1.2.2.4 (Abbildung 9) bereits beschriebene M. brachioradialis ein, der an beiden Bewegungsrichtungen der Unterarmrotation beteiligt ist. Seine Funktion diesbezüglich besteht darin, den Unterarm in Semipronationsstellung zu bringen, also in Neutral-Null-Position. Genau genommen ist er weder Pro- noch Supinator, sondern Beuger des Ellbogengelenks. Er supiniert und proniert jeweils nur bis zur Neutral-Null-Stellung, und dies jeweils aus den Maximalpositionen heraus. [20]

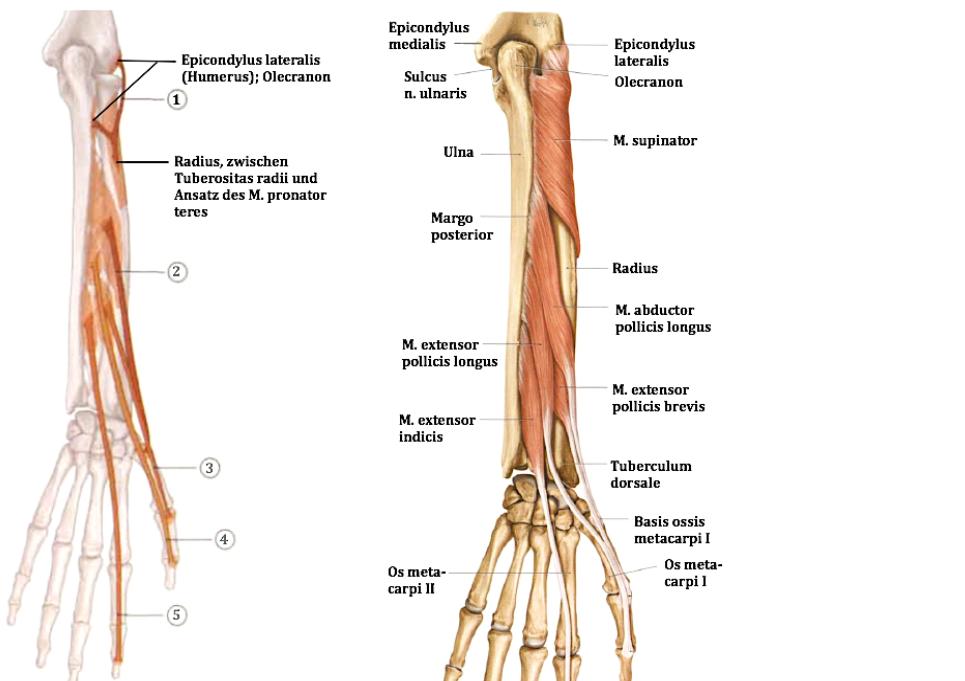


Abb. 11 a) und b): M. supinator und die übrigen tiefen Extensoren (bzw. Supinatoren) des Unterarms im Überblick, Rechter Oberarm, Ansicht von dorsal; a) Schema, mit proximalem Ursprung und distalem Ansatz; 1: M. supinator, 2: M. abductor pollicis longus, 3: M. extensor pollicis brevis, 4: M. extensor pollicis longus, 5: M. extensor indicis; b) anatomische Darstellung; [21]

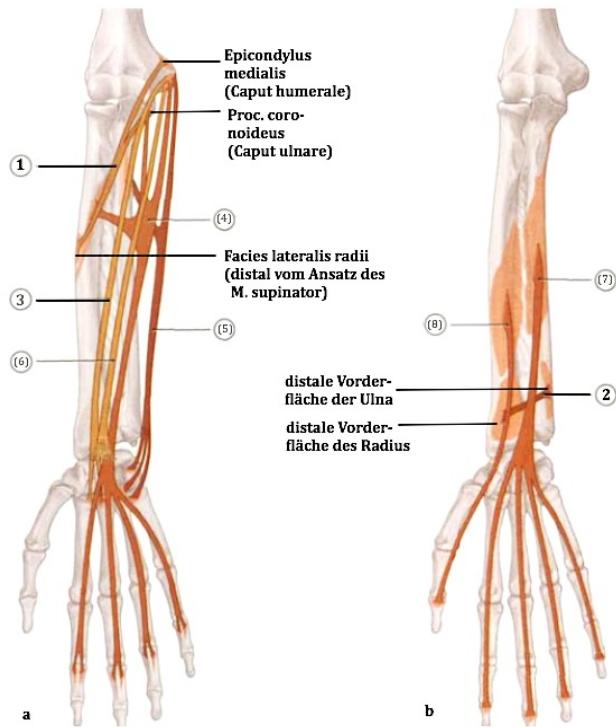


Abb. 12 a) und b): Oberflächliche (a) und tiefe (b) Flexoren des Unterarms im Überblick, Rechter Oberarm, Ansicht von ventral; Schema der für die Pronation wirksamen Muskeln (1-3), mit proximalem Ursprung und distalem Ansatz; 1: **M. pronator teres**, 2: **M. pronator quadratus**, 3: **M. flexor carpi radialis** (schwacher Pronator); die nicht-pronierenden Flexoren sind ausgeklammert (4: **M. flexor digitorum superficialis**, 5: **M. flexor carpi ulnaris**, 6: **M. palmaris longus**, 7: **M. flexor digitorum profundus**, 8: **M. flexor pollicis longus**); [21]

### 1.3 Schultererkrankungen mit Beteiligung der langen Bizepssehne

#### 1.3.1 Degenerative Veränderung der langen Bizepssehne

Durch Entzündung und degenerative Veränderung kann es im Schultergelenk zu schmerzhaften Reizzuständen kommen. Die lange Bizepssehne verläuft intraartikulär im sog. Rotatorenintervall zwischen M. supraspinatus und M. subscapularis. Bei Eintritt in den Sulcus intertubercularis wird sie von einem Aufhängeapparat, dem Bizeps-Pulley geführt. In der relativen Enge des Sulcus kann sich durch Degeneration und Altersvorgänge eine Tendinitis mit erheblichen Auftreibungen und gestörtem Gleitvorgang entwickeln. Hieraus können bei einer so vorgeschädigten langen Bizepssehne durch traumatische Einwirkungen Bizeps-Pulley- und SLAP-Läsionen, sowie (sekundäre) Partial- und Komplettrupturen der langen Bizepssehne verursacht werden. [23, 24]

Die SLAP-Läsion („superior labrum anterior to posterior“-Läsion) ist selbst Gegenstand aktueller Forschung, sollte jedoch aufgrund der ätiologischen Zusammenhänge genauer betrachtet

werden. Snyder et al. [25] führten 1990 erstmals das Akronym und eine erste Klassifikation in vier Typen ein (Tab. 4).

<b>Typ I</b>	Degenerative Veränderung des superioren Labrum und des Bizepsankers ohne Ablösung
<b>Typ II</b>	Abriss des Labrum-Bizepssehnen-Komplexes vom superioren Glenoid nach kranial
<b>Typ III</b>	Korbhenkelläsion des superioren Labrum bei intakter Bizepssehneninsertion
<b>Typ IV</b>	Längsaufspaltung der langen Bizepssehne mit Dislokation eines Labrum-Bizepsanteils nach kaudal in den Gelenkspalt

Tab. 4: Klassifikation der SLAP-Läsion nach Snyder [25]

Diese Einteilung hat bis heute Bestand, wurde jedoch durch weitere Kombinationsverletzungen, Typ V bis VII (Maffet et al.) [26], und Fortsetzung der Läsion am gesamten Labrum, Typ VIII bis IX/X (Nord et al.) [27], ergänzt. Häufig bestehen in Zusammenhang mit Läsionen des oberen Labrum-Bizepssehnen-Komplexes Begleitpathologien. Snyder et al. [28] fanden bei insgesamt 140 Probanden in 29% der Fälle Partialläsionen und in 11% komplette Läsionen der Rotatorenmanschette, in 22% Bankart-Läsionen und in 10% eine glenohumerale Chondromalazie. Kim et al. [29] zeigten in ihren Untersuchungen Zusammenhänge zwischen Partialläsionen der Supraspinatussehne und einer SLAP-Läsion Typ I. Bei jüngeren Patienten (unter 40jährige) zeigten sich gehäuft Typ-II-Läsionen in Zusammenhang mit einer Bankart-Läsion und bei über 40jährigen vermehrt gemeinsam mit einer Ruptur der Supraspinatussehne bzw. Omarthrose. Typ III-, und Typ IV-Läsionen traten bei Patienten mit Bankart-Läsion bzw. schwerer beruflicher Belastung auf. Burkhart und Fox [30] berichten von Zusammenhängen zwischen SLAP-Läsionen mit einer Abrissverletzung bzw. Luxation der langen Bizepssehne. [31]

Im letzten Abschnitt Genanntes zeigt den Zusammenhang zwischen SLAP-Läsionen und der langen Bizepssehne, bzw. die Relevanz der Thematik hinsichtlich dieser Arbeit. Zudem ist bei der Versorgung von SLAP-Läsionen, neben konservativen Therapiestrategien, Resektion/Debridement und (Anker-)Nahttechniken (Refixation), auch häufig eine Tenotomie oder Tenodese erforderlich. Insbesondere bei Typ-II-SLAP-Läsionen konnten Boileau et al. [32] die Tenodese als eine effektive Therapiealternative darstellen.

Epidemiologisch treten Läsionen der langen Bizepssehne hauptsächlich in Kombination mit den ätiologisch ebenfalls überwiegend degenerativen (sekundären) Rotatorenmanschettendefekten auf. Isolierte Läsionen treten hingegen nur in 1-5% der Fälle auf [24]. Degenerative Veränderungen des Schultergelenks treten in der Gesamtheit bei Männern deutlich häufiger auf und finden sich insbesondere bei älteren Menschen. Durchschnittlich haben 60% aller 60-

Jährigen einen Rotatorenmanschettendefekt (mit oder ohne Beteiligung der langen Bizepssehne). [24, 33]

Patienten mit Läsionen der langen Bizepssehne schildern oft bewegungsabhängige Schmerzen, welche dann durch forcierte Flexion oder Supination gegen Widerstand ausgelöst werden können. Meist ist die Palpation im Bereich des Sulcus intertubercularis bzw. des Rotatorenintervalls schmerhaft. Eine Abgrenzung zu subakromialen Schmerzen anderer Genese ist schwierig. Insbesondere ist ein regelmäßig gleichzeitig auftretender Rotatorenmanschettendefekt mit zu berücksichtigen. Bei kompletter Ruptur der langen Bizepssehne kann es zudem zu einer Distalisierung des Muskelbauchs kommen (Popeye-Sign) [24]. Zur genaueren Differenzierung eignen sich die im Material- und Methodenteil (Kap. 2.2.1) beschriebenen Funktionstests der Schulter sowie die apparative Diagnostik mittels Sonographie, CT oder MRT.

### 1.3.2 Traumatische Ruptur der langen Bizepssehne

Ist die lange Bizepssehne im Rahmen oben beschriebener degenerativer Veränderungen im Schultergelenk affektiert, besteht das Risiko einer Ruptur auf dem Boden eben dieser Veränderungen (sekundäre Ruptur), wie sie vor allem jenseits des 40. Lebensjahres auftreten. Meist entsteht diese dann durch ein Bagatelltrauma. Sehr viel seltener ist die spontane (primäre) Ruptur der langen Bizepssehne. Als Folge eines Traumas kommt sie fast nur bei jungen Patienten vor, welche einer maximalen Belastung ausgesetzt sind. Unfallmechanismen sind Supination gegen plötzlichen Widerstand, Blockade einer Wurfbewegung oder ein heftiger Sturz auf den ausgestreckten Arm. [24]

Die proximale Ruptur der (langen) Bizepssehne im Sulcus intertubercularis ist relativ schmerzarm und wird häufig übersehen. Zudem sind Flexion und Supination nur vorübergehend minimal eingeschränkt. Der Muskelbauch kann nach distal verlagert sein (sog. „Popeye-Sign“). Traumatische Rupturen der Bizepssehne betreffen meist den distalen Bereich mit deutlich auffälligerer Klinik (andauernde Schmerzen, Flexion und Supination im Ellbogengelenk nahezu aufgehoben). [34]

## 1.4 Therapiestrategien bei Erkrankungen der langen Bizepssehne

### 1.4.1 Konservative Therapie

Bei isolierter Bizepstenositis sollte zunächst eine konservative Therapie im Vordergrund stehen. Hierzu zählen peritendinöse Infiltrationen (Lokalanästhetika und Steroide), Krankengymnastik, Massagen, Ultraschall- und Elektrotherapie. Aufgrund der oft nur minimalen Folgeerscheinungen von Rupturen der langen Bizepssehne bei älteren Patienten ist hier nur bei persistierenden Schmerzen oder Beschwerden, z.B. in Form von Muskelpasmen, eine operative Herangehensweise indiziert. Zudem wird sie häufig bei durch den Patienten subjektiv empfundenem Kraftdefizit angeboten. [3, 35, 36]

### 1.4.2 Operative Therapie

Wird eine Tendinitis chronisch, sowie bei (Partial-)Rupturen sollte über operative Therapiestrategien nachgedacht werden. Insgesamt besteht nach wie vor ein Mangel an aussagekräftigen Daten um eine operative Therapiestrategie einer anderen vorzuziehen [13]. Auf der Basis des derzeitigen Kenntnisstandes bezüglich postoperativer Funktionsverluste wird älteren Patienten (mit i.d.R. geringerem Funktionsanspruch) meist eine arthroskopische (oder offene) Tenotomie empfohlen. Bei jüngeren Patienten mit hohem Anspruch an Funktion oder Kosmetik wird häufig eine Tenodese arthroskopisch (oder in offener Technik) durchgeführt. [24]

#### 1.4.2.1 Tenotomie

Eine Tenotomie, Durchtrennung der langen Bizepssehne, wird meist bei älteren Patienten durchgeführt, welche im Rahmen degenerativer Veränderungen am Schultergelenk an einer Kombination aus Bizepssehnen- und Rotatorenmanschettendefekt leiden und daher mit einer Rekonstruktion der Rotatorenmanschette versorgt werden (arthroskopisch oder offen). Die hier häufigere Durchführung einer Tenotomie erklärt sich auch durch die einfachere und weniger invasivere Technik mit kürzerer Hospitalisierungsdauer [11, 37, 38]. Durch die Tenotomie rutscht die im Schultergelenk Schmerzen verursachende lange Bizepssehne nach distal in ihre knöcherne Führung und ist somit nicht weiter Schmerzverursacher. Zudem kann eine erhaltene lange Bizepssehne bei großen, nicht rekonstruierbaren Rotatorenmanschettendefekten permanente Schmerzen verursachen. Auch hier stellt die Tenotomie (neben der ebenso möglichen Tenodese) eine elegante Lösung dar. [39]

#### 1.4.2.2 Tenodese

Auch bei der Tenodese wird die lange Bizepssehne innerhalb des degenerativ veränderten Schultergelenks durchtrennt, in der Folge jedoch an anderer Position wieder refixiert. Die Tenodese ist nach Auffassung mehrerer Autoren die zu bevorzugende Methode bei der operativen Versorgung jüngerer Patienten, aufgrund eines im Vergleich zur konservativen Therapie mutmaßlich geringeren Kraftverlustes [40] und eines postulierten besseren kosmetischen Ergebnisses [4, 41].

Die Einteilung der verschiedenen Tenodesetechniken kann einerseits nach dem gewählten Zugangsweg erfolgen. Hierbei unterscheidet man zwischen arthroskopischer, offener und „mini-open“ bzw. minimal invasiver Operationsmethode. Andererseits benennt man die Tenodeseformen nach Art und Weise der Refixation. Verbreitete Techniken sind hierbei die weichteilige Tenodese, Fadenanker-Tenodese, die Verwendung von Tenodese-Schrauben und die knöcherne Tenodese mittels Schlüssellochverfahren oder Nähten. Der Ort der Refixation kann hierbei suprapectoral im Bereich des Sulcus bicipitalis oder subpectoral unter der Sehne des M. pectoralis major liegen. Im Folgenden soll ein kurzer Überblick über gängige Operationsmethoden gegeben werden.

##### 1.4.2.2.1 Weichteilige Tenodese

Eine gängige Form der weichteiligen Tenodese ist die arthroskopische Fixierung der durchtrennten langen Bizepssehne mittels intraartikulärer Naht an der Gelenkkapsel (Abbildung 13).

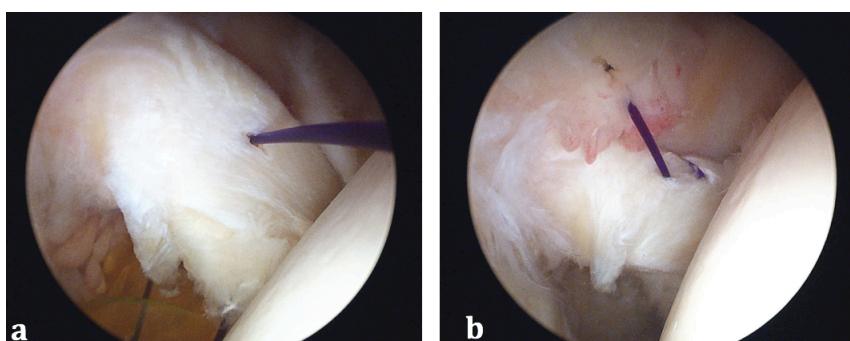


Abb. 13 a und b: Weichteilige Tenodese a) Die lange Bizepssehne wird intraartikulär angeschlungen und anschließend durchtrennt, b) Darauffolgende weichteilige Fixierung der Sehne an die intraartikuläre Seite der Gelenkkapsel

##### 1.4.2.2.2 Fadenanker-Tenodese

Zu den (arthroskopischen) Tenodeseformen mittels Nahtanker gehört die von Gartsman et al. [42] und Nord et al. [43] beschriebene Technik. Unter Verwendung eines Fadenankers wird die lange Bizepssehne hierbei im Sulcus bicipitalis refixiert (Abbildung 14).

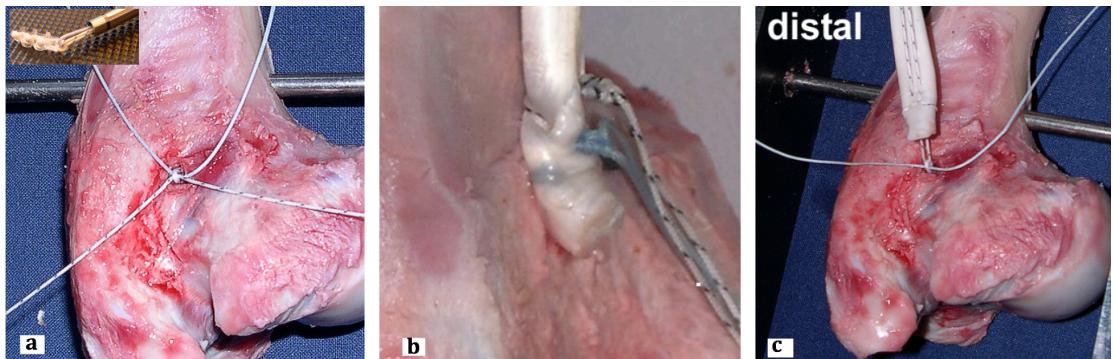


Abb. 14 a bis c: Fadenanker-Tenodese a) Der Fadenanker (kleines Fenster) wird im Sulcus bicipitalis fixiert, b) Befestigung der Sehne auf dem Fadenanker, c) fixierte Sehne; (Humerus eines Schweins); [44]

#### 1.4.2.2.3 Tenodese-Schrauben

Es existieren mehrere unterschiedliche Operationstechniken. In einer experimentellen Studie untersuchten Patzer et al. [45] verschiedene arthroskopisch durchführbare suprapectorale Tenodeseformen mittels Schraube. Abschließend konnte hinsichtlich biomechanischer Stabilität keine Methode der anderen vorgezogen werden. Abbildung 15 zeigt exemplarisch die Tenodese mittels Bio-Tenodesis Schraube (BTS).

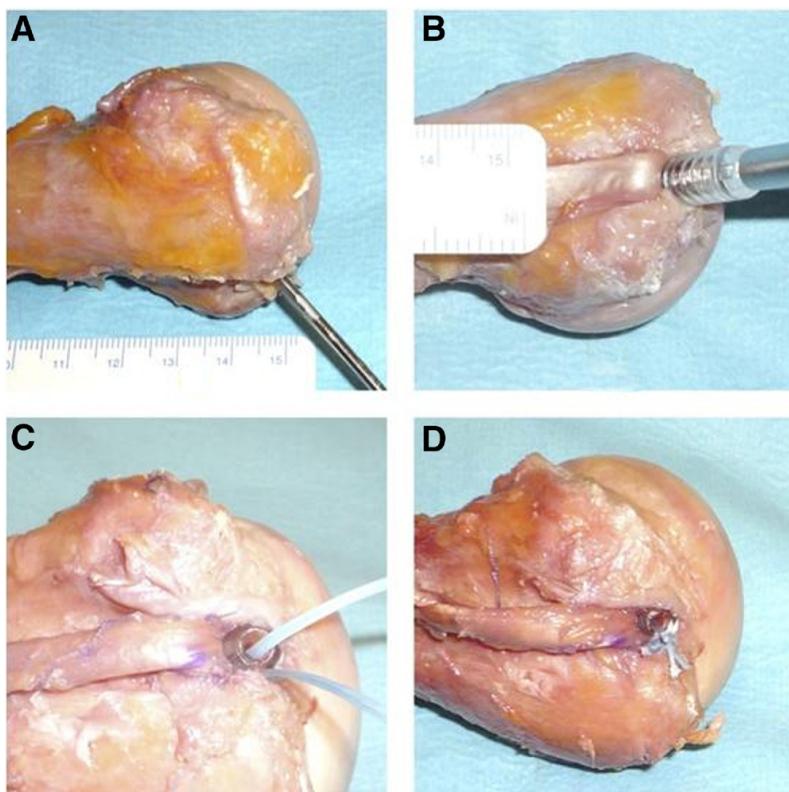


Abb. 15 a bis d: Suprapectorale Tenodese mittels 8x23mm Arthrex Bio-Tenodesis screw (BTS) an einem linken proximalen humanen Humerus. a) Bohren eines 25mm tiefen Knochen tunnels 10mm distal des Eintritts in den Sulcus bicipitalis; b) Insertion der langen Bizepssehne, c) Einschrauben der Bio-Tenodesis-Schraube, d) Nach Einknotung; [45]

#### 1.4.2.2.4 Knöcherne Tenodese mittels Nähten und Schlüssellochtechnik

Die transossäre Nahttechnik wurde von Post und Benca [10] 1989 erstmalig beschrieben und etabliert. Die Durchführung wird in Abbildung 16 dargestellt und besteht darin, die lange Bizepssehne durch einen transossären Tunnel zu führen und anschließend zu fixieren. Die Schlüssellochtechnik, in Abbildung 17 dargestellt, geht auf Froimson und Oh [46] zurück und wurde bereits 1975 veröffentlicht. Hierbei wird die Sehne zum Knoten gerollt und in einem schlüssellochförmigen Knochenausschnitt distalisiert und versenkt. [44]

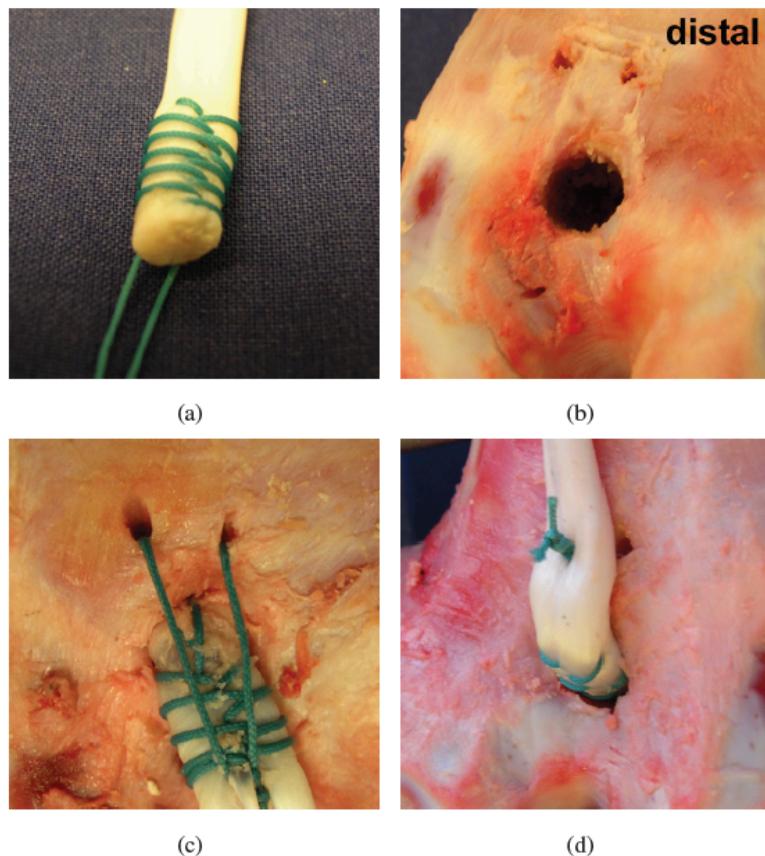
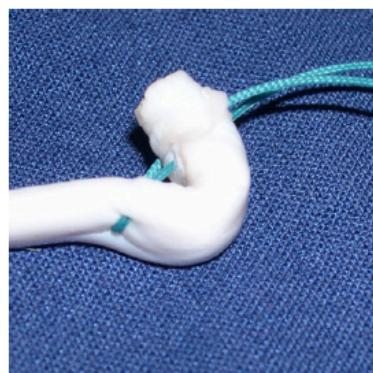
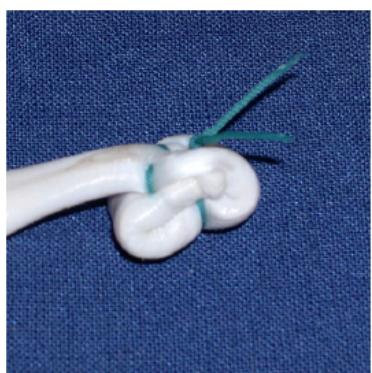


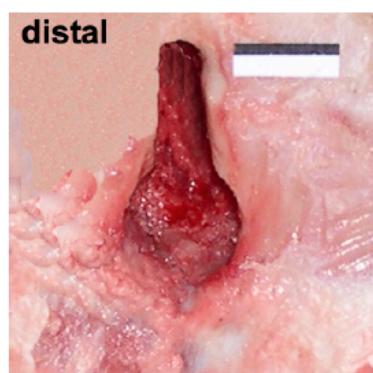
Abb. 16 a bis d: Transossäre Naht nach Post: a) Armierte Sehne durch Whipstitch-Technik; b) Anordnung der Bohrkanäle; c) Einziehen der Sehne in das proximale Bohrloch; d) Fixierte Sehne; [44]



(a)



(b)



(c)



(d)

Abb. 17 a bis d: Tenodese in Schlüssellochtechnik a), b) Aufrollen und Fixieren der Sehne durch Fäden, c) Schlüssellochförmiger Knochenausschnitt, d) fixierte Sehne; [44]

Weitere Methoden sind beschrieben. Zahlreiche Studien [13, 17, 44-59] haben sich bereits mit den verschiedenen Techniken beschäftigt. Unter den beschriebenen Verfahren konnten dabei vergleichbare klinische Ergebnisse erzielt werden. Eine klar favorisierte Operationsmethode aufgrund signifikant besserer Ergebnisse existiert nicht.

## 1.5 Fragestellung

Die Fragestellung dieser Studie unterteilt sich in drei aufeinander aufbauende Fragenkomplexe, welche wie folgt zusammengefasst werden können:

1. Was sind Normwerte/Referenzwerte der Supination und Flexion im Ellbogengelenk bei Schultergesunden? Wovon hängen diese ab, ist insbesondere die Supinationskraft positionsabhängig?
2. Welche (anthropometrischen) Faktoren beeinflussen die genannten Bewegungsformen bei Schultergesunden hinsichtlich erreichter Kraftwerte und sind somit zu berücksichtigen? Kann man für jedes Individuum einen zu erwartenden prädiktiven Normwert angeben?
3. Zeigen sich bei Patienten mit stattgehabter Tenotomie oder Tenodese signifikante Unterschiede? Kann darauf basierend eine Operationsmethode der anderen vorgezogen werden?

Um diese Fragen zu beantworten, sollten die Bewegungen, welche physiologisch unter Beteiligung der langen Bizepssehne stattfinden - Supination und Flexion im Ellbogengelenk - zunächst detailliert im Rahmen eines großen Kollektiv Schultergesunder untersucht werden und mit den so gewonnenen Daten Referenzwerte geschaffen werden. Des Weiteren sollte eine große Auswahl anthropometrischer Faktoren hinsichtlich zusätzlichen Einflusses auf die genannten Bewegungen untersucht und ggf. mit berücksichtigt werden. Zuletzt war es auch Ziel, durch eine hinreichende Datenmenge mittels Regressionsanalyse Prädiktionswerte für Personen jeden Alters hinsichtlich der Stärke der genannten Bewegungen zu erlangen. Am Ende sollte es möglich sein, die Messergebnisse der Patienten mit stattgehabter Tenotomie und Tenodese untereinander und mit denen eines großen schultergesunden Probandenkollektivs hinsichtlich des Kraftverlustes vergleichen zu können.

## **2. Material und Methoden:**

### **2.1 Probandenkollektiv**

Generell wurden die Probanden in zwei unterschiedliche Gruppen eingeteilt. In einer ersten Versuchsreihe, mit dem Ziel eine möglichst große gesunde Vergleichsgruppe zu erstellen, wurden 105 schultergesunde Probanden gemessen. Bei der Auswahl dieser Probanden wurde darauf geachtet, für jedes Alter beider Geschlechter eine ausreichende Fallzahl zu erreichen und diese in sinnvolle und vergleichbare Alterskohorten einzuteilen. Dies geschah durch Fallzahlschätzung in enger Zusammenarbeit mit Dr. A. Crispin (Medizinische Fakultät der LMU München, Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie; IBE). Jeweils in Lebensdekaden zusammengefasst wurden somit entsprechend Tabelle 5 für jedes Geschlecht 7 Altersgruppen gebildet. In jeder einzelnen Gruppe wurden mindestens 7 Probanden gemessen. Die höhere Anzahl jüngerer (männlicher) Probanden erklärt sich durch die Messung derselben zur Versuchsvadidierung zu Beginn der Untersuchungen.

	<b>männlich</b>	<b>weiblich</b>	<b>Gesamt</b>
<b>20 - 29 J.</b>	13	8	21
<b>30 - 39 J.</b>	7	7	14
<b>40 - 49 J.</b>	7	7	14
<b>50 - 59 J.</b>	7	7	14
<b>60 - 69 J.</b>	7	7	14
<b>70 - 79 J.</b>	7	7	14
<b>80+ J.</b>	7	7	14
<b>Gesamt</b>	55	50	105

Tab. 5: Probandenkollektiv Schultergesunde: Alterseinteilung und Anzahl der Probanden

Der zweite Schritt der Untersuchung bestand darin, Patienten, die aufgrund einer Läsion der langen Bizepssehne operativ mit einer Tenotomie oder Tenodese versorgt worden waren, nachzuuntersuchen. Wiederum wurde die Größe des entsprechenden Probandenkollektivs durch die Fallzahlschätzung von Dr. A. Crispin (IBE München) festgelegt. Diese Anforderungen wurden erfüllt und sind in Tabelle 6 dargestellt.

	<b>männlich</b>	<b>weiblich</b>	<b>Gesamt</b>
<b>Tenotomie</b>	6	6	12
<b>Tenodese</b>	6	6	12
<b>Gesamt</b>	12	12	24

Tab. 6: Probandenkollektiv Schulterpatienten

In der Gruppe der Männer erhielten zwei Patienten eine weichteilige (arthroskopische intraartikuläre Naht der langen Bizepssehne an die Schultergelenkskapsel) und vier Patienten

eine Tenodese mittels Fadenanker (arthroskopische Fixierung der langen Bizepssehne mittels Ankertechnik im Sulcus bicipitalis). Bei den Frauen war die Verteilung umgekehrt, vier wurden weichteilig, zwei mittels Fadenanker tenodesiert. Da es hinsichtlich der Operationsmethodik keine signifikanten Unterschiede in den klinischen Ergebnissen gibt (siehe Kap. 1.4.2.2), werden alle Patienten mit stattgehabter Tenodese fortan als Kollektiv betrachtet.

## 2.1.1 Rekrutierung, Einschluss- und Ausschlusskriterien

### 2.1.1.1 Schultergesunde Vergleichsgruppe

#### 2.1.1.1.1 Einschlusskriterien

Aus dem ambulanten Patientengut der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der LMU München-Großhadern wurden Probanden identifiziert, die anamnestisch keine Schultererkrankungen hatten, und zur Teilnahme an der Studie aufgefordert. In der jungen und älteren Probandengruppen wurden zudem gezielt Personen im studentischen Umfeld und in Altersheimen angesprochen.

#### 2.1.1.1.2 Ausschlusskriterien

Vor der Zulassung zur Versuchsreihe wurde sicher gestellt, dass die im folgenden genannten Ausschlusskriterien nicht erfüllt waren: Subjektiv empfundener schlechter Gesundheits- und Allgemeinzustand oder pathologischer aktiver oder passiver Bewegungsumfang der oberen Extremität (Schulter-, Ellbogen-, Handgelenk), welcher mit einem handelsüblichen Goniometer nach der Neutral-Null-Methode vermessen wurde. Des Weiteren führten ein positiver Jobe-, Starter-, Speed-, Palm Up- oder Yergason-Test sowie Schmerzen im Bereich der oberen Extremität während der Untersuchung oder in Ruhe zum Ausschluss. Anamnestisch musste zudem eine sowohl entzündliche oder neurologische Erkrankung als auch ein traumatisches Ereignis mit bis zum Untersuchungszeitpunkt bestehenden Folgen im Sinne von Bewegungseinschränkungen, Funktionsverlust oder Schmerzen im Bereich der oberen Extremität ausgeschlossen werden.

### 2.1.1.2 Patienten nach Tenotomie oder Tenodese

#### 2.1.1.2.1 Einschlusskriterien

Die Patienten mit Pathologie bzw. operativer Versorgung der Schulter wurden gezielt ausgewählt und angeschrieben. Hierfür wurden Datenbanken am Klinikum Großhadern durchsucht. Ausgewählt wurden diejenigen, die im Zeitraum von 2006 bis 2009 während einer Arthroskopie der Schulter eine Tenotomie oder Tenodese erhalten hatten und zum Zeitpunkt der Operation mindestens 60 Jahre alt waren. Der Abstand zwischen Schulteroperation und Untersuchung betrug jeweils mindestens 24 Monate. Zusätzlich musste sonographisch das

Fehlen bzw. die Unterbrechung der langen Bizepssehne im proximalen Sulcus intertubercularis (via Sulkusschnitt) der betroffenen Seite nachgewiesen und dokumentiert werden.

#### 2.1.1.2.2 Ausschlusskriterien

Diese waren ein pathologisch veränderter passiver sowie ein deutlich verminderter aktiver Bewegungsumfang, um die Anforderungen, welche sich durch den Versuchsaufbau ergaben, erfüllen zu können und somit falsch-negative Werte zu vermeiden. Bezuglich der Funktionstests wurden Patienten mit geringfügigem Kraftunterschied im Seitenvergleich eingeschlossen und dies notiert. Patienten, bei denen im Rahmen der Schulteruntersuchung und Funktionstests Schmerzen im Schultergelenk provoziert werden konnten, wurden ausgeschlossen. Wiederum führten zudem anamnestisch erhobene entzündliche und neurologische Erkrankungen zum Ausschluss.

### 2.2 Studienprotokoll

Nach einer Erklärung über den Versuchsablauf sowie Sinn und Zweck der Studie unterschrieb jeder Proband eine Probandeneinwilligungserklärung (Anhang 1). Anschließend wurde jedem Teilnehmer eine Probandennummer zugeteilt und der für die Studie angefertigte Probandenuntersuchungsbogen (Anhang 2) durch Befragung und Untersuchung vom Versuchsleiter ausgefüllt. Die Probanden wurden alle durch dieselbe Person befragt, untersucht und schließlich auch bei der Kraftmessung betreut. Dieser Versuchsleiter war vertraut mit den Untersuchungsmethoden und der Vorgehensweise der Kraftmessung. Somit war sichergestellt, dass alle 129 Probanden (sowohl Vergleichsgruppe, als auch Patienten mit Pathologie der Schulter) auf die gleiche Art und Weise untersucht wurden.

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

Beim Ausfüllen des Probandenuntersuchungsbogens im Rahmen einer klinischen Untersuchung von Schulter- und Ellbogengelenke war bei der Zuteilung der Probanden zum jeweiligen Kollektiv darauf zu achten, dass die genannten Einschluss- und Ausschlusskriterien eingehalten wurden. Zunächst erfolgte eine Inspektion und Palpation. Hierbei konnten insbesondere Muskelatrophien, Gelenkfehlstellungen und Schmerzen unterschiedlicher Genese festgestellt werden. Anschließend wurden aktiver und passiver Bewegungsumfang gemäß den im Grundlagenteil dargestellten Normwerten untersucht. Neben dem Ausmaß des Bewegungsumfangs war das Augenmerk des Untersuchers vor allem auf eine mögliche Schmerzprovokation durch aktive und/oder passive Bewegung im Schulter- und Ellbogengelenk zu richten. Bei

Patienten, welche der Tenotomie- oder Tenodesegruppe zugeteilt werden sollten, wurde zusätzlich untersucht und dokumentiert, ob eine Distalisierung des Muskelbauchs des M. biceps brachii, im Sinne eines Popeye-Sign (Abbildung 18) an der Oberarmvorderseite festzustellen war. Abschließend folgten bei der klinischen Untersuchung des Schultergelenks diverse Funktionstests, die im folgenden Kapitel erläutert werden.

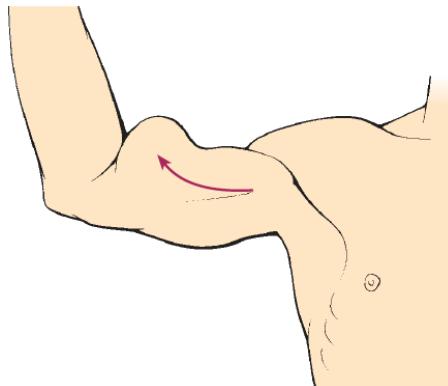


Abb. 18: Popeye-Sign; [23]

## 2.2.2 Funktionstests der Rotatorenmanschette (Supraspinatussehne)

Jobe- und Starter-Test sind Funktionstests des M. supraspinatus der Rotatorenmanschette, welche bei allen Probanden durchgeführt werden. Beim Jobe-Test (Abbildung 19) hält der Patient beide Arme im Schultergelenk  $90^\circ$  abduziert sowie im Ellbogengelenk  $30^\circ$  flektiert. Die Hände sind jeweils innenrotiert, sodass der Daumen nach unten zeigt. Zur Untersuchung erfolgt eine weitere aktive Abduktion im Schultergelenk aus der beschriebenen Ausgangsposition gegen den Widerstand des Untersuchers. Der Starter-Test (oder  $0^\circ$ -Abduktionstest) ist ein weiterer Funktionstest der Supraspinatussehne. Hierbei wird ähnlich dem Jobe-Test vorgegangen, jedoch wird die Abduktion im Schultergelenk auf  $0^\circ$  reduziert und zusätzlich auf die Innenrotation und Flexion im Ellbogengelenk verzichtet. [33, 39]

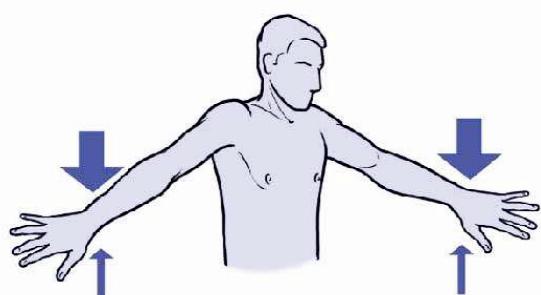


Abb. 19: Supraspinatustest nach Jobe; [39]

Da es sich beim Jobe-Test um eine Impingementposition handelt, kann sowohl ein tendopathischer als auch impingementbedingter Schmerz ausgelöst werden. Ebenso ist eine eventuell

bestehende Kraftminderung zu dokumentieren. Zur besseren Differenzierung kann der Test aus  $45^\circ$  Abduktion im Schultergelenk wiederholt werden. Bei aus dieser Position nachlassenden Schmerzen und besserer Kraftentwicklung spricht dies für eine höhere Impingementkomponente. Zudem kann der Test bei affektiertem langer Bizepssehne falsch positiv ausfallen. [39]

### 2.2.3 Funktionstests der langen Bizepssehne

Auch die im Folgenden aufgeführten Funktionstests wurden bei allen Probanden/Patienten durchgeführt.

#### 2.2.3.1 Palm-Up- und Speed-Test

Palm-Up- und Speed-Test (Abbildung 20a und b) sind Untersuchungen, die in der Literatur unterschiedlich und gelegentlich als einander entsprechend beschrieben werden. In jedem Fall ist ihnen gemeinsam, dass sie neben einem Kraftverlust bei einer Schmerzprojektion im Bereich des Sulcus intertubercularis als positiv bewertet werden.

Beim Palm-Up-Test flektiert der Patient aus  $90^\circ$  Abduktion und  $30^\circ$  Anteversion (Horizontalflexion) im Schultergelenk aus maximaler Supination gegen den Widerstand des Untersuchers [33]. Im Rahmen des Speed-Tests wird der im Ellbogengelenk gestreckte und wiederum maximal supinierte Arm gegen den zunehmenden Widerstand des Untersuchers im Schultergelenk flektiert (Anteversion). [34, 39]

Während der Untersuchung auftretende Schmerzen deuten auf die lange Bizepssehne hin, sind aber auch bei Läsionen der Rotatorenmanschette oder Subakromialsyndromen zu erwarten. Typischerweise wird der Schmerz ventral und im Verlauf der langen Bizepssehne angegeben. Insgesamt handelt es sich um sehr sensitive, aber nicht sehr spezifische Tests. [39]

#### 2.2.3.2 Yergason-Test

Der Yergason-Test (Abbildung 20c) ist ein weiterer Funktionstest, welcher zur Untersuchung der langen Bizepssehne geeignet ist. Der seitlich am Rumpf angelegte und ( $90^\circ$ ) flektierte Arm wird gegen den Widerstand des Untersuchers im Ellbogengelenk aus Pronation heraus supiniert und gilt bei Schmerzen im Bereich des Sulcus intertubercularis als positiv. Der Test gilt als spezifisch, jedoch wenig sensitiv. Er fällt bei Affektion der langen Bizepssehne auch häufig negativ aus. [34]



Abb. 20 a bis c: Bizepssehnentests: a) Palm-Up-Test, b) Speed-Test, c) Yergason-Test; [39, 60]

#### 2.2.4 Sonographische Untersuchung des Schultergelenks

Eine Sonographie des Schultergelenks erhielten die Probanden bei Zuteilung zur Tenotomie- oder Tenodesegruppe. Bei (Komplett-)Ruptur, bzw. Durchtrennung der langen Bizepssehne kann ein leeres „Bizepssehnenfach“ im Bereich des Sulcus intertubercularis dargestellt werden. Einen sonographischen Überblick der gesunden Schulter gibt Abbildung 21.

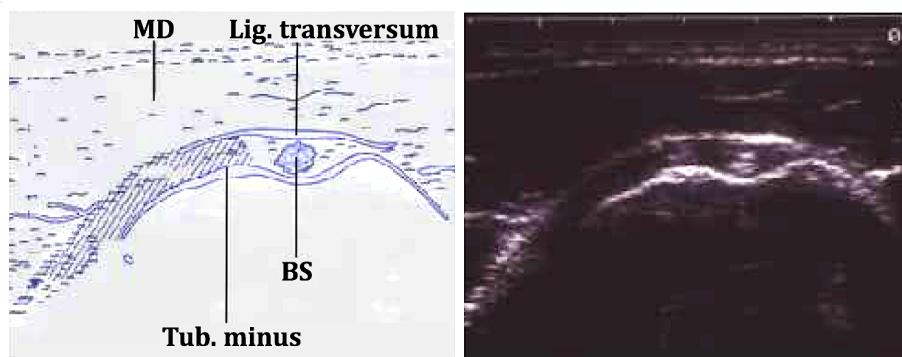


Abb. 21: Sonogramm einer normalen Schulter im Sulkusschnitt (ventraler Transversalschnitt); Links: Schematische Darstellung (MD=M. deltoideus, BS=lange Bizepssehne im Sulcus intertubercularis), Rechts: Sonographische Darstellung; [39]

#### 2.2.5 Anthropometrische Messgrößen

Nach Überprüfung der Einschluss- und Ausschlusskriterien wurden im Rahmen der weiteren Bearbeitung des Untersuchungsbogens (Anhang 2) neben dem Geschlecht mittels Interviews der dominante Arm (die Hand, mit der der Proband schreibt, wurde als dominante Seite definiert), das Alter (in Jahren), der Beruf und die sportliche Aktivität erfasst und dokumentiert. Bei der sportlichen Aktivität wurde weiter notiert, ob diese regelmäßig ausgeübt wird und ob es hierbei

zu einer einseitigen Belastung der oberen Extremität kommt. Anschließend wurden folgende weitere anthropometrischen Messgrößen erhoben und ebenfalls dokumentiert:

- Körpergröße, Gewicht und BMI (mittels Waage und Maßband)
- Gesamt-, Ober- und Unterarmlänge (beidseits; Abbildung 22)
- Oberarm-, Handgelenk- und Mittelhandumfang (beidseits; Abbildung 23)
- Hautfaltendicke der Oberarmvorder- und Rückseite (beidseits; Abbildung 24)

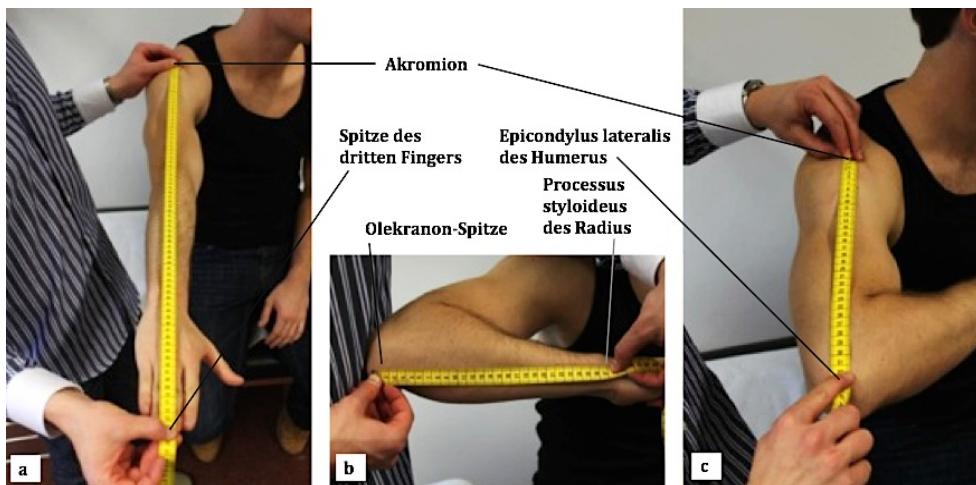


Abb. 22 a bis c: Ermittlung von a) Gesamtarmlänge, b) Unterarmlänge und c) Oberarmlänge, jeweils in cm; Zusätzlich angegeben sind die anatomischen Messpunkte

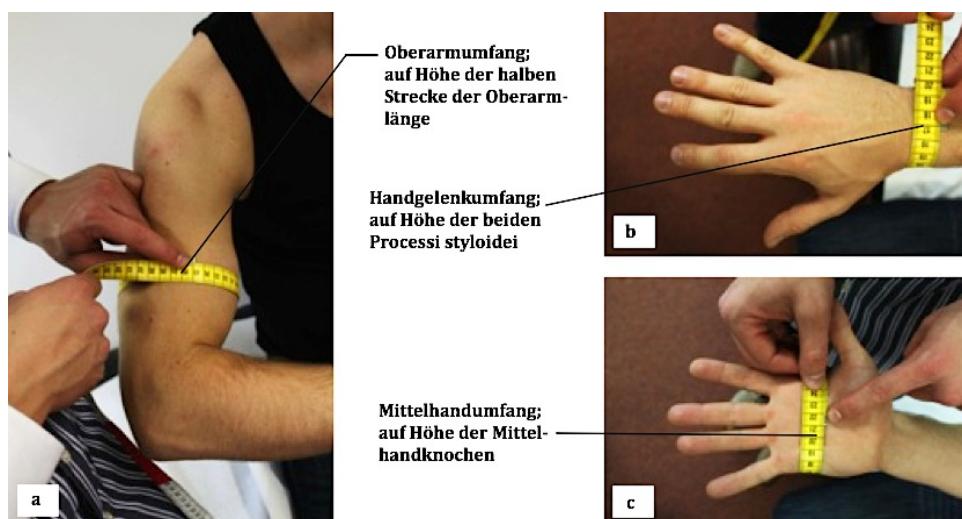


Abb. 23 a bis c: Ermittlung von a) Oberarmumfang, b) Handgelenkumfang und c) Mittelhandumfang, jeweils in cm; Zusätzlich angegeben sind die anatomischen Messpunkte

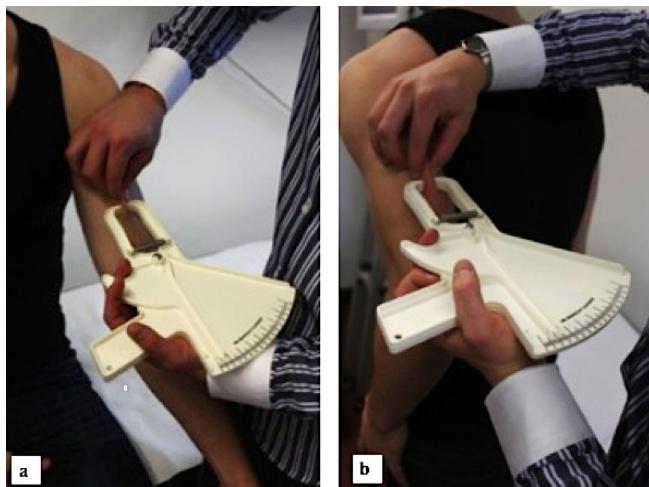


Abb. 24 a und b: Ermittlung der Hautfaltendicke mittels „Skinfold Calipers“ an a) Oberarmvorderseite und b) Oberarmrückseite; jeweils im Bereich der halben Oberarmlänge

Durch die auf diese Art und Weise gemessene Hautfaltendicke ließ sich mit Hilfe entsprechender Tabellen (Tabelle 7a und b) der Körperfettanteil für Männer und Frauen verschiedener Altersklassen bestimmen [61].

Chart #3 - MEN				Chart #4 - WOMEN			
SKINFOLD MEASUREMENT	% FAT FOR MEASUREMENT ON BACK OF UPPER ARM	SKINFOLD MEASUREMENT	% FAT FOR MEASUREMENT ON BACK OF UPPER ARM				
mm	AGE 16-29	30- 49	50 +	mm	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				

Tab. 7 a und b: Ermittlung des Körperfettanteils mittels Hautfaltendicke der Oberarmrückseite nach Donoghue, W.; [61]

## 2.3 Messpositionen

### 2.3.1 Supination

Bei der Auswahl der Messpositionen sollten alle bereits bekannten Erkenntnisse über den Zusammenhang des M. biceps brachii, bzw. der langen Bizepssehne, und der Supinationsbewegung berücksichtigt werden. Dies bedeutete, die Ausrichtung der Gelenke der oberen Extremität so zu wählen, dass sowohl Positionen mit großem als auch die mit minimalem Einfluss des M. biceps brachii auf die Supinationsbewegung berücksichtigt wurden. Funktionell betrachtet beschäftigt man sich hierbei im Speziellen mit der langen Bizepssehne, da diese für die Supinationsfähigkeit des Muskels zuständig ist.

Für die Kraftmessungen wurden für das Schulter- und Ellbogengelenk daher zwei unterschiedliche Ausgangspositionen gewählt. Ausgangsposition 1 (Abbildung 25) entsprach einer Einstellung von  $0^\circ$  Anteversion (Neutralposition) im Schultergelenk und  $90^\circ$  Flexion im Ellbogengelenk. Hierbei soll der Einfluss der langen Sehne des M. biceps brachii auf die Supination, bezüglich der Schulter- und Ellbogengelenkposition, besonders groß sein (siehe Kap. 4.1.3).

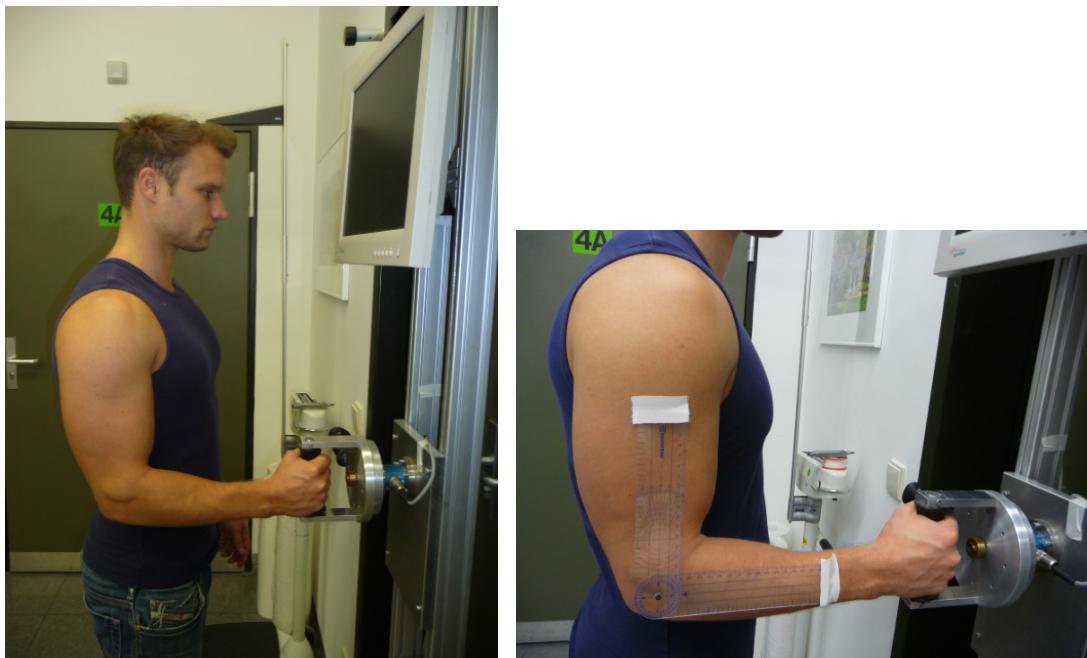


Abb. 25 a und b: a) Ausgangsposition mit  $90^\circ$  Ellbogenflexion (Position 90\_90; siehe Tab.8), rechter Arm, b) Darstellung mit dem Goniometer

Ausgangsposition 2 (Abbildung 26) entsprach einer Einstellung von  $90^\circ$  Anteversion im Schultergelenk und  $0^\circ$  Flexion im Ellbogengelenk. Hierbei soll der Einfluss der langen Sehne des

M. biceps brachii auf die Supination bezüglich der Schulter- und Ellbogengelenkposition besonders klein sein (siehe Kap. 4.1.3).



Abb. 26 a und b: a) Ausgangsposition mit 0° Ellbogenflexion (Position 0\_90; siehe Tab.8), rechter Arm, b) Darstellung mit dem Goniometer

Durch die stehende Position und für jeden Probanden individuell fest eingestellte Ausrichtung des Messaufbaus lies sich die einmal eingenommene Position leicht einhalten und war so durch den Versuchsleiter einfach zu überprüfen (Kap. 2.4).

Die verschiedenen Ausgangspositionen des Unterarms (Abbildungen 27 und 28) wurden nach demselben Prinzip, welches die Funktion der langen Sehne des M. biceps brachii berücksichtigt, ausgewählt. Allgemein besitzt die Annahme Gültigkeit, dass der Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung aus pronierten Unterarmposition maximal ist (siehe Kap. 4.1.3). Daher sollte die Supinationskraft ebenfalls aus allen möglichen Ausgangspositionen, von voller Pronationsposition (90° Pronation des Unterarms nach Neutral-Null-Methode), in den durch die Konstruktion möglichen 45° Schritten (Kap. 2.4), bis hin zur submaximalen Supinationsposition (45° Supination des Unterarms nach Neutral-Null-Methode), gemessen werden.



Abb. 27 a bis d: Ausgangspositionen des rechten Unterarms nach NNM; a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination



Abb. 28 a bis d: Ausgangspositionen des linken Unterarms nach NNM; a) 90° Pronation, b) 45° Pronation, c) 0° Position, d) 45° Supination

Durch die dargestellten möglichen Ausgangspositionen ergaben sich somit eine Reihe verschiedener Möglichkeiten für die Messung des hieraus erzeugbaren Drehmoments. Alle dargestellten Unterarmpositionen wurden jeweils mit 90° und 0° Ellbogenflexion eingestellt, womit sich die in Tabelle 8 dargestellten Positionen jeweils für die dominante (D) und die nicht-dominante Armseite (ND) ergaben.

verwendete Abkürzung	90_0	90_45	90_90	90_135	0_0	0_45	0_90	0_135
Flexion im Ellbogengelenk	90°	90°	90°	90°	0°	0°	0°	0°
Unterarmposition im Vgl. zu 90° Pronation	0° Supination	45° Supination	90° Supination	135° Supination	0° Supination	45° Supination	90° Supination	135° Supination
Unterarmposition nach Neutral-Null-Methode (NNM)	90° Pronation	45° Pronation	0° Position Supination	45° Supination	90° Pronation	45° Pronation	0° Position 0° Position	45° Supination

Tab. 8: Verschiedene Armstellungen und die in der weiteren Arbeit verwendeten Abkürzung

Innerhalb der gesamten Arbeit wurde die Angabe der Unterarmposition bezüglich Pronation-Supination **nicht** nach der Neutral-Null-Methode, sondern aufgrund besserer Verständlichkeit, wie beschrieben nach der Graddifferenz zwischen der bestehenden Position im Vergleich zur Stellung von 90° Pronation nach Neutral-Null-Methode angegeben (erste Zeile in Tabelle 8).

Den abkürzenden Beschreibungen der Position ist meist eine Bezeichnung für die betreffende Seite des Probanden hinzugefügt. Hierbei steht **D** für die dominante und **ND** für die nicht-dominante Seite. Beispielsweise wäre eine Position mit 90° Flexion im Ellbogengelenk und Neutralposition des Unterarms, nach Neutral-Null-Methode, bezogen auf den dominanten Arm des Probanden, wie folgt abgekürzt: D90\_90.

### 2.3.2 Pronation

Zusätzlich zur Supinationsmessung wurde auch die Pronation gemessen. Dies geschah jeweils für die dominante und nicht-dominante Seite aus Ausgangsposition 90\_90.

### 2.3.3 Flexion

Für die Flexionsmessung wurde der Messaufbau entsprechend Position 90\_90 fixiert (Höheneinstellung: Ellbogenflexion 90°, Supinationshandgriff in Neutralposition). Der Proband musste hierbei nun aber am Flexionshandgriff, in dieser Einstellung waagerecht, bzw. rechtwinklig zum Supinationshandgriff, zugreifen (Abbildung 29). Es wurde also bezüglich der Unterarmposition nach NNM nicht aus Neutralposition, sondern aus 90° Supination flektiert.



Abb. 29 a und b: Einstellung der Flexionsmessung rechts

## 2.4 Messarbeitsplatz und Datenverarbeitung

### 2.4.1 Anforderungen an den Messaufbau

Entscheidend für die Datenerhebung war es, einen Messaufbau zu verwenden, der zuverlässig das Drehmoment misst, welches über einen geeigneten Handgriff vom Probanden auf ein Computersystem übertragen werden konnte. Gleichzeitig sollte es möglich sein, neben dem Supinationsmoment auch das Pronationsmoment und die Flexionskraft zu messen. Grundvoraussetzung für diese Arbeit war, das Supinationsmoment aus möglichst vielen Positionen des Unterarms (verschiedene Pronations- und Supinationsgrade), als auch aus verschiedenen Winkeleinstellungen im Schulter- und im Ellbogengelenk (z.B. um den gesamten Arm in gestreckte Position zu bringen) messen zu können. Die Messungen sollten beliebig oft wiederholt werden können, ohne den Einfluss von eventuell bestehenden intra-, als auch interindividuellen Störfaktoren zu verändern, da einerseits bei jeder Versuchsperson eine größere Anzahl an Messwiederholungen aus verschiedenen Positionen und andererseits ein Probandenkollektiv größeren Umfangs (mit eventuell stark variierender Körpergröße und Armlänge) vorgesehen war.

## 2.4.2 Konstruktion und Messaufbau

Am besten erfüllen konnte diese Anforderungen eine modifizierte Variante des im Labor für Biomechanik & Experimentelle Orthopädie der Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation (LMU München) entwickelten Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität. [62]

In den Testläufen der zitierten Arbeit wurde der Unterarm in einer Unterarmschiene geführt. Dies wurde nun dahingehend angepasst, dass die Probanden zugunsten eines natürlichen Bewegungsablaufs frei stehend, jedoch in individuell festgelegter Position, unter ständiger Kontrolle des Versuchsleiters untersucht wurden. Zudem wurde von der Idee, den Probanden in einem höhenverstellbaren Stuhl zu positionieren, Abstand genommen. Stattdessen wurde der Messaufbau, wie in Abbildung 30 dargestellt, an zwei Aluminiumprofilrohren höhenverstellbar in einem Türrahmen befestigt und anhand einer weiteren Testreihe neu validiert.



*Abb. 30 Modifizierter Messarbeitsplatz*

Diese Art des Versuchsaufbaus ermöglichte neben einem unkomplizierten Ortswechsel größere Bewegungsfreiheit mit dem Vorteil eines natürlichen Bewegungsgefühls des zu Untersuchenden, sowie eine leichtere und vor allem individuelle und somit interindividuell entsprechende Winkeleinstellung in Schulter- und Ellbogengelenk.

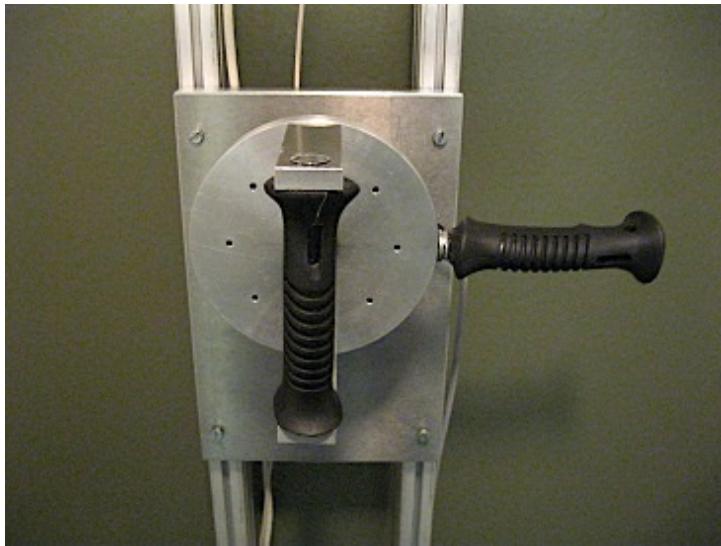


Abb. 31: Supinationshandgriff (senkrecht ausgerichtet), als auch Flexionshandgriff (waagerecht ausgerichtet) sind zu sehen. Beide Handgriffe sind ergonomisch geformt, um dadurch die Hand in eine definierte Position zu zwingen

Die Messung des Drehmoments wurde durch einen Handgriff übertragen, der auf einer Scheibe befestigt war, hinter welcher sich direkt der Drehmomentsensor befand (Abbildung 31). Da sowohl der Supinationshandgriff, der neben der Supination auch zur Ausführung der Pronation betätigt wurde, als auch der Flexionshandgriff auf derselben Scheibe befestigt waren, bedeutete dies, dass eine Kraftausübung an einem der beiden Griffe dazu führte, dass ein Drehmoment erzeugt wurde. Dieser wurde von dem hinter der Scheibe angebrachten Drehmomentsensor erfasst. Des Weiteren waren beide Griffe auf einer drehbaren Scheibe befestigt, die in verschiedenen Positionen arretiert werden konnte.

In den Abbildungen 32 und 33 ist die technische Funktionsweise der Winkeleinstelleinheit in Schnittdarstellung dargestellt. Der Handgriff ist fest mit der Komponente Scheibe 1 verbunden, wodurch das Drehmoment auf diese übertragen wird. Sie enthält zudem acht konische Bohrungen, welche die Scheibe in Schritten von  $45^\circ$  unterteilt. Der Käfig zur Fixierung des Kugellagers, das Kugellager und Scheibe 1 sind über eine Schraube, welche als Achse dient, mit Scheibe 2 verbunden. Durch die acht konischen Bohrungen in Scheibe 1 kann diese, in den genannten  $45^\circ$ -Schritten, zwischen voller Pronation und voller Supination eingestellt und somit gegen Scheibe 2 gedreht und arretiert werden. Möglich ist dies durch das Einführen einer ebenfalls konischen Arretierung in zwei durchgängige Sacklochbohrungen in Scheibe 2, welche wiederum fest mit dem Drehmomentsensor über acht Schrauben verbunden ist. Diese Verschraubung und die bereits beschriebene Arretierung ermöglichen eine Übertragung des Drehmoments ohne Momentverlust, vom Handgriff über Scheibe 1 und Scheibe 2 bis zum Drehmomentsensor. [62]

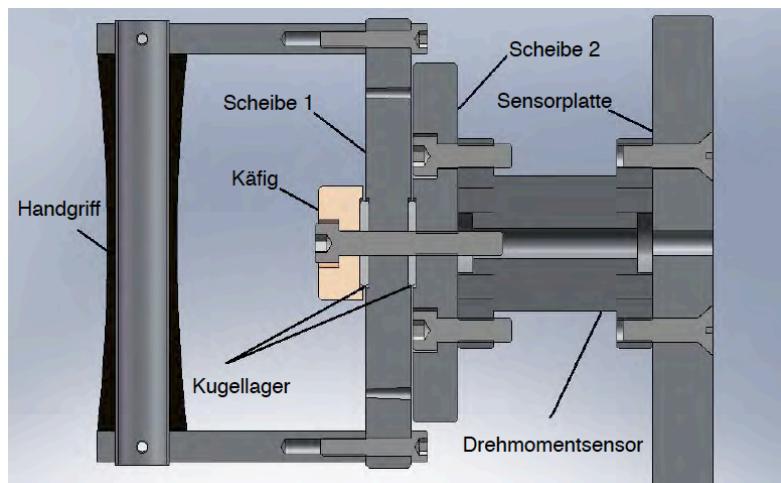


Abb. 32: Konzept des Messaufbaus und Winkeleinstelleinheit in Schnittdarstellung. Nicht dargestellt: Der Flexionshandgriff; [62]

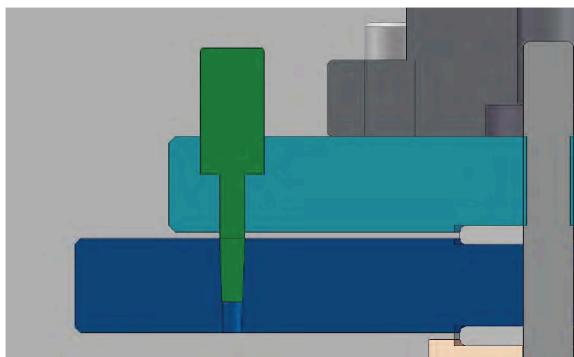


Abb. 33: Prinzip der Arretierung in Schnittdarstellung; [62]

Die Winkeleinstellung im Ellbogen- und Schultergelenk konnte durch die Höhenverstellung der gesamten Handgriff-Drehmomentsensor-Einheit mit gleichzeitigem Zurück- bzw. Herantreten des Probanden erreicht werden (Abbildung 34).



Abb. 34 a und b: Verschiedene Platzierungen der Handgriff-Drehmoment-Einheit und des Probanden, a) Der Proband steht nah an der Messeinheit, der Abstand wird durch das Einhalten der korrekten Winkeleinstellung im Ellbogengelenk

*(90° Flexion) automatisch festgelegt; b) Durch eine gleichzeitige Höhenverstellung des Handgriffs und ein Zurücktreten des Probanden kann der Winkel im Ellbogenwinkel neu festgelegt werden*

Eine weitere oben genannte Anforderung war, die Messungen auch bei mehreren Wiederholungen bzw. aus verschiedenen Positionen (des Unterarms, des Ellbogen- oder des Schultergelenks) intraindividuell auf gleichbleibend aussagekräftigem Niveau messen zu können bzw. interindividuell alle Probanden unterschiedlichster Körpergrößen in exakt derselben Position vor dem Messaufbau positionieren zu können. Durch den modifizierten Aufbau aus stehender Position, gekoppelt mit der Höhenverstellung des Handgriffs, war diese Möglichkeit gegeben. Stand der Proband einmal in der vorgesehenen Position, war er aufgrund der für ihn individuell stabil in die richtige Höhe gebrachten Messvorrichtung in seiner Haltung festgelegt, sofern der Versuchsleiter darauf achtete, dass der Proband mit seinen Füßen am selben Punkt stehen blieb und keine Ausweichbewegungen mit seinem Oberkörper oder dem zu messenden Arm durchführte. Die Anforderungen an den Versuchsleiter waren somit neben der richtigen Positionierung eine genaue Kontrolle und korrekte Kenntnis der Körperhaltung des Probanden während der Bewegungsausführungen. Ausweichbewegungen mussten unterbunden werden, und falls diese stattfanden, musste dieser Teil der Messung wiederholt werden. Um die Fehlerquellen weiter zu reduzieren, wurden alle Probanden durch denselben Versuchsleiter gemessen, der zuvor an mehreren Testläufen geschult worden war.

#### 2.4.3 Drehmomentsensor und computergestützte Datenverarbeitung

Der im Versuch verwendete Drehmomentsensor war der nicht rotierende Drehmomentsensor Typ 8627 der Firma Burster (Abbildung 35).



Abb. 35. Nicht rotierender Drehmomentsensor, Burster Typ 8627; [62]

Drehmomentsensoren bzw. Drehmomentaufnehmer sind Sensoren, welche über die Formänderung des entsprechenden Messkörpers, mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen, das Drehmoment bestimmen. Dehnungsmessstreifen reagieren auf Verformungen bzw. auf Stauchung und ändern schon bei kleinsten Veränderungen ihren elektrischen Widerstand, in diesem Fall bei der durch den Probanden versuchten Drehung an der arretierten Messvorrichtung. [62]

Der Messablauf und die Datenerfassung wurden computergestützt mit Hilfe der graphischen Programmiersprache LabVIEW („Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench“) durchgeführt.

In Abbildung 36 ist der Prozessablaufplan des Programms dargestellt. Die einzelnen Punkte werden nacheinander ausgeführt. Vor Beginn einer Kraftmessung werden zunächst alle Patientendaten, dem Studienprotokoll (Kap. 2.2) entsprechend, erhoben. Dabei erhält der Proband eine Testnummer, unter welcher seine Ergebnisse später anonym weiterverarbeitet werden können. Sind alle Daten sowohl im Studienprotokoll als auch digital (Abbildung 37) erfasst, werden letztere durch die Auswahl des Feldes „Übernehmen“ zwischengespeichert und die Auswahlfelder der Handstellung aktiviert.

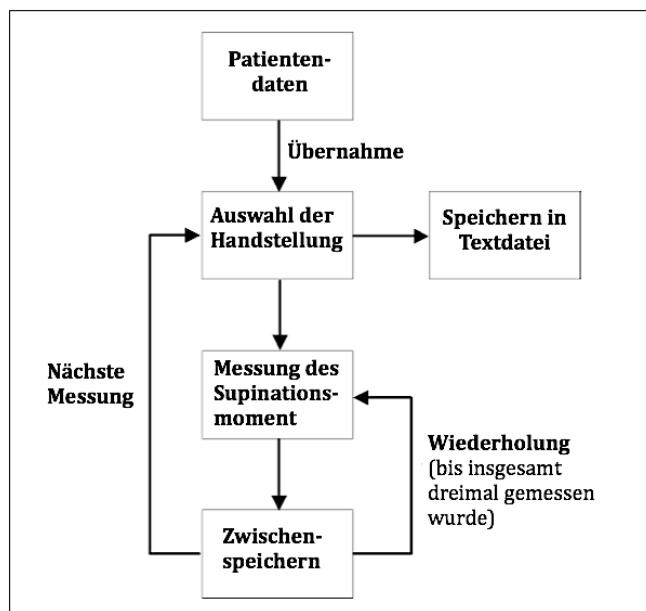


Abb. 36 Grundstruktur des computergestützten Messablaufs; [62]

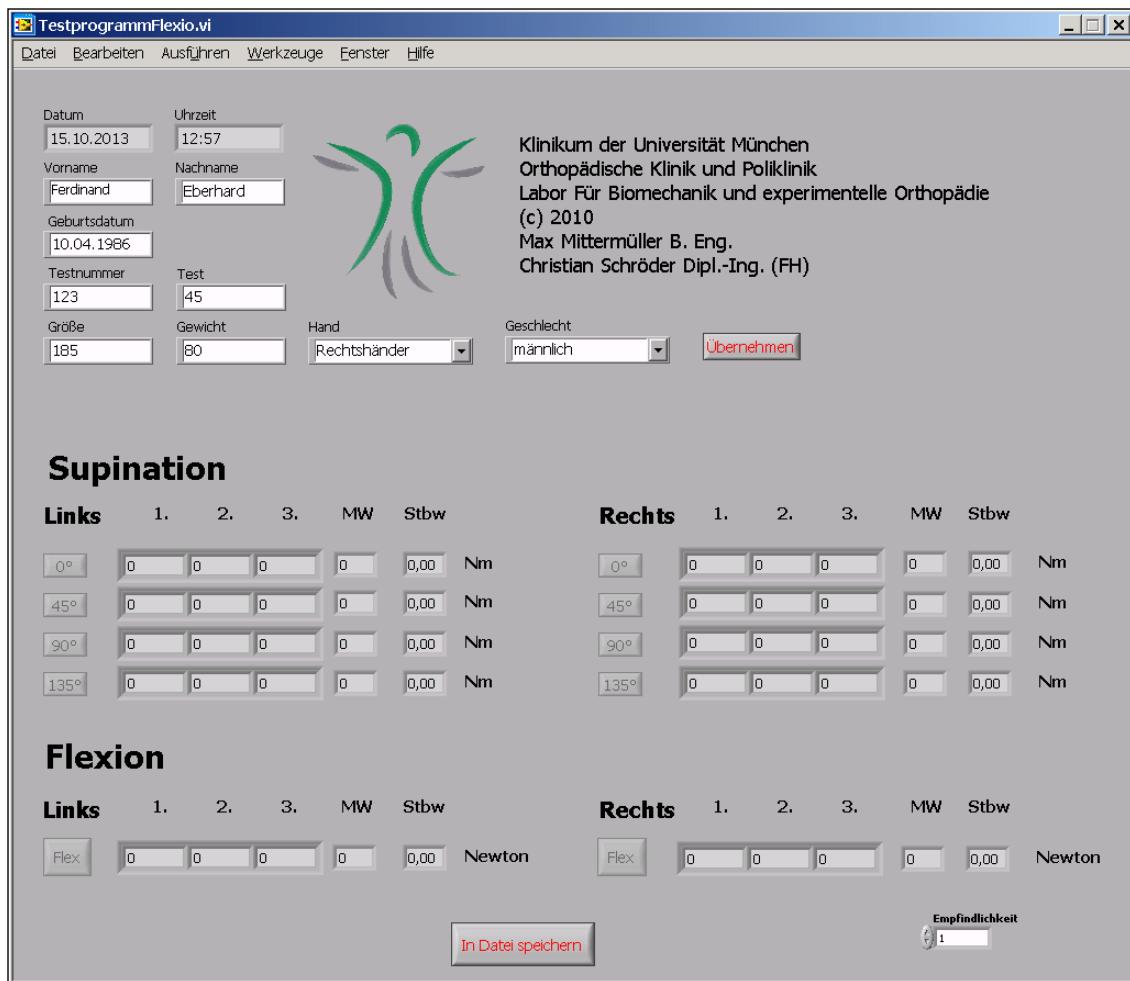


Abb. 37: Bedienoberfläche: Eingabefelder (obere Bildhälfte, weiß hinterlegt) aktiv, Auswahlfelder (Auswahl der Gradeinstellungen der Supination, bzw. Flexion) inaktiv

Es bietet sich nun die Möglichkeit, für jeweils beide Arme sowohl das Drehmoment für die vier verschiedenen Unterarmpositionen der Supinationsmessung als auch die Flexionsmessung gemeinsam zu erfassen. Die gewünschten Messpositionen müssen hierzu nacheinander (nach dem Zufallsprinzip) ausgewählt werden. Nach der Auswahl der ersten Messposition kann das Drehmoment gemessen und zwischengespeichert werden. Das Messen der ersten Handstellung wird dreimal wiederholt und anschließend beendet. Das Programm springt wieder zum Menüpunkt „Auswahl der Handstellung“, und die nächste Ausgangsposition kann ausgewählt werden. Diese beschriebene Schleife wird so oft wiederholt, bis alle relevanten Messwerte erfasst sind und die erhobenen Daten aus dem Zwischenspeicher letztendlich in einer Textdatei gespeichert werden. Um die Supinationsmesswerte aus veränderter Ellbogenposition bzw. die Pronationsmesswerte zu erfassen, muss jeweils ein neues Fenster geöffnet und separat gespeichert werden. Die Vorgehensweise bzw. die Grundstruktur der Datenerhebung ändert sich hierbei jedoch nicht.

Sobald die Messung begonnen wird, öffnet sich ein neues Fenster (Abbildung 38), welches als Hilfestellung für den Patienten dient. Das Fenster enthält eine Ampel, die das Start- und Stoppsignal bzw. die Freigabe zur Messung erteilt. Zwischen Ampel-rot und Ampel-grün ist eine Pause von 5 Sekunden eingestellt. Nach dieser Pause kann der Patient selbstständig die Messung beginnen. [62]

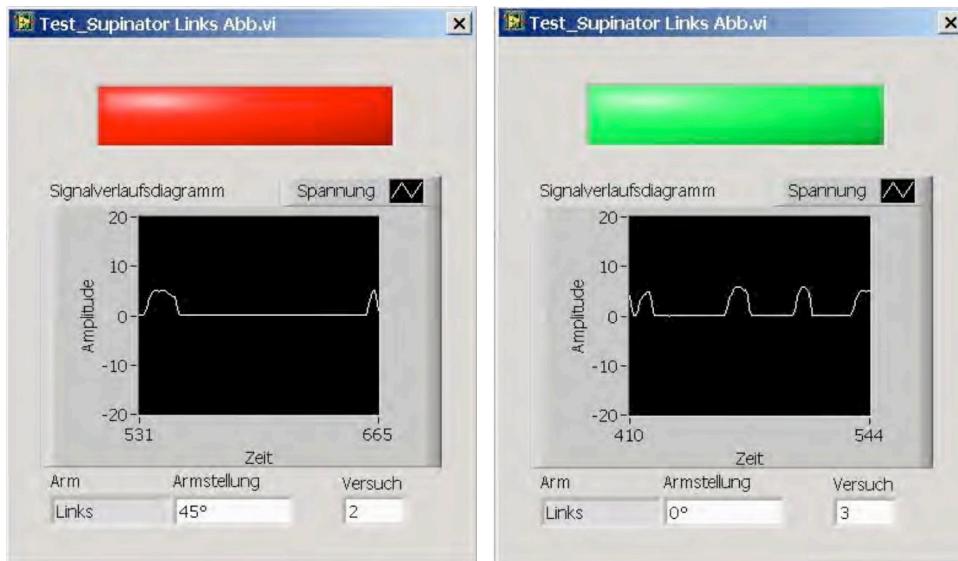


Abb. 38 a und b: Patientenanzeige a) Ampel-rot und b) Ampel-grün; [62]

Des Weiteren enthält das Fenster Anzeigeelemente, die dem Patienten zeigen, welcher Arm gemessen werden soll. Dem Versuchsleiter ermöglicht dies, die Handstellung, in welcher die Messung durchgeführt wird, zu kontrollieren. Der Signalverlaufsgraph zeigt dem Patienten die Höhe seines momentanen Supinationsmomentes und dient ihm gegebenenfalls als optische Motivationshilfe. [62]

Zur Entlastung des Versuchsleiters ist eine automatische Erkennung der Drehrichtung programmiert. Sie gewährleistet, dass der Patient die geforderte Supinations- bzw. Pronationsbewegung ausführt, und bricht die Messung bei falscher Drehrichtung selbstständig ab. Je nach Einstellung des Messablaufs für die rechte oder die linke Hand besitzen Supination und Pronation eine positive oder negative Steigung. Das Programm vergleicht die Ist-Steigung mit einem Abbruchkriterium und berechnet, ob die Messung weitergeführt oder abgebrochen werden soll. Das vom Patienten aufgebrachte Drehmoment steigt anfangs bis zu einem Maximum an und fällt mit der Dauer der Messung immer weiter ab. Dieser Abfall ist Zeichen der Ermüdung des Patienten. Um dies zu verhindern, beinhaltet das Programm ein Abbruchkriterium, welches auf der ausgewerteten Steigung des Drehmomentverlaufs basiert. Erfolgt entweder ein Abfall des Moments oder wird ein vorgegebener Wert unterschritten, wird die Messung abgebrochen, gespeichert und ein nächster Versuch schließt sich an. [62]

Nachdem alle Messungen für eine bestimmte Handstellung durchgeführt sind, verschwindet das Anzeigefenster, die Messwerte werden in die dazugehörigen Messwertfelder transferiert, und es folgt die Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung (Abbildung 39). Anschließend wird mit der nächsten Position fortgefahren. [62]

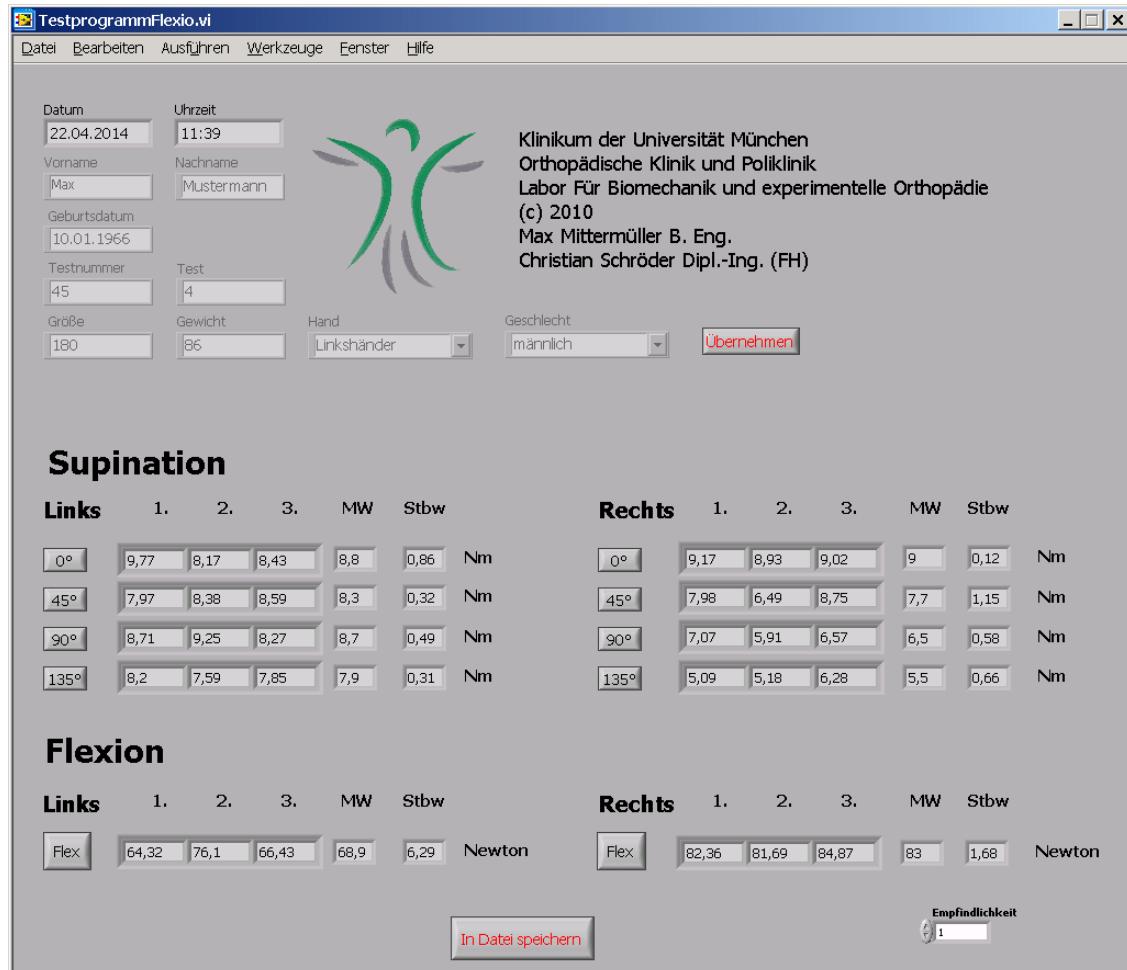


Abb. 39: Bedienoberfläche: Anzeige der Messwerte. Die angezeigten Werte entsprechen den Drehmomenten in Newtonmeter [Nm]; Das Feld „In Datei speichern“ gewährleistet das Speichern der so erfassten Daten in einer Excel kompatiblen Textdatei. [62]

Die Reihenfolge der Datenerhebung aus den verschiedenen Messpositionen ist einerseits festgelegt, andererseits erfolgt sie nach dem Zufallsprinzip. Zunächst wird die Kraftmessung der Supinationsbewegung aus allen Unterarmpositionen mit 90° flektiertem Ellbogengelenk und anschließend mit gestrecktem Arm (0° Flexion im Ellbogengelenk) erhoben. Die Abfolge der Unterarmpositionen erfolgt hierbei zufällig. Dazwischen erfolgen die Messungen von Pronation und Flexion. Für die gesamte Datenerhebung wird kontinuierlich zwischen der rechten und linken Seite abgewechselt.

#### **2.4.4. Validierung des Systems**

System und Datenerhebung wurden im Rahmen der Konstruktion der Messvorrichtung bereits validiert und sind der entsprechenden Bachelor-Arbeit [62] von Hr. M. Mittermüller zu entnehmen.

### **2.5 Statistische Analyse**

Die statistische Auswertung der in dieser Arbeit erhobenen Daten erfolgte durch zweierlei Standardsoftware (The SAS System, Version 9.2 und GraphPad Prism, Version 6) und wurde in Zusammenarbeit mit dem Lehrstuhl für Biometrie und Bioinformatik der LMU München durchgeführt. Zur Beschreibung der erhobenen metrischen Parameter wurden Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) aus der Stichprobe berechnet (GraphPad Prism).

Der Vergleich der Mediane abhängiger Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter (zum Beispiel der Vergleich der mittleren Supinationskraft der Männer aus zwei unterschiedlichen Ausgangspositionen) erfolgte mittels Wilcoxon Test (GraphPad Prism).

Der Vergleich der Mittelwerte unabhängiger Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter (zum Beispiel der Vergleich der mittleren Supinationskraft aus einer bestimmten Ausgangsposition von Männern und Frauen) erfolgte mittels Mann-Whitney Test (GraphPad Prism).

Der Vergleich der Mediane mehrerer unabhängiger Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter (zum Beispiel der Vergleich der mittleren Supinationskraft aus einer bestimmten Ausgangsposition bei schultergesunden Probanden, Patienten mit stattgehabter Tenotomie und Patienten mit stattgehabter Tenodese) erfolgte mittels Kruskal-Wallis Test (GraphPad Prism).

Die maximal zulässige Irrtumswahrscheinlichkeit betrug für Wilcoxon-, Mann-Whitney- und Kruskal-Wallis Test jeweils 5% ( $\alpha=0,05$ ).

	Abkürzung	p-Wert
<b>nicht signifikant</b>	n.s.	$p > 0,05$
<b>signifikant</b>	s*	$p \leq 0,05$
<b>sehr signifikant</b>	s**	$p \leq 0,01$
<b>hoch signifikant</b>	s***	$p \leq 0,001$
<b>höchst signifikant</b>	s****	$p \leq 0,0001$

Tab. 9: Signifikanzniveaus und zugehöriger p-Wert

Zur Charakterisierung der Zusammenhänge zwischen anthropometrischen Faktoren und Kraftwerten wurde für jede einzelne Messposition eine multiple Regressionsanalyse mit einer p-wert-gesteuerten Vorwärtsselektion durchgeführt. Eingeschlossen wurden Einflussgrößen mit einem p-Wert unter 0,05 (The SAS System). Um das Problem der Multikollinearität bei der Berechnung von prädiktiven Gleichungen hinsichtlich der (Supinations-) Kraft zu berücksichtigen, wurden die anthropometrischen Werte (Armlänge, Oberarmlänge, Unterarmlänge, Oberarmumfang, etc...) zunächst mittels Hauptkomponentenanalyse reduziert. Durch Varimax-Rotation wurde eine Matrix rotierter Faktoren berechnet. Für alle rotierten Komponenten wurde diejenige Originalvariable bestimmt, welche den höchsten Faktor besaß und als „Führungsvariable“ in das lineare Regressionsmodell zur p-Wert basierten Vorwärtsselektion mit aufgenommen. Es wurden für die dominante und nicht-dominante Seite getrennte Berechnungen durchgeführt.

### **3. Ergebnisse:**

#### **3.1 Alters- und Geschlechtsverteilung der Untersuchungskollektive**

Insgesamt konnten im Zeitraum August 2011 bis Oktober 2013 Daten von 129 Probanden in die Studie einbezogen werden. Darunter befanden sich 67 Männer, von welchen wiederum 55 zur Gruppe der Schultergesunden und 12 zur Gruppe der Patienten mit Tenodesis oder Tenotomie der langen Bizepssehne gehörten. Unter den insgesamt 62 Frauen waren 50 Schultergesunde und ebenfalls 12 mit entsprechender Pathologie. Einen genauen Überblick geben die Abbildungen 40 und 41.

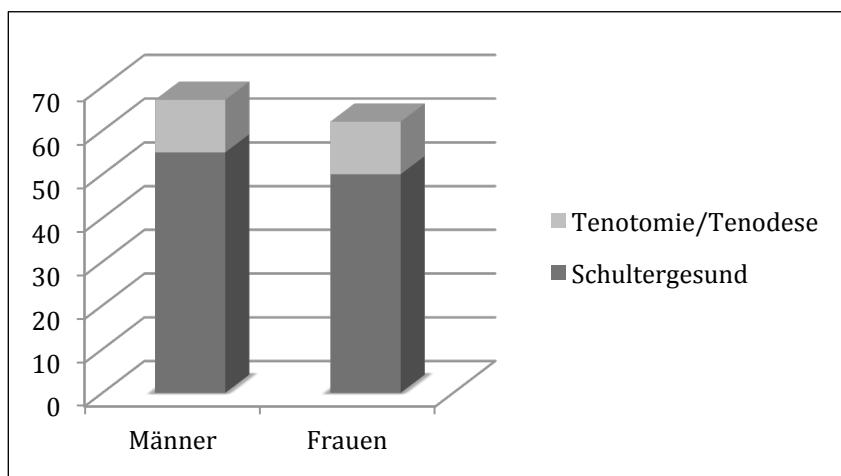


Abb. 40: Gesamtes Probandenkollektiv nach Geschlecht und Gruppenzugehörigkeit

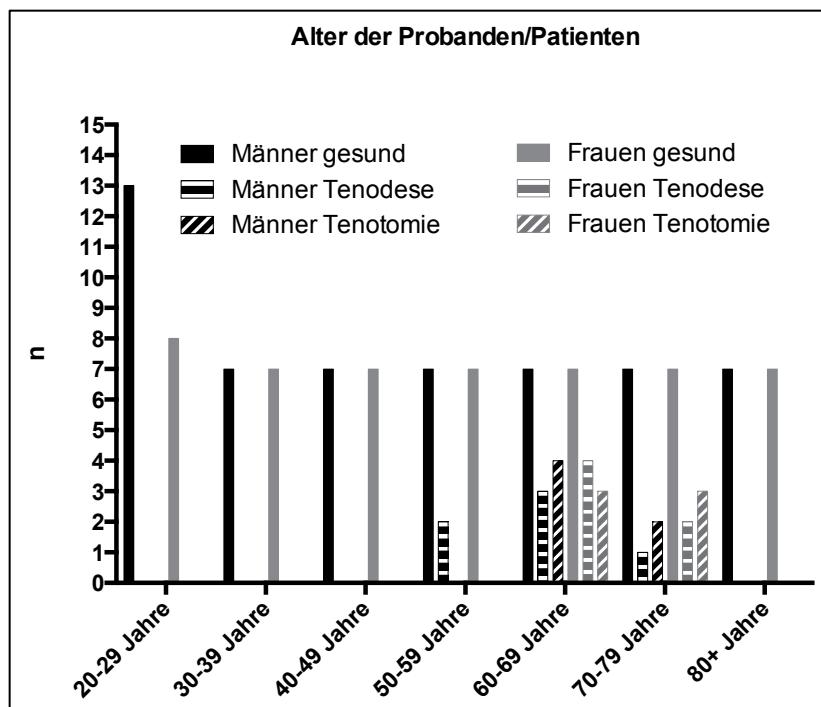


Abb. 41: Altersübersicht aller untersuchten Probanden/Patienten. Patienten mit operierter Schulterpathologie finden sich der Literatur entsprechend in den höheren Altersgruppen.

Die schultergesunden Männer waren im Mittel  $50,6 \pm 21,9$  Jahre, schultergesunde Frauen  $53,6 \pm 21,7$  Jahre alt (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die zu Beginn vor allem an jungen Männern durchgeführten Validierungsmessungen führten zu einer größeren Anzahl an Probanden innerhalb dieses Probandenkollektivs.

Die männlichen Patienten mit Tenodese oder Tenotomie der langen Bizepssehne erreichten ein mittleres Alter von  $66,4 \pm 6,2$  Jahren. Die Frauen mit entsprechender Pathologie zeigten ein geringfügig höheres Alter, von  $69,2 \pm 4,5$  Jahren.

### 3.2 Anthropometrische Messgrößen und Kraftmessung Schultergesunder

#### 3.2.1 Anthropometrische Messgrößen

##### 3.2.1.1 Seitenverhältnis (dominanter/nicht-dominanter Arm)

Unter den 55 schultergesunden männlichen Probanden fanden sich 53 (96,4%), deren dominante Seite die rechte, sowie 2 (3,6%) deren dominante Seite die linke war. Bei den 50 untersuchten schultergesunden weiblichen Probanden gaben 45 (90%) die rechte, 5 (10%) die linke Seite als dominant an.

### 3.2.1.2 Körpergröße, Gewicht und BMI

Die angegebenen Werte bezüglich Körpergröße, Gewicht und dem daraus errechneten BMI können den Abbildungen 42 bis 44 entnommen werden. Die durchschnittlichen Werte der deutschen Gesamtbevölkerung wurden der letzten Gesundheitsberichterstattung des Bundes [63] entnommen und sind in den Grafiken enthalten.

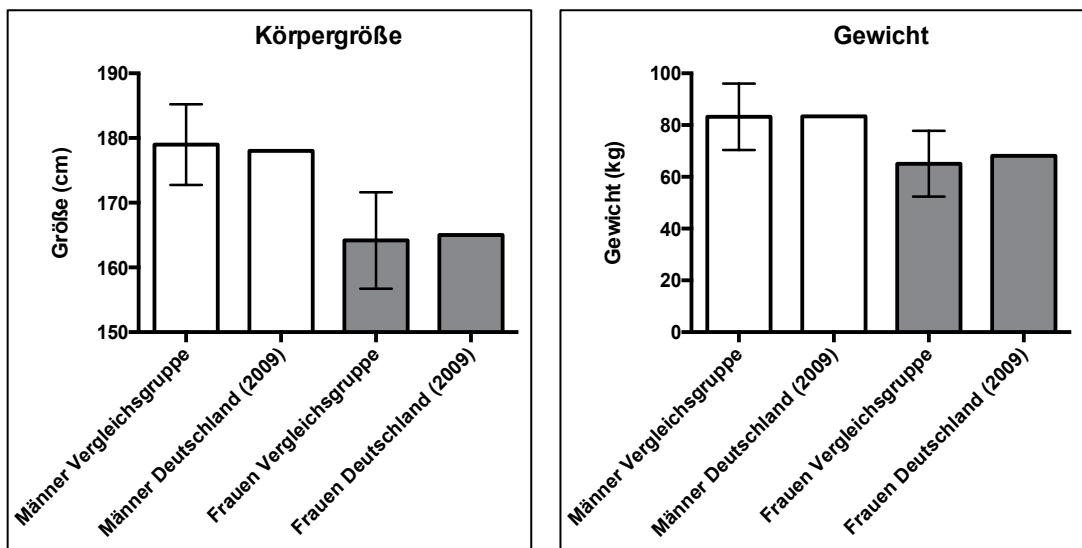


Abb. 42 u. 43: Körpergröße (cm) und Gewicht (kg) von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe (unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung) und der gemittelten Gesamtbevölkerung des Bundes [63] (keine Angabe der Standardabweichung).

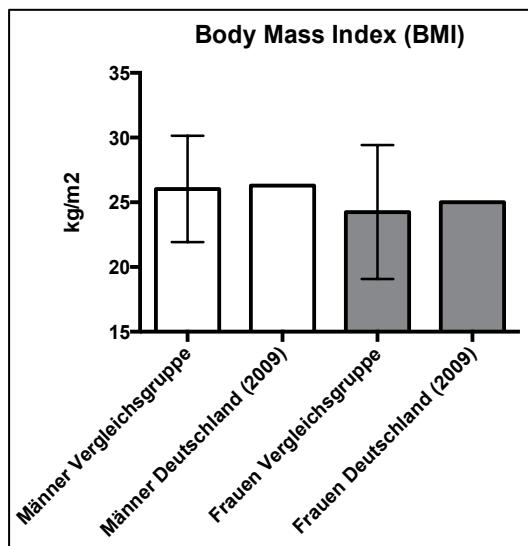


Abb. 44: BMI ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe (unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung) und der gemittelten Gesamtbevölkerung des Bundes [63] (keine Angabe der Standardabweichung).

### 3.2.1.3 Hautfaltendicke

Für die mechanische Datenerhebung zur Körperfettanteil-Bestimmung wurde mittels „Skinfold-Caliper“ die Hautfaltendicke an Oberarm-Vorderseite/-Rückseite gemessen. Die Ergebnisse sind Abbildung 45 zu entnehmen. Es konnten bei beiden Geschlechtern kein signifikanter Seitenunterschied festgestellt werden, daher wurde von einer getrennten Darstellung beider Armseiten abgesehen und deren Mittelwert verwendet.

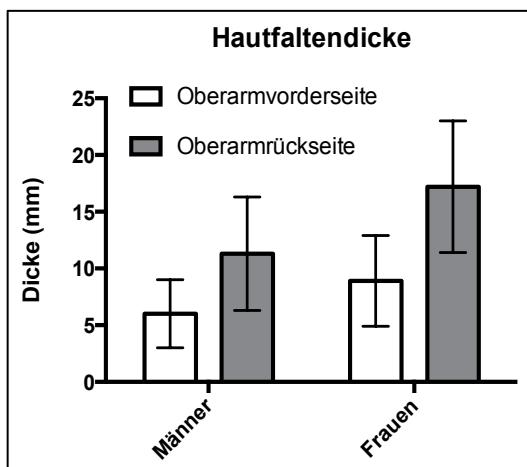


Abb. 45: Hautfaltendicke (mm) von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe (unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung) jeweils an Oberarm-Vorder- und Rückseite.

Der durch die ermittelte Hautfaltendicke berechnete Körperfettanteil betrug bei den Männern  $25,6 \pm 7,1\%$  und bei den Frauen  $32,8 \pm 5,4\%$ . Die entsprechenden Normwerte sind in Tabelle 10 dargestellt [61].

Männer	<30 Jahre	30-50 Jahre	>50 Jahre
prozentualer Körperfettanteil	$\leq 15\%$	$\leq 17\%$	$\leq 19\%$

Frauen	<30 Jahre	30-50 Jahre	>50 Jahre
prozentualer Körperfettanteil	$\leq 21\%$	$\leq 23\%$	$\leq 25\%$

Tab. 10: Normwerte Körperfettanteil; [61]

### 3.2.1.4. Armlänge und Armumfänge

Die Abbildungen 46 und 47 zeigen, für Männer und Frauen getrennt dargestellt, die gemessenen Werte für die Gesamt-, Ober- und Unterarmlänge, bzw. die gemessenen Armumfänge der untersuchten Probanden. Auch hier wurde jeweils mangels signifikanter Seitenunterschiede auf eine getrennte Darstellung beider Armseiten verzichtet.

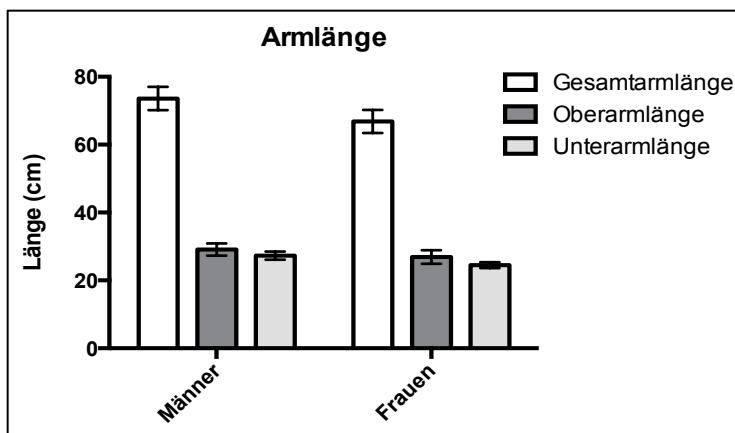


Abb. 46: Gesamt-, Ober und Unterarmlänge (cm) von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe (unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung).

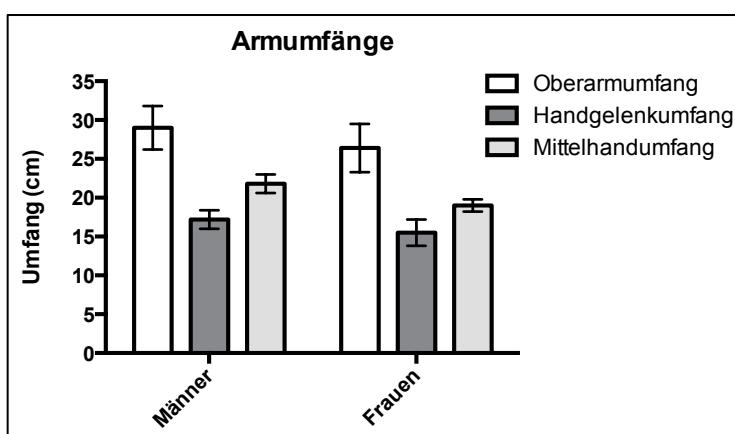


Abb. 47: Oberarm-, Handgelenk- und Mittelhandumfang (cm) von Männern und Frauen der schultergesunden Vergleichsgruppe (unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung).

### 3.2.1.5 Zusammenfassung Anthropometrische Messgrößen Schultergesunder

Bei den erhobenen anthropometrischen Messgrößen zeigten sich zunächst die erwartungsgemäß höheren Werte seitens der Männer. Bei Körpergröße, Körpergewicht und BMI ergab sich bei beiden Geschlechtern eine sehr gute Vereinbarung mit den statistisch bekannten Werten der deutschen Gesamtbevölkerung. Auffällig war ein dennoch über den Normwerten liegender prozentualer Fettanteil beider Geschlechter, bei Ermittlung desselben mittels Hautfaltendicke am Oberarm.

## 3.2.2 Kraftmessung

### 3.2.2.1 Supinationsbewegung

Die Ergebnisse der Kraftmessung aller gemessenen Positionen der oberen Extremität sind anhand Mittelwert, Standardabweichung und Signifikanzniveau, bezüglich der Unterschiede zwischen den verschiedenen Ausgangspositionen, für alle Altersgruppen der Männer (n=55),

beziehungsweise Frauen (n=50), in den Abbildungen 48 und 49 dargestellt. Dieses Kollektiv aus ausschließlich schultergesunden Probanden stellte die Vergleichsgruppe dar und lieferte die Normwerte der Supinationskraft.

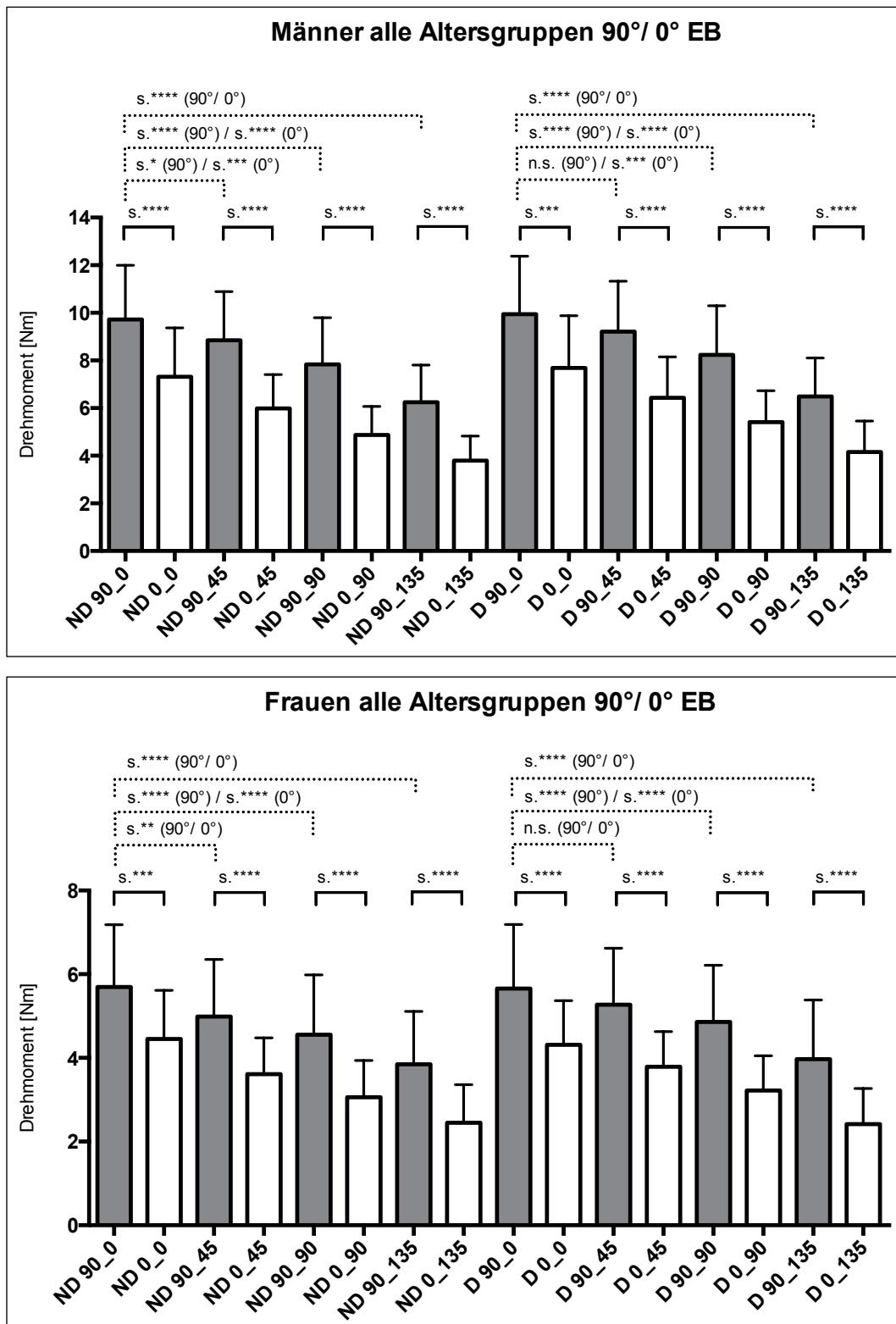


Abb. 48 (oben) u. 49 (unten), Positionsabhängige Supinationskraft: EB= Ellbogenposition/ -Winkel x-Achse: Dargestellt sind die verschiedenen Positionen der oberen Extremität; y-Achse: Hier ist der Mittelwert des erreichten

Drehmoments [NM] als Balken und als zusätzliche Linie die Standardabweichung eingezeichnet; die dargestellten **Signifikanzniveaus** beziehen sich einerseits auf die Gegenüberstellung der veränderten Ellbogenposition bei gleichbleibender Unterarmposition (durchgezogene Klammern), andererseits auf die Gegenüberstellung der veränderten Unterarmpositionen bei gleichbleibender Ellbogenposition (gepunktete Klammern, wobei zusätzlich vermerkt ist, ob es sich um den Vergleich der **beiden** 0°, bzw. 90°-Ellbogenpositionen handelt).

Aus den obigen Abbildungen ist ersichtlich, dass sowohl eine Umstellung des Ellbogenwinkels von 90° auf 0° Flexion zu einer höchst signifikanten Verminderung bezüglich der Supinationskraft führte, als auch eine innerhalb der beiden Ellbogenpositionen zunehmende Supinationsstellung des Unterarms, die arretierte Ausgangsposition betreffend, das durch Supination erreichte Drehmoment mit unterschiedlich starker Signifikanz reduzierte.

Den oben dargestellten Gesamtübersichten ist nicht eindeutig zu entnehmen, ob hinsichtlich erzielter Kraftwerte zusätzlich ein Unterschied zwischen dominanter und nicht-dominanter Seite besteht. Genauer und in Altersgruppen eingeteilt stellt diesen Sachverhalt Tabelle 11 dar.

<b>Seitenvergleich</b>	<b>Männer (bis 39 J.)</b>	<b>Männer (60-70 J.)</b>	<b>Frauen (bis 39 J.)</b>	<b>Frauen (60-70 J.)</b>
<b>90_0 D vs. 90_0 ND</b>	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
<b>90_45 D vs. 90_45 ND</b>	s.*	n.s.	n.s.	n.s.
<b>90_90 D vs. 90_90 ND</b>	s.**	n.s.	s.**	n.s.
<b>90_135 D vs. 90_135 ND</b>	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
<b>0_0 D vs. 0_0 ND</b>	s.***	n.s.	n.s.	n.s.
<b>0_45 D vs. 0_45 ND</b>	s.**	n.s.	n.s.	n.s.
<b>0_90 D vs. 0_90 ND</b>	s.***	n.s.	n.s.	n.s.
<b>0_135 D vs. 0_135 ND</b>	s.*	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 11, Supination im Seitenvergleich: In der ersten Spalte sind die (mittels Wilcoxon-test) verglichenen Positionen, in den folgenden Spalten die jeweils zugehörigen Signifikanzniveaus für Männer und Frauen entsprechender Altersgruppen dargestellt. Die signifikanten Unterschiede beziehen sich jeweils auf ein gemessenes **höheres Drehmoment der dominanten Seite**.

Es lässt sich also feststellen, dass die getesteten jüngeren Probanden (insbesondere die Männer) auf der dominanten Seite signifikant höhere Werte für die Kraftmessung der Supinationsbewegung erreichen konnten. Bei den jungen Männern traf dies mit zum Teil höchster Signifikanz in sechs der getesteten acht Positionen zu. Bei den jungen Frauen konnte selbiges nur in einer Position nachgewiesen werden. In der (den Patienten mit Schulterpathologie entsprechend) altersadaptierten gesunden Vergleichsgruppe konnten hingegen bei beiden Geschlechtern keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

### 3.2.2.2 Flexionsbewegung

Die Flexionskraft wurde ebenfalls an allen Schultergesunden gemessen. Die Abbildungen 50 und 51 geben zunächst für beide Geschlechter einen altersabhängigen Überblick der Messwerte, inklusive gegebenenfalls bestehender signifikanter Seitenunterschiede.

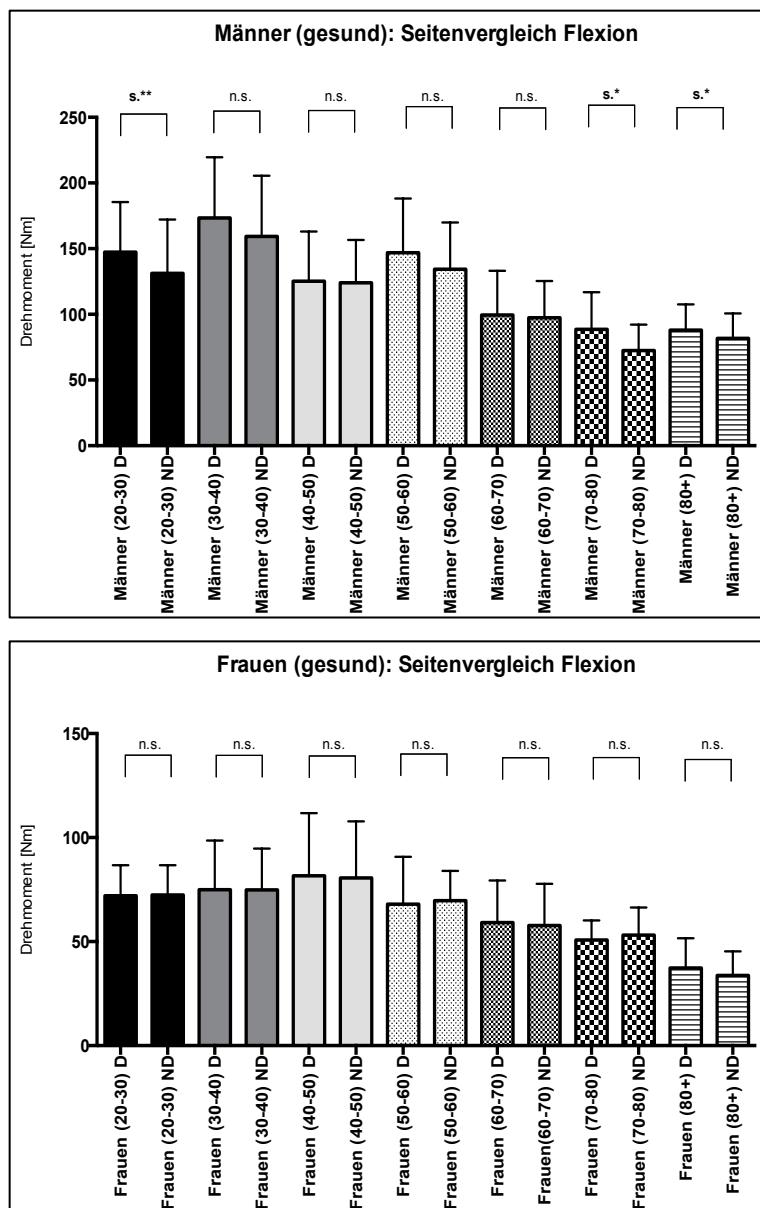


Abb. 50 (oben) und 51 (unten), Altersabhängige Flexionskraft: Dargestellt sind die verschiedenen Altersgruppen beider Geschlechter und deren erzielten Messwerte hinsichtlich Flexion, inklusive gegebenenfalls bestehender signifikanter Unterschiede.

Während die untersuchten Frauen im Seitenvergleich keinen signifikanten Unterschied aufwiesen, konnte bei den Männern in wenigen Altersgruppen eine signifikant kräftigere Flexion auf der dominanten Seite festgestellt werden.

### 3.2.2.3 Pronationsbewegung

Bezüglich der Auswertung der Messwerte der Pronation wurde entsprechend der Flexion, wie im vorherigen Abschnitt beschrieben, vorgegangen. Die Ergebnisse der Schultergesunden Probanden sind dementsprechend den Abbildungen 52 und 53 zu entnehmen.

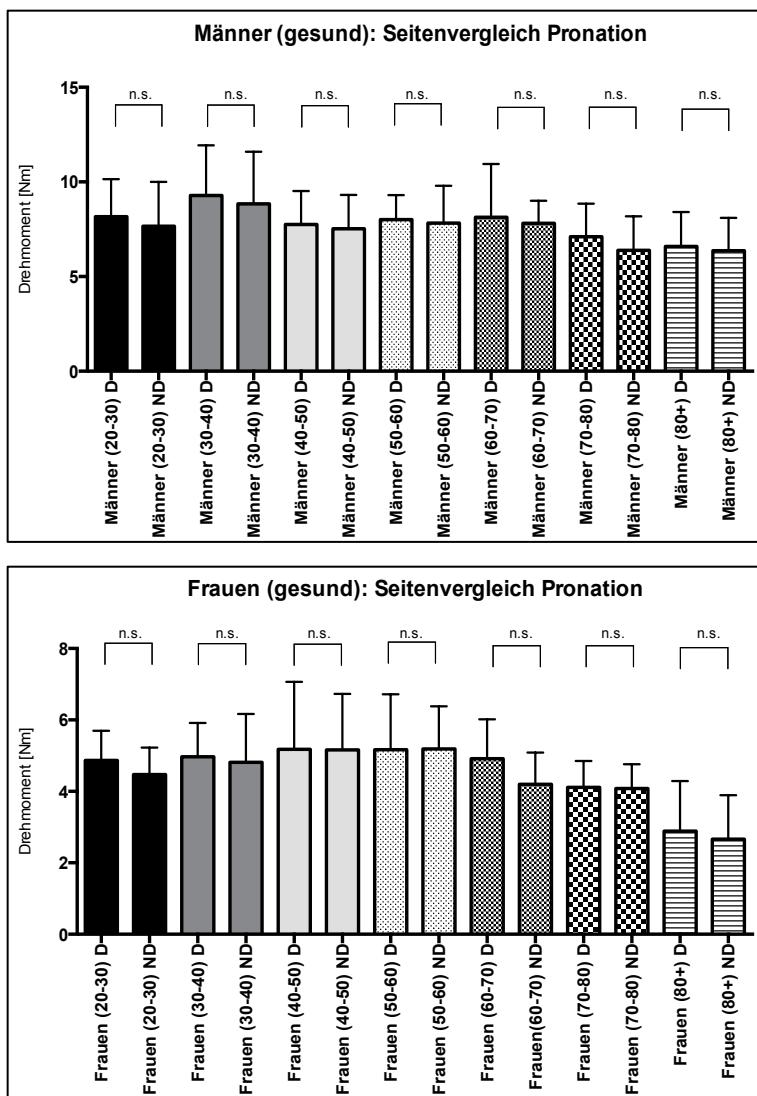


Abb. 52 (oben) und 53 (unten), Altersabhängige Pronationskraft: Dargestellt sind die verschiedenen Altersgruppen beider Geschlechter und deren erzielten Messwerte hinsichtlich Pronation, inklusive gegebenenfalls bestehender signifikanter Unterschiede.

Bei der Pronation zeigte sich innerhalb der Schultergesunden Kontrollgruppe weder bei den Frauen noch bei den Männern ein signifikanter Unterschied im Seitenvergleich.

### 3.2.2.4 Vergleich von Supination und Pronation

Die Kraftmessung der Pronationsbewegung wurde insbesondere durchgeführt, um die ermittelten Werte mit denen der Supinationskraft vergleichen zu können. Da die Pronation immer aus 90° Ellbogenflexion und 90° supiniertem Unterarm gemessen wurde, erfolgte der

Vergleich zwischen Pronation und Supination mit den Ergebnissen der Supinationsmessung aus derselben Position. Das Ergebnis ist jeweils für Männer und Frauen in den Abbildungen 54 und 55 dargestellt.

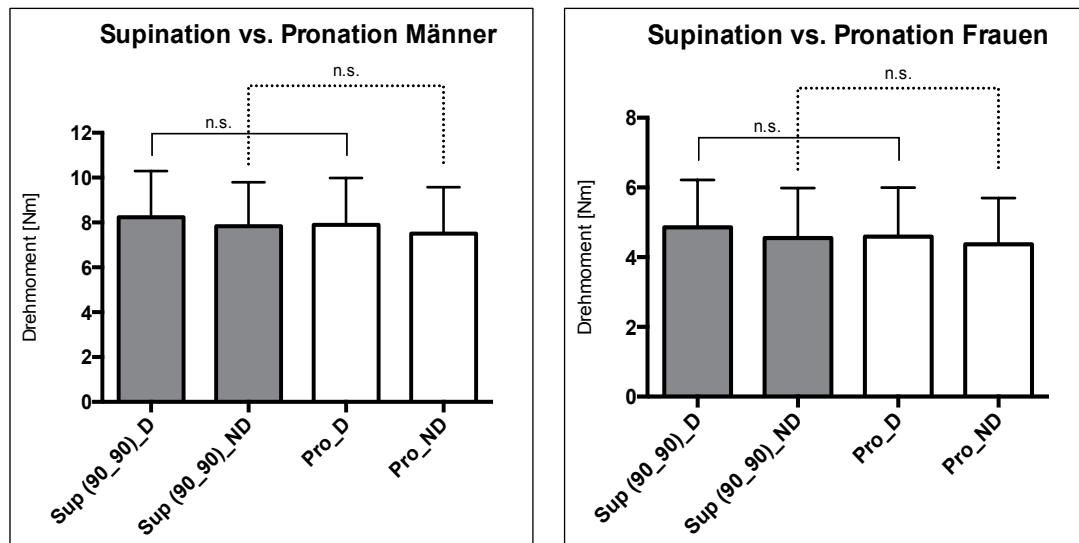


Abb. 54 u. 55, Vergleich von Supination und Pronation: **x-Achse:** männliche/weibliche Vergleichsgruppe, Supinationsbewegung (graue Balken) und Pronationsbewegung (weiße Balken), **y-Achse:** Erreichte Kraftwerte als Drehmoment, sowie zusätzlich eingezeichnete Standardabweichung (Linien); die **Signifikanzniveaus** beziehen sich einerseits auf den Vergleich der dominanten Seite (durchgezogene Klammern), andererseits auf den der nicht-dominanten Seite (gepunktete Klammern), hinsichtlich der ausgeführten Bewegungsform.

Es konnte also bei beiden Geschlechtern weder für die dominante noch die nicht-dominante Seite ein signifikanter Unterschied zwischen den erreichten Kraftwerten der Supintions- und Pronationsbewegung festgestellt werden.

### 3.2.2.5 Zusammenfassung Kraftmessung Schultergesunder

Hinsichtlich der Supinationskraft zeigte sich geschlechterübergreifend sowohl bei Umstellung des Ellbogenwinkels von gebeugter in gestreckte Position, als auch bei Messung aus zunehmend supinierter Position eine signifikante Verminderung des erreichten Drehmoments. Ein Seitenunterschied zwischen dominanter und nicht-dominanter Seite konnte bei jungen Männern festgestellt werden und verliert sich im älteren Kollektiv. Männer und Frauen wiesen in jungen Jahren höhere Supinationskraftwerte auf.

Die Flexionskraft ergab ebenfalls eine Altersabhängigkeit. Junge Männer zeigten erneut einen Seitenunterschied zugunsten der dominanten Seite, welcher sich im Alter verlor, bei den ältesten Probanden aber erneut auftrat.

Die Pronationskraft zeigte eine Altersabhängigkeit ohne Seitenunterschiede. Die erreichten Messwerte von Supination und Pronation waren ohne signifikanten Unterschied.

### 3.2.3 Ergebnisse der Regressionsanalyse

#### 3.2.3.1 Supinationsbewegung

Die Ergebnisse der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse sind in Tabelle 12 dargestellt. Markiert sind diejenigen Faktoren, welche sich als signifikant bezüglich prädiktiver Drehmomentbestimmung zeigten. Für alle anderen untersuchten anthropometrischen Faktoren konnte kein signifikanter prädiktiver Effekt für die Supination nachgewiesen werden.

	<b>Alter</b>	<b>Geschlecht</b>
D/ND 90_0	X	X
D/ND 90_45	X	X
D/ND 90_90	X	X
D/ND 90_135	X	X
D/ND 0_0	X	X
D/ND 0_45	X	X
D/ND 0_90	X	X
D/ND 0_135	X	X

Tab. 12: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse.

Durch Kenntnis der für die Prädiktion des Supinationdrehmoments relevanten anthropometrischen Faktoren, also Alter und Geschlecht, lies sich für die jeweiligen Positionen eine Regressionsgerade ermitteln, welche in den Abbildungen 56 und 57 beispielhaft für die 90°\_0°-Position beider Seiten dargestellt ist.

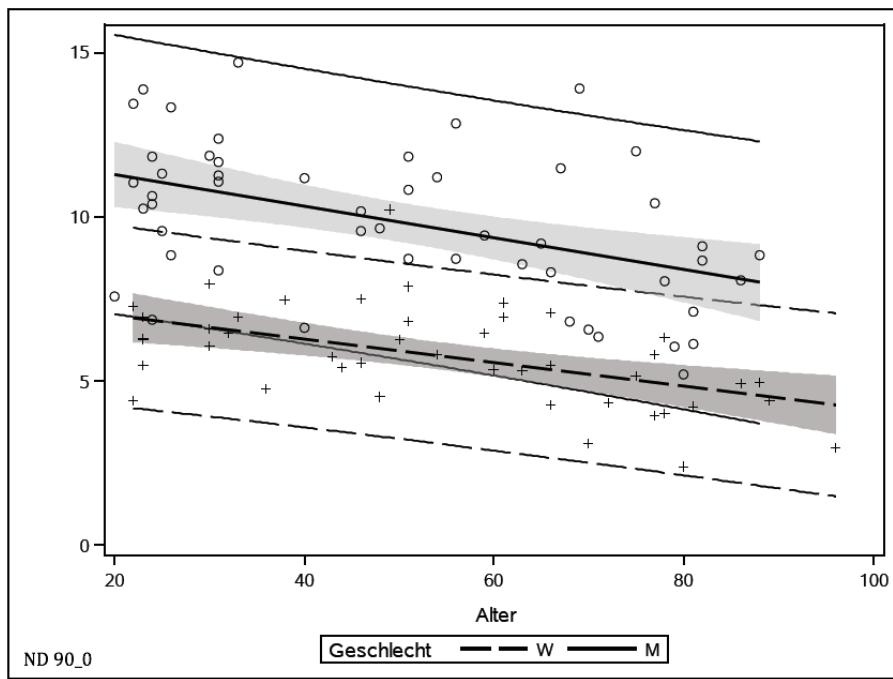
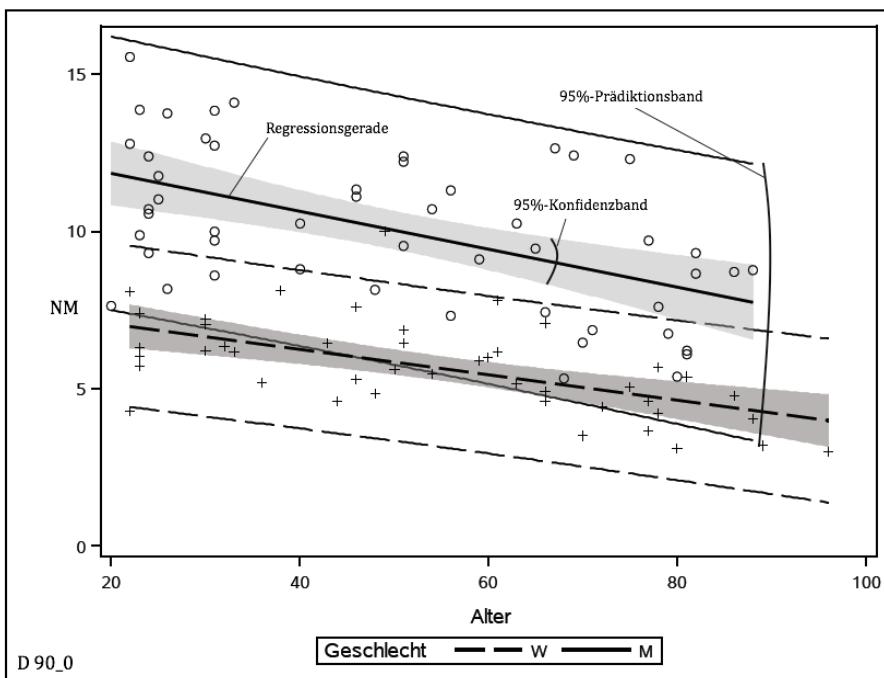


Abb 56 (oben) u. 57 (unten), Regressionsgeraden der Supination aus 90-0-Position: Dargestellt ist jeweils für die dominante (D, Abb. 56) und nicht-dominante (ND, Abb. 57) Seite die Regressionsgerade aus 90\_0-Schulterposition (Supination) mit mit 95%-Konfidenzband (dunkel schattiert), sowie 95%-Prädiktionsband (Linien). Ebenfalls sind den Abbildungen die zugehörigen Messwerte als Punktewolken zu entnehmen. **x-Achse:** Alter in Jahren; **y-Achse:** Drehmoment in (NM). Alle Werte beziehen sich auf eine Armposition mit 90°-Ellbogenflexion und 0°-Supinationsposition.

Anhand der ermittelten Regressionsgeraden ist es also möglich, unter Berücksichtigung von Geschlecht und Alter eines zu untersuchenden Probanden für jede Ausgangsposition das zu erwartende Drehmoment anzugeben.

### 3.2.3.2 Flexionsbewegung

Entsprechend der Faktorenanalyse der Supination wurde bei der Flexion vorgegangen, um relevante anthropometrische Einflussgrößen zu ermitteln, siehe hierzu Tabelle 13.

	Alter	Geschlecht	Oberarm- länge
D_Flex	X	X	
ND_Flex	X	X	X

Tab. 13: : Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse.

Auf Grundlage der ermittelten Faktoren (Alter und Geschlecht, sowie die Oberarmlänge auf der nicht-dominanten Seite) ließen sich wiederum Regressionsgeraden ermitteln (Abbildung 58 und 59).

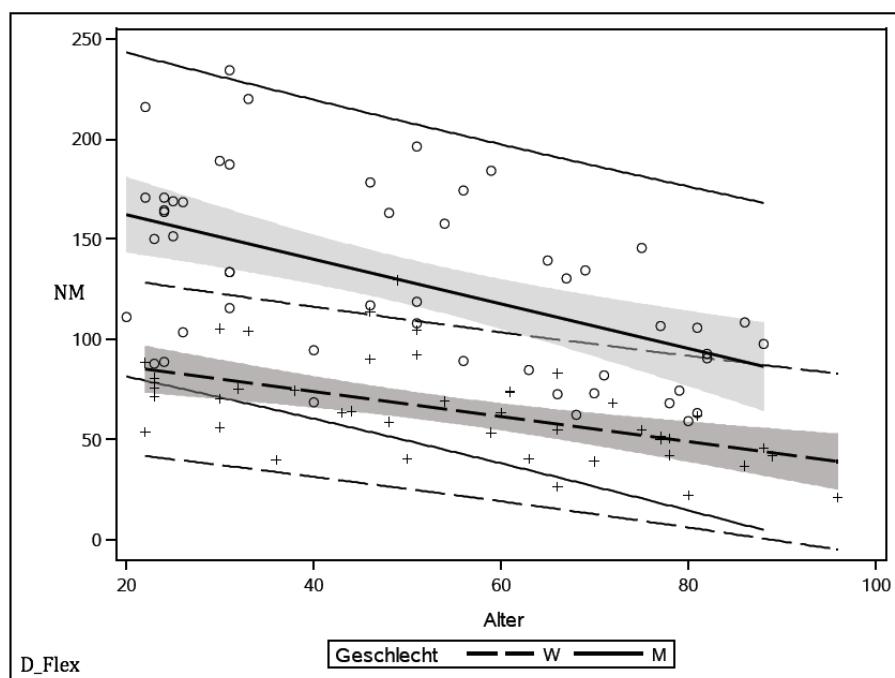


Abb 58 (siehe unten)

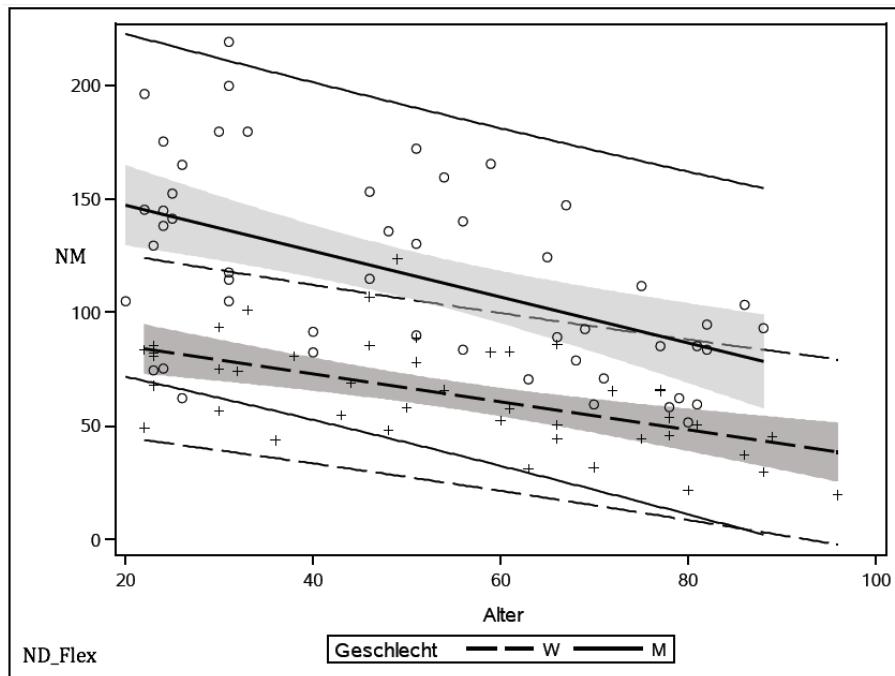


Abb 58 (oben) u. 59 (unten), Regressionsgeraden der Flexion: Dargestellt ist jeweils für die dominante (D, Abb. 58) und nicht-dominante (ND, Abb. 59) Seite die Regressionsgerade der Flexion.

### 3.2.3.3 Pronationsbewegung

Auch bei der Pronation wurde entsprechend Supination und Flexion analysiert. Tabelle 14 fasst das Ergebnis der Variablenelektion zusammen, die Abbildungen 60 und 61 zeigen die dadurch berechneten Regressionsgeraden.

	Alter	Geschlecht	Handgelenk-umfang
D_Pro	X	X	
ND_Pro	X	X	X

Tab. 14: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse.

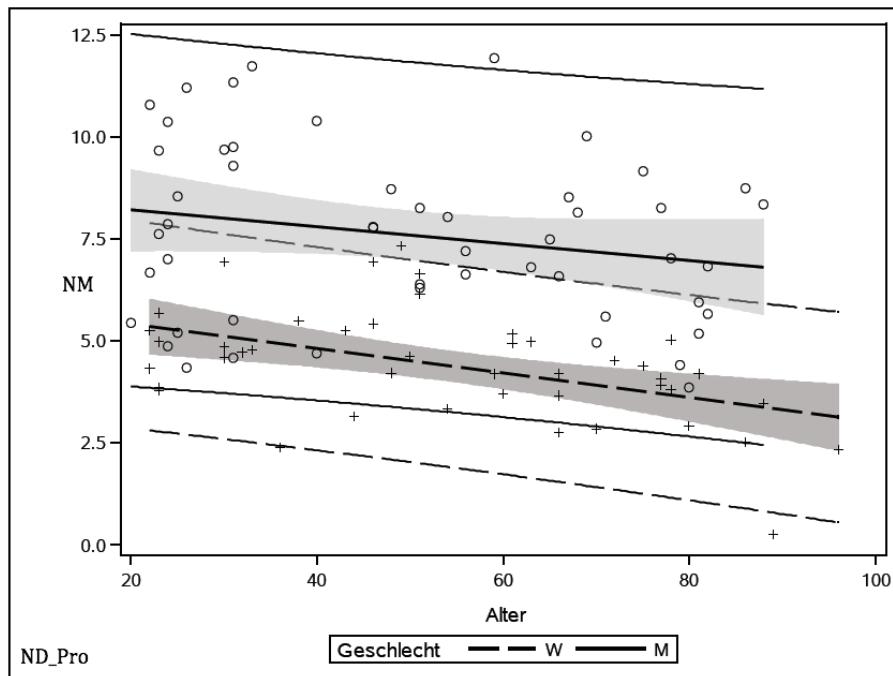
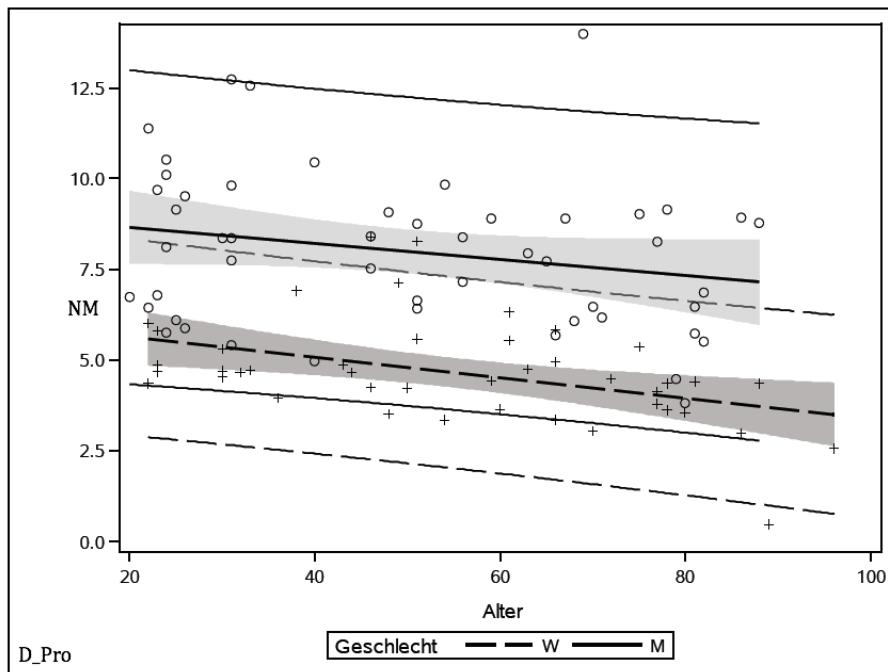


Abb 60 (oben) u. 61 (unten), Regressionsgeraden der Pronation: Dargestellt ist jeweils für die dominante (D, Abb. 60) und nicht-dominante (ND, Abb. 61) Seite die Regressionsgerade der Pronation.

### 3.2.3.4 Zusammenfassung Regressionsanalyse

Im Rahmen der Variablenelektion der Regressionsanalyse zeigte sich sowohl bei der Supination und Flexion als auch bei der Pronation, dass Geschlecht und Alter als signifikante Faktoren zur Erstellung einer Regressionsgeraden zu berücksichtigen sind. Bezüglich der Supination waren diese Faktoren ausreichend zur zuverlässigen Prädiktion des zu erwartenden Drehmoments eines jeden Individuums. Eine Hinzunahme weiterer Faktoren verbessert die Prädiktion hingegen nicht signifikant. Hinsichtlich Flexion und Pronation der nicht-dominanten Seite

besteht diesbezüglich jeweils eine Ausnahme. Neben Geschlecht und Alter ist für den nicht-dominanten Arm bei der Flexion die Oberarmlänge, bei der Pronation der Handgelenkumfang mit zu berücksichtigen. Somit konnte für alle gemessenen Bewegungen, für alle zukünftig noch zu messenden Individuen, mit Hilfe der erstellten Regressionsgeraden ein Erwartungswert bestimmt werden.

### 3.3 Anthropometrische Messgrößen und Kraftmessung der Patienten mit operierter langer Bizepssehne

#### 3.3.1 Anthropometrische Messgrößen

##### 3.3.1.1 Seitenverhältnis und Popeye-Sign

Alle 24 Patienten (Männer und Frauen) mit pathologisch veränderter langer Bizepssehnegaben eine rechts bestehende Händigkeit an. Bei den 12 männlichen Vertretern war in 9 Fällen die dominante rechte Seite und in 3 Fällen die nicht-dominante linke Seite von der Pathologie betroffen. Unter den 12 Frauen waren es 7, deren dominante rechte Seite, und 5, deren nicht-dominante linke Seite in der Vorgeschichte erkrankt war. Die genaue Aufteilung diesbezüglich ist inklusive Operationstechnik in Abbildung 62 dargestellt:

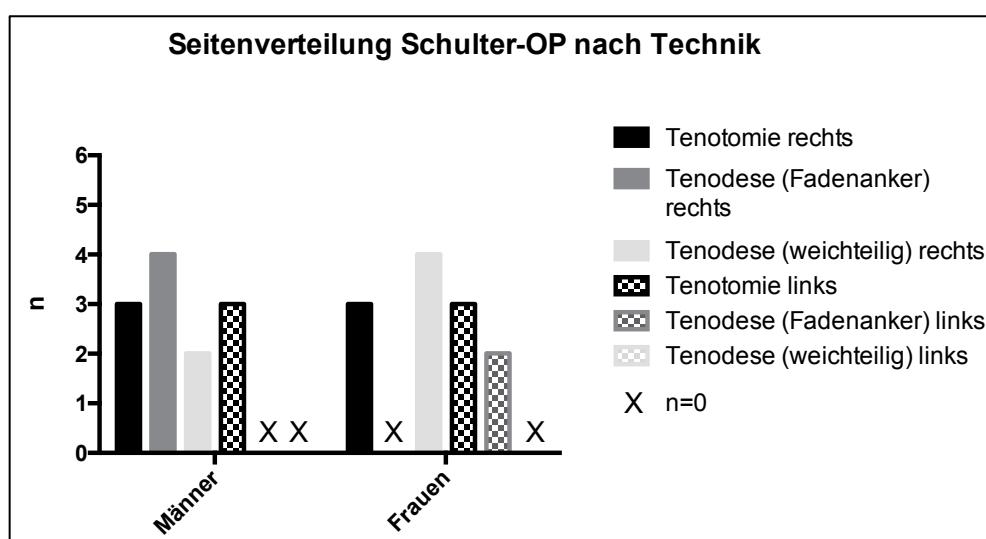


Abb. 62, Seitenverteilung und OP-Technik bei Patienten mit Schulterpathologie: Dargestellt ist für die Gruppe der Patienten mit Schulterpathologie, welche OP erfolgte und welche Seite betroffen war. Bei allen Patienten bestand Rechtshändigkeit.

Alle Patienten (Männer und Frauen) der Tenotomy- und Tenodesegruppe wurden hinsichtlich eines „Popeye-Sign“ untersucht, Tabelle 15. Dieses zeigten insgesamt drei männliche Probanden. Zwei der Patienten fanden sich in der „Tenotomy-Gruppe“. Der dritte Patient mit einem

positiven „Popeye-Sign“ gehörte zur Tenodese-Gruppe. Dieser hatte eine Tenodese im Anschluss an eine Ruptur der langen Bizepssehne erhalten. Keiner dieser Patienten klagte über Schmerzen und/oder Muskelkrämpfe. Ein frühzeitiges Ermüdungsgefühl konnte auf Nachfrage bei den beiden tenotomierten Männern mit „Popeye-sign“ eruiert werden. Keine der 12 untersuchten Frauen zeigte hingegen ein positives „Popeye-Sign“.

	<b>Männer</b>	<b>Frauen</b>
<b>Popeye-sign/Tenotomie</b>	*2/6	0/6
<b>Popeye-sign/Tenodese</b>	**1/6	0/6

Tab. 15: Auftreten eines positiven Popeye-Sign pro Untersuchungskollektiv; \*beide zeigten ein frühzeitiges Ermüdungsgefühl, \*\*Tenodese nach Ruptur der langen Bizepssehne

### 3.3.1.2 Körpergröße, Gewicht und BMI

In den Abbildungen 63 bis 66 sind die Messwerte der Patienten bezüglich Körpergröße und Körpergewicht dargestellt. Diesen wurden nun jeweils die Messwerte der altersentsprechenden Vergleichsgruppe aus dem Gesamtkollektiv der Schultergesunden gegenübergestellt. Abbildung 67 und 68 stellen entsprechend den jeweils berechneten BMI dar.

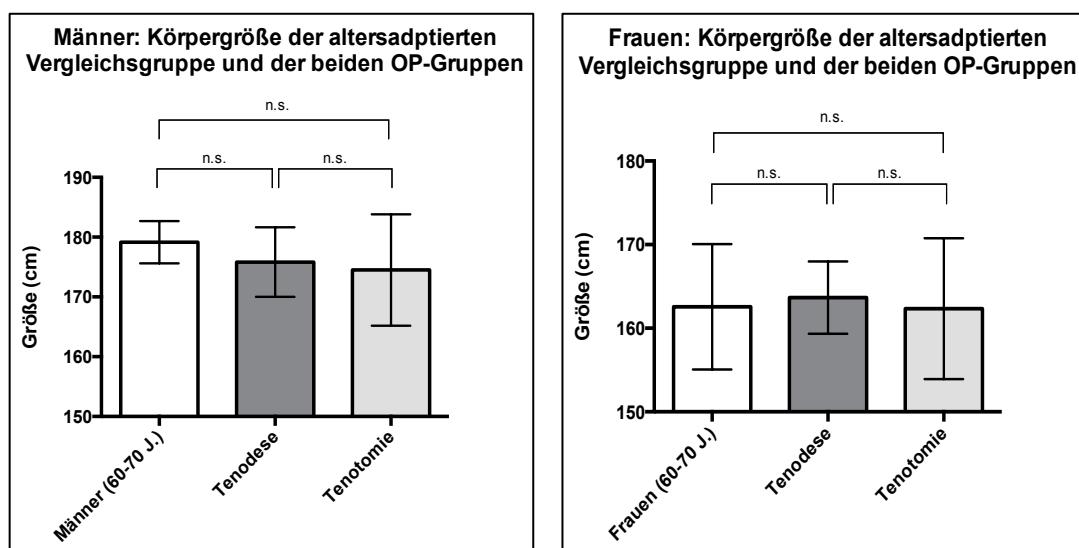


Abb. 63 und 64: Körpergröße (cm) von Männern und Frauen nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus.

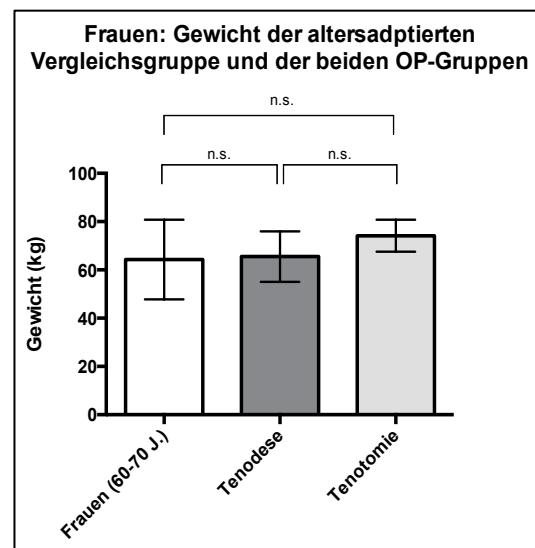
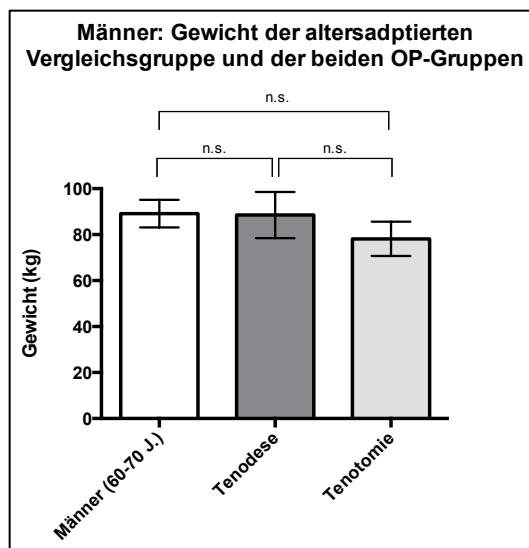


Abb. 65 und 66: Körpergewicht (kg) von Männern und Frauen nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus.

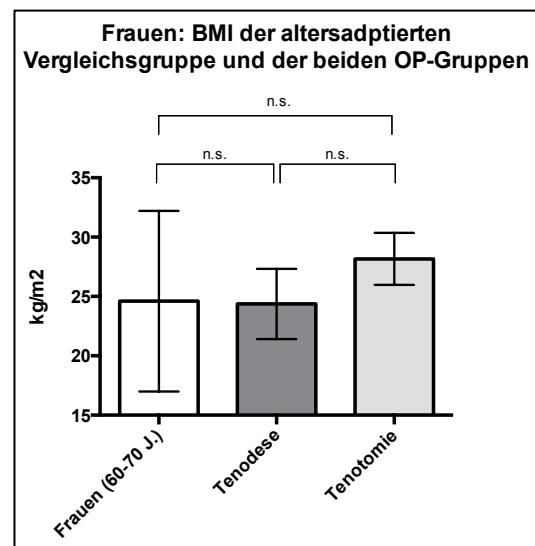
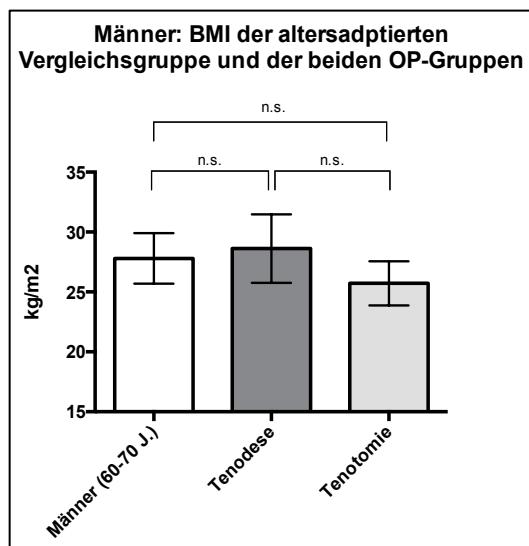


Abb. 67 und 68: Errechneter BMI ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) von Männern und Frauen nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus.

### 3.3.1.3 Hautfaltendicke

Nach Messung der Hautfaltendicke mittels „Skinfold Calipers“ wurde zu allererst eine mögliche signifikante Seitendifferenz innerhalb jeder Untersuchungsgruppe untersucht. Diese konnte in keinem Untersuchungskollektiv festgestellt werden. Die daraus ermittelten Mittelwerte gingen in die vergleichenden Abbildungen 69 und 70 ein.

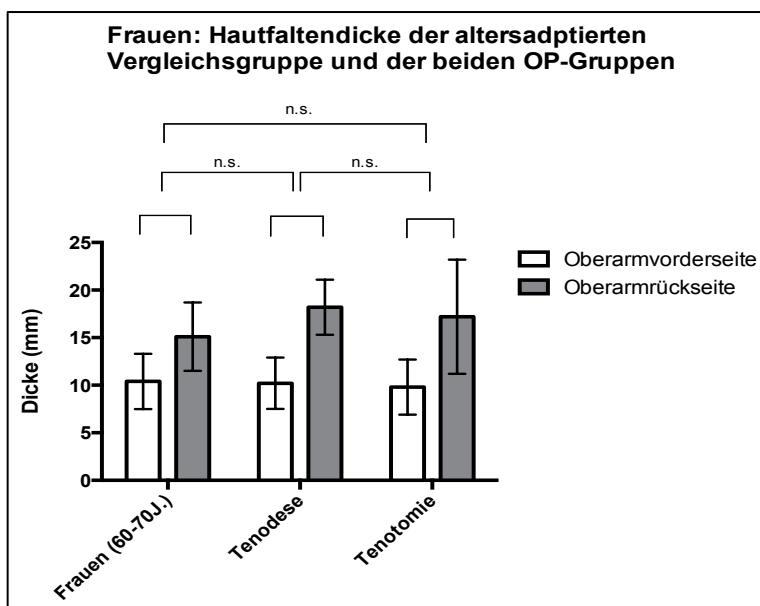
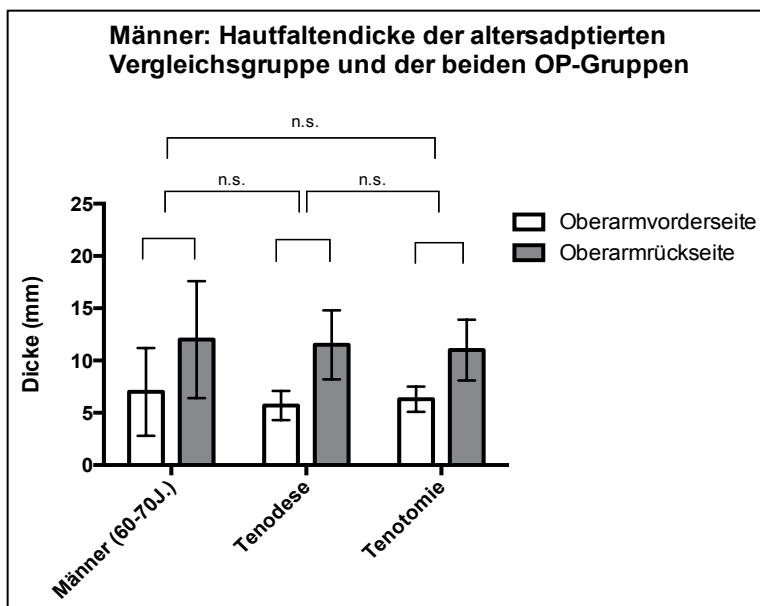


Abb. 69 (oben) und 70 (unten): Hautfaltendicke (mm) der Männer (Abb. 69) und Frauen (Abb. 70) nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus. Hierbei wurden jeweils Vorder- und Rückseite getrennt voneinander verglichen.

Wiederum wurde aus der Hautfaltendicke der Körperfettanteil (%) berechnet. Dieser betrug bei den Männern  $32,15 \pm 4,7$  % (Männer 60-70 Jahre),  $28,3 \pm 3,3$  % (Tenotomie), bzw.  $28,9 \pm 3,9$  % (Tenodese) und den Frauen  $31,6 \pm 4,3$  % (Frauen 60-70 Jahre),  $35,5 \pm 8,6$ , bzw.  $35,1 \pm 2,6$  (jeweils Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung). Die Normwerte sind Tabelle 10 (Kap. 3.2.1.3) zu entnehmen.

### 3.3.1.4 Armlänge und Armumfänge

Die erhobenen Daten aus Messungen der verschiedenen (Teil-) Armlängen und Umfänge der operierten Patienten sind in den Abbildungen 71 bis 74 dargestellt. Auch diesen stehen wieder die Daten der altersadaptierten Vergleichsgruppe gegenüber. Wiederum wurde zunächst innerhalb jeder Gruppe ein signifikanter Seitenunterschied untersucht, welcher in keinem Fall nachgewiesen werden konnte.

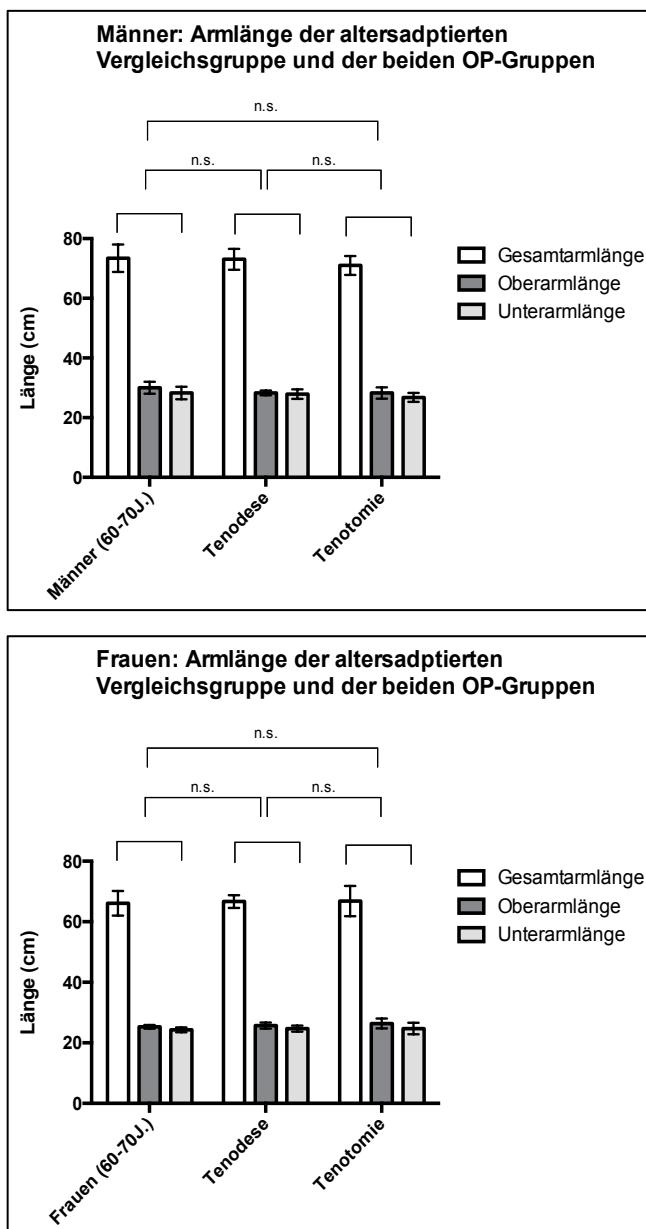


Abb. 71 (oben) und 72 (unten): Armlängen (cm) der untersuchten Männer (Abb.71) und Frauen (Abb.72) nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus. Hierbei wurden jeweils Gesamt-, Oberarm- und Unterarmlänge getrennt voneinander verglichen.

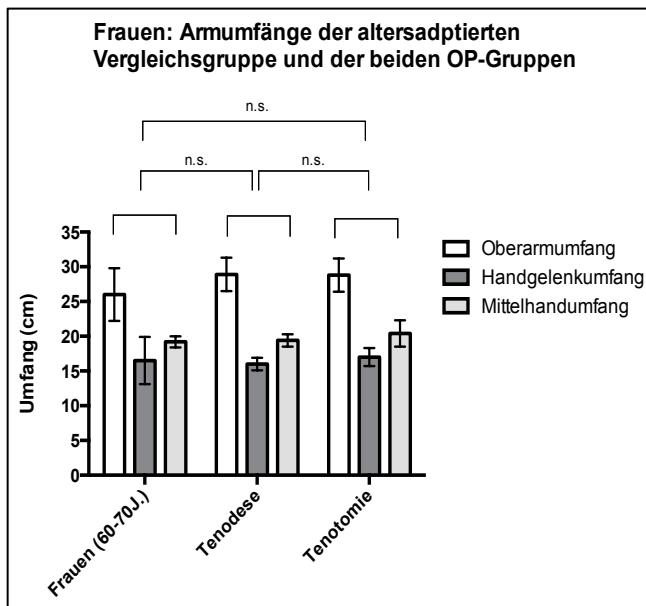
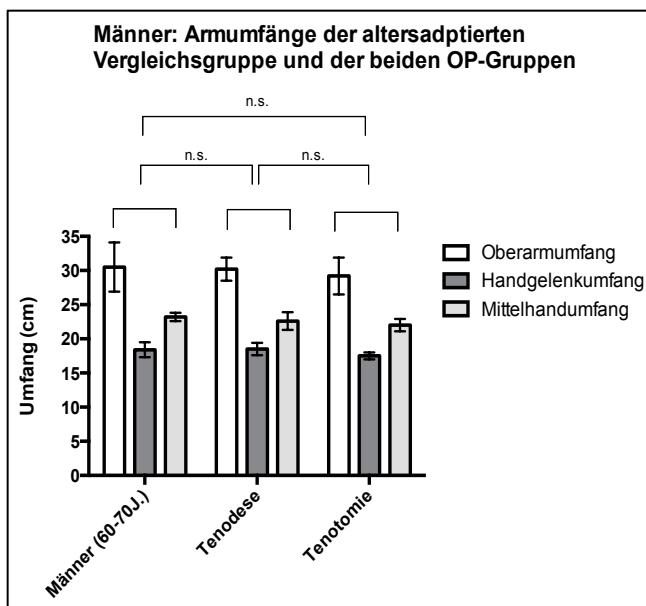


Abb. 73 (oben) und 74 (unten): Armumfänge (cm) der untersuchten Männer (Abb. 69) und Frauen (Abb. 70) nach Operationsgruppen und der altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe (jeweils unter Angabe von Mittelwert und Standardabweichung). Zudem Vergleich unter Angabe des Signifikanzniveaus. Hierbei wurden jeweils Oberarm-, Handgelenk- und Mittelhandumfang getrennt voneinander verglichen.

### 3.3.1.5 Zusammenfassung Anthropometrische Messgrößen der Patienten mit operierter langer Bizepssehne

Die Gegenüberstellung der beiden Untersuchungskollektive der Patienten mit Schulterpathologie, Tenodese- und Tenotomy-Gruppe, sowie deren jeweiliger Vergleich zu einem gesunden altersadaptierten Vergleichskollektiv aus der Gruppe der Schultergesunden, zeigten entsprechende Ergebnisse hinsichtlich der anthropometrischen Messgrößen. Es bestanden keine signifikanten Unterschiede.

### 3.3.2 Kraftmessung

#### 3.3.2.1 Supinationsbewegung

Die folgenden Abbildungen (75 und 76) zeigen jeweils im Seitenvergleich die beiden Patientengruppen mit stattgehabter Schulteroperation (Tenodese, bzw. Tenotomie), sowie eine altersadaptierte Vergleichsgruppe aus der Gesamtheit der untersuchten schultergesunden Probanden. Dargestellt ist also einerseits eine Gegenüberstellung von operierter und gesunder (Patientenkollektiv mit Tenodese bzw. Tenotomie, bei beiden Geschlechtern jeweils n=6), bzw. dominanter und nicht-dominanter (Vergleichsgruppe, jeweils altersadaptiert: n=7) Seite. Andererseits werden die verschiedenen Untersuchungsgruppen miteinander verglichen.

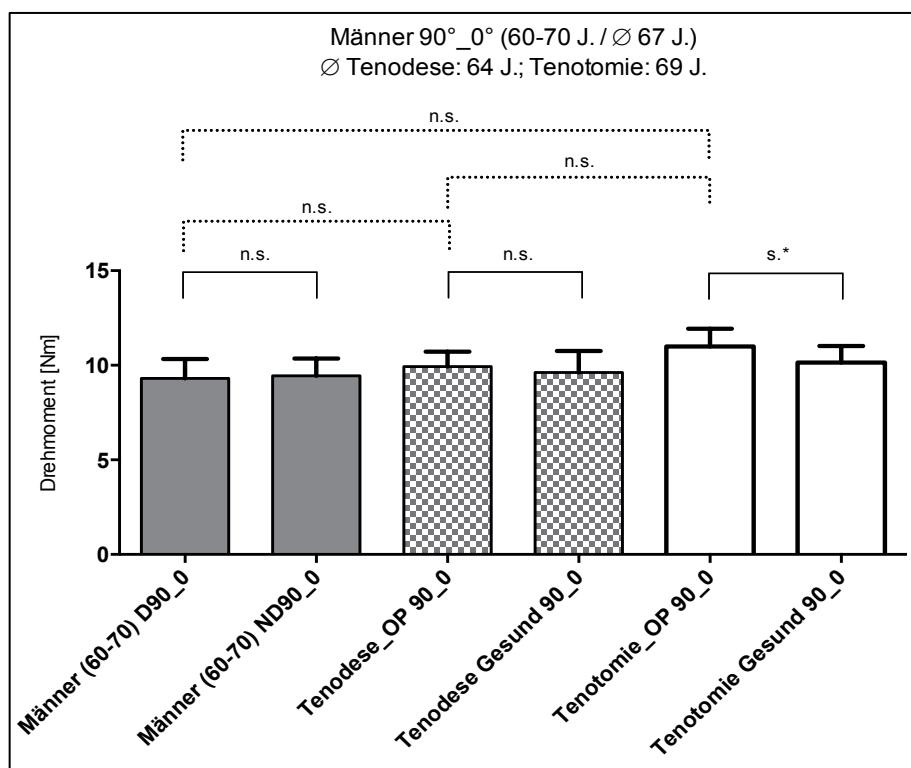


Abb. 75: siehe unten

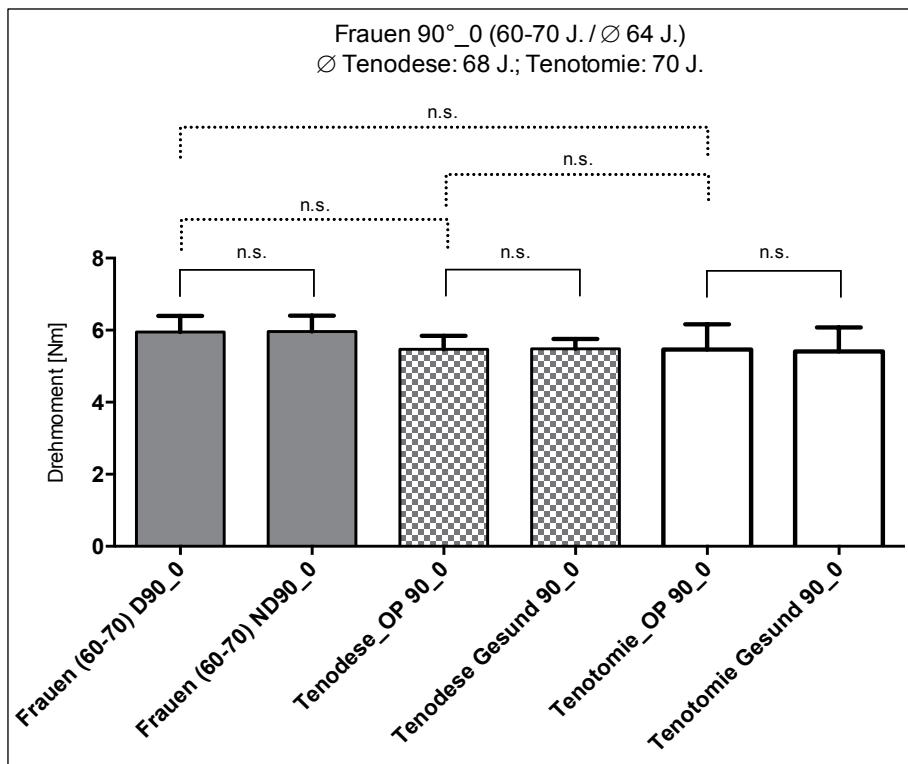


Abb. 75 (oben) u. 76 (unten), Supinationskraft im Gruppen- und Seitenvergleich: Die Überschrift der Abbildungen gibt Auskunft über das jeweilige Durchschnittsalter der entsprechenden Untersuchungsgruppen; **x-Achse:** männliche/weibliche schultergesunde Vergleichsgruppe (graue Balken), Patienten nach Tenodese mit sowohl der operierten (OP) als auch der gesunden Seite (Gesund) (grau-weiß gekästelte Balken), Patienten nach Tenotomie entsprechend (weiße Balken). Repräsentativ erfolgt die Darstellung jeweils aus Position 90\_0; **y-Achse:** Der Mittelwert des erreichten Drehmoments [NM] ist als Balken und als zusätzliche Spanne die Standardabweichung eingezeichnet; Die dargestellten **Signifikanzniveaus** beziehen sich einerseits auf den Seitenvergleich innerhalb der jeweiligen Gruppen (durchgezogene Klammern), andererseits vergleichen sie die Messwerte nach Tenodese und Tenotomie untereinander und mit den erreichten Werten der Schultergesunden (gepunktete Klammern).

Die obigen Vergleiche (Abbildung 75 und 76) sind repräsentativ für die Datenerhebung aus 90° Ellbogenflexion und 0° Supinationsstellung des Unterarms dargestellt, da hier der Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung am größten ist (siehe Kap. 4.1.3). Entsprechende Analysen (Wilcoxon-test) aller anderen Ellbogen- und Unterarmpositionen kamen zu demselben Ergebnis, dass innerhalb der Kollektive im Seitenvergleich keine signifikanten Unterschiede bestehen. Als Ausnahme sei hier auf den oben dargestellten signifikanten Unterschied, welcher ausschließlich für die Positionen 90\_0 und 90\_45 in der Gruppe der männlichen Tenotomie-Patienten besteht, hingewiesen, welcher bemerkenswerterweise jeweils zugunsten der operierten Seite ausfiel. Zudem bestehen zwischen den untersuchten Gruppen keine signifikanten Unterschiede (Frauen/Männer (60-70) dominante Seite vs. Tenodese operierte Seite vs. Tenotomie operierte Seite).

### 3.3.2.2 Flexionsbewegung

Um die Flexionskraft nach Tenodese oder Tenotomie nicht nur miteinander, sondern auch mit Schultergesunden zu vergleichen, wurde auch hier wieder eine altersadaptierte (60-70 Jährige) Kohorte aus der Gesamtmenge der schultergesunden Probanden herangezogen (Abb. 77 und 78).

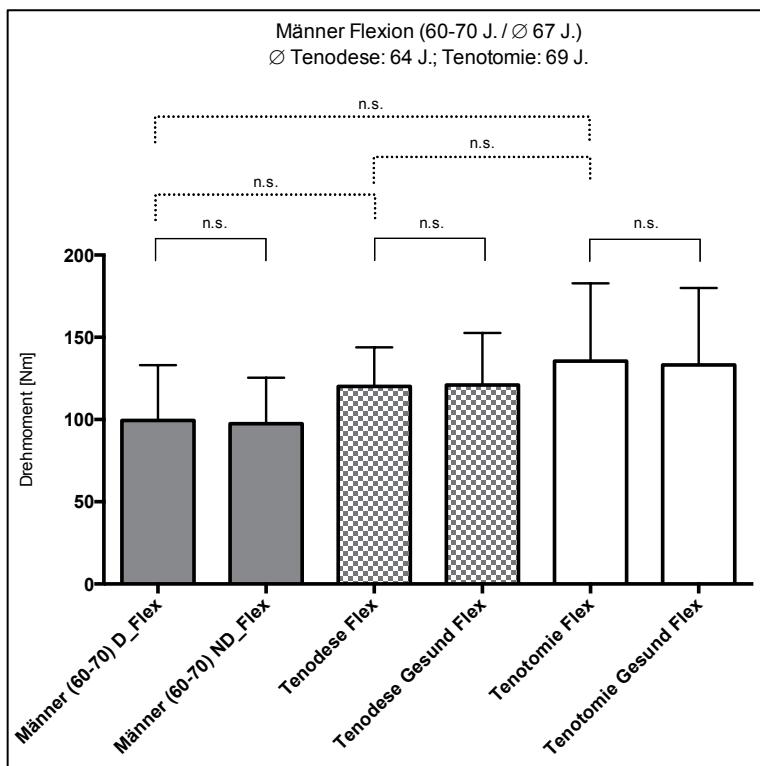


Abb. 77: siehe unten

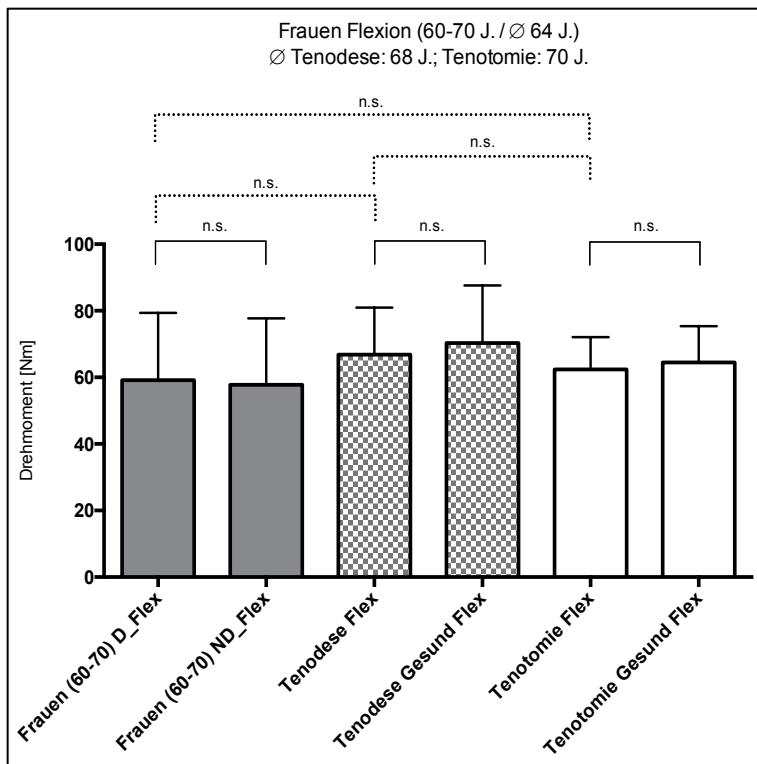


Abb. 77 (oben) u. 78 (unten), Flexionskraft im Gruppen- und Seitenvergleich: **x-Achse:** männliche/weibliche Vergleichsgruppe mit dominanter (D) und nicht-dominanter (ND) Seite (graue Balken), Patienten nach Tenodese mit sowohl der operierten (OP) als auch der gesunden Seite (Gesund) (grau-weiß gekästelte Balken), Patienten nach Tenotomie entsprechend (weiße Balken). **y-Achse:** Erreichte Kraftwerte als Drehmoment (Balken), sowie zusätzlich eingezeichnete Standardabweichung (Linien), **Signifikanzniveaus** beziehen sich einerseits auf den Seitenvergleich innerhalb der jeweiligen Gruppen (durchgezogene Klammern), andererseits vergleichen sie die Messwerte nach Tenodese und Tenotomie untereinander und mit den erreichten Werten der Schultergesunden (gepunktete Klammern).

Wie den beiden obigen Abbildungen zu entnehmen ist, ergaben sich für beide Geschlechter weder signifikante intrakollektive Seitenunterschiede, noch zeigten sich zwischen den verschiedenen Gruppen signifikante Differenzen (Frauen/Männer (60-70) dominante Seite vs. Tenodese operierte Seite vs. Tenotomie operierte Seite).

### 3.3.2.3 Pronationsbewegung

Bei der Ermittlung signifikanter Unterschiede zwischen den Pathologiegruppen und der altersadaptierten Vergleichsgruppe fiel im Unterschied zu den Ergebnissen der Flexionsmessung bemerkenswerterweise auf, dass die Pronationskraft bei den Männern der Tenodese-Gruppe auf der operierten Seite signifikant höher war. Alle weiteren Vergleiche blieben, wie den Abbildungen 79 und 80 zu entnehmen ist, ohne signifikanten Unterschied.

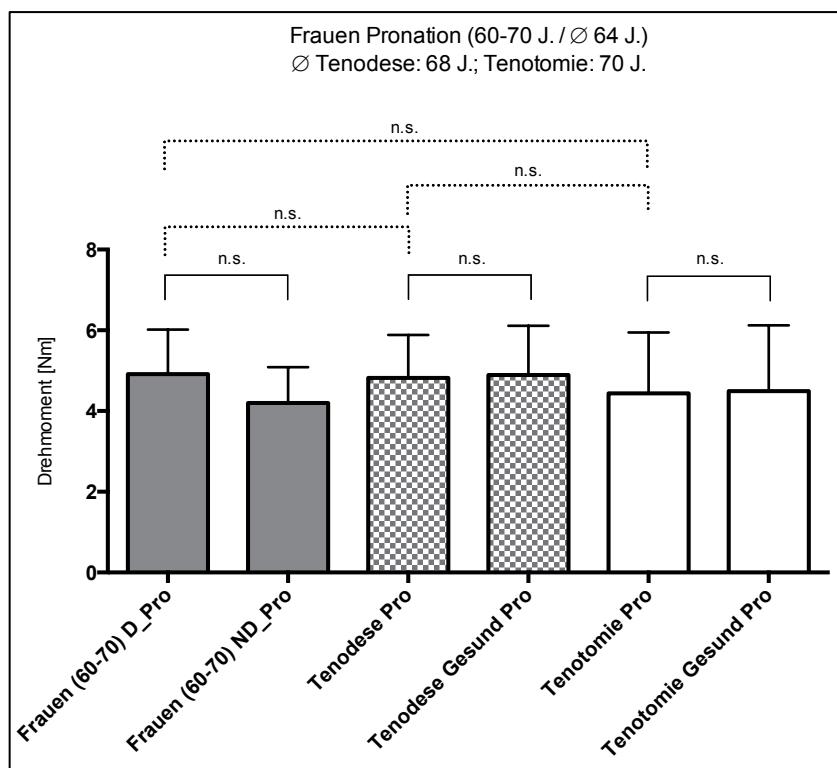
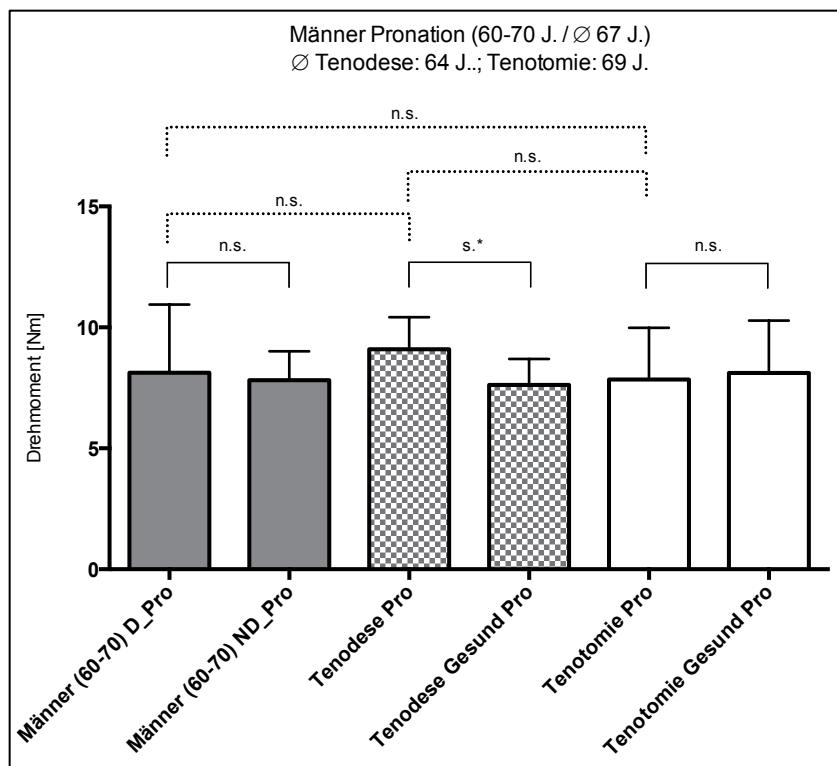


Abb. 79 (oben) u. 80 (unten), Pronationskraft im Gruppen- und Seitenvergleich: **x-Achse:** männliche/weibliche schultergesunde Vergleichsgruppe (graue Balken), Patienten nach Tenodese mit sowohl der operierten (OP) als auch der gesunden Seite (Gesund) (grau-weiß gekästelte Balken), Patienten nach Tenotomie entsprechend (weiße Balken). **y-Achse:** Erreichte Kraftwerte als Drehmoment (Balken), sowie zusätzlich eingezeichnete Standardabweichung (Linien), **Signifikanzniveaus** beziehen sich einerseits auf den Seitenvergleich innerhalb der jeweiligen Gruppen (durchgezogene Klammern), andererseits vergleichen sie die Messwerte nach Tenodese und Tenotomie untereinander und mit den erreichten Werten der Schultergesunden (gepunktete Klammern).

### 3.3.2.4 Zusammenfassung Kraftmessung der Patienten mit operierter langer Bizepssehne

Zusammenfassend zeigte sich also in allen möglichen Ellbogen- und Unterarmpositionen der Supination, als auch bei Flexion und Pronation, weder intrakollektiv im Seitenvergleich (altersadaptierte gesunde Probanden: dominant vs. nicht-dominant; Patienten nach Tenodese/Tenotomie: operiert vs. nicht-operiert) noch zwischen der Gruppe der Gesunden und den beiden Patientengruppen nach Schulteroperation, ein signifikant unterschiedliches Ergebnis, bzw. ein signifikanter Kraftverlust nach stattgehabter Operation. Zudem bestand auch bezüglich erreichter Kraftwerte zwischen den beiden Operationstechniken kein signifikanter Unterschied.

Als (zufällige) Besonderheit sei hier auf den signifikanten Unterschied **zugunsten** der operierten Seite hingewiesen, welcher sich die Supination betreffend in der Gruppe der Tenotomie-Patienten (ausschließlich für die Positionen 90\_0 und 90\_45) ergab. Der gleiche Sachverhalt zeigte sich für die Pronation der Tenodese-Patienten.

## 3.4 Zusammenfassung Ergebnisteil

Hinsichtlich der Fragestellung dieser Arbeit (Kap. 1.5.) gilt folgendes festzuhalten:

1. Normwerte/Referenzwerte konnten an insgesamt 105 Probanden erhoben werden. Die Maximalkraft der Supination wird signifikant beeinflusst von der Ellbogenflexions- und Unterarmsupinationsstellung, sowie von Alter und Geschlecht (siehe unten). Eine Seitendifferenz (Supination und Flexion) besteht bei jungen Männern und verliert sich in den älteren Untersuchungskollektiven.
2. Alter und Geschlecht konnten mittels Regressionsanalyse als signifikante Einflussgrößen zur Ermittlung der zugehörigen Regressionsgeraden bestimmt werden. Keinen nachweislich signifikanten Einfluss hingegen haben Körpergröße, Gewicht (BMI), Hautfaltendicke/Fettanteil, Armlänge (sowie Ober-, Unterarmlänge) und Arm-, bzw. Handumfänge (Oberarm-, Handgelenk- und Mittelhandumfang). Ausnahmen bestehen auf der nicht-dominanten Armseite jeweils für die Flexion, mit zusätzlicher Signifikanz der Oberarmlänge, und für die Pronation, mit zusätzlicher Signifikanz des Handgelenkumfangs.

3. Patienten nach Tenotomie oder Tenodese erzielten keine von der Vergleichsgruppe signifikant abweichenden Messwerte. Auch zeigten sich bei den Messwerten der beiden verschiedenen operierten Schulterpatienten keine signifikanten Unterschiede.

Wenngleich sich bezüglich Supinations- und Flexionskraft für den Vergleich von dominanter und nicht-dominanter Seite zum Teil signifikante Unterschiede berechnen ließen (bei jüngeren männlichen Probanden), hat sich im Rahmen der Regressionsanalyse, der Untersuchung mit der größeren statistischen Power, die Armseite nicht als signifikante Einflussgröße herausgestellt.

## **4. Diskussion:**

### **4.1 Methodendiskussion**

#### **4.1.1 Probandenkollektiv**

Es wurde mit 129 Probanden (67 Männer/62 Frauen) eine Stichprobengröße erreicht, welche gemäß Fallzahlschätzung (durch Dr. Crispin, Medizinische Fakultät der LMU München, Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie; IBE) auch für die Vergleiche aller Untergruppen (Kollektive nach Geschlecht, Alter oder Operationstechnik) ausreichend war.

Bezüglich der Schultergesunden konnten für alle Altersdekaden zwischen 20 und über 80 Jahren, sowohl bei den Männern (55 Schultergesunde), als auch den Frauen (50 Schultergesunde), mindestens 7 Probanden in die Untersuchungen mit einbezogen werden. Hierdurch war es möglich, für beide Geschlechter altersadaptierte Referenzwerte für spätere Vergleiche zu erheben.

Auf Seiten der Patienten mit Pathologie des Schultergelenks in der Vorgeschichte wurden bei beiden Geschlechtern je 6 mit Tenotomie und 6 mit Tenodese der langen Bizepssehne nach gleichem Schema nachuntersucht. Auf eine Unterteilung der verschiedenen operierten Patienten mit stattgehabter Tenodese (weichteilige und Fadenanker-Tenodese) wurde aufgrund nicht signifikant unterschiedlicher klinischer Ergebnisse verzichtet [13, 17, 44-59]. Insbesondere ist die Datenlage bezüglich zu bevorzugender Operations-/Tenodese-Techniken noch immer nicht ausreichend [13]. Die Verwendung von Interferenzschrauben zur Refixation der langen Bizepssehne führt zu sehr guten Ergebnissen und kann möglicherweise die der anderen Methoden übertreffen [17, 44, 45]. Diese Frage ist jedoch einerseits nicht abschließend geklärt und geht andererseits über die Fragestellung dieser Arbeit hinaus, da ja lediglich ein etwaiger Kraftverlust detektiert werden sollte. Es gilt auch zu berücksichtigen, dass bei Entscheidungen zu einer bestimmten Operationstechnik weitere Gegebenheiten zu berücksichtigen sind (Alter der Pathologie, Möglichkeit der arthroskopischen Durchführung, etc.) und die dadurch zu Grunde liegende Pathologie entscheidenden Einfluss auf das postoperative (biomechanische) Ergebnis hat.

Die bisher durchgeführten Studien bezüglich Supinationskraft aus verschiedenen Positionen der oberen Extremität wurden meist mit einer geringeren Probandenzahl, isolierten

Untersuchungen eines Geschlechts oder geringem, nicht repräsentativem Durchschnittsalter durchgeführt [64-67]. Dahingehend ist die Aussagekraft der vorliegenden Studie, im Vergleich zu Beobachtungen anderer Untersucher, durch die erzielte Stichprobengröße und die sowohl homogene als auch lückenlose Rekrutierung im Altersverlauf, deutlich gesteigert.

Es gilt zu beachten, dass die Probanden hauptsächlich im Großraum München rekrutiert wurden. Ergänzend wurden Probanden aus Seniorencentren und ländlichen Gebieten in die Studie mit einbezogen. Hierdurch sind sowohl städtische als auch ländliche Probanden repräsentiert. Die Untersuchung wurde auf Probanden des kaukasischen Typs beschränkt, der als für die europäische Bevölkerung typisch angesehen werden kann. Es existieren Studien [68], welche z.B. Afrikanern eine höhere Muskelkraft nachweisen. Patienten mit Schulterpathologie wurden allesamt im Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität operiert und frühestens 24 Monate nach stattgehabter Operation nachuntersucht.

#### 4.1.2 Schulteruntersuchung und Ausschlusskriterien

Anhand der festgelegten Einschluss- und Ausschlusskriterien wurde sichergestellt, dass sich Probanden, welche in die Gruppe der Schultergesunden aufgenommen wurden, subjektiv in einem guten Allgemeinzustand befanden. Ferner wurde hierdurch erreicht, dass objektivierbare Befunde erfüllt bzw. nicht erfüllt waren. Hierbei führten neben messbaren von der Norm abweichenden Auffälligkeiten, wie veränderter aktiver oder passiver Bewegungsumfang und pathologische Schultertests, auch anamnestisch erhobene entzündliche oder neurologische Erkrankungen bzw. ein traumatisches Ereignis zum Ausschluss. Auf eine zusätzliche postoperative Bildgebung wurde verzichtet. Operationsmethode und Zeitpunkt waren aufgrund einsehbarer Akten leicht nachvollziehbar. Ob Ausschlusskriterien vorlagen, konnte mittels klinischer Untersuchung und Anamnese gut ermittelt werden. Gesonderte radiologische Ein- oder Ausschlusskriterien waren nicht vorgesehen.

Zum Einschluss in die Gruppe der Patienten nach Tenotomie oder Tenodese musste zunächst die entsprechende Operation durchgeführt und eine vollständige Rehabilitation abgewartet worden sein. Dies wurde bei Recherche der Klinikdatenbanken dahingehend berücksichtigt, dass die entsprechende Operation 24 Monate zurückliegen musste und die Patienten schmerzfrei waren. Die Patienten wurden zudem ebenfalls körperlich untersucht, wobei auffällige Bizepssehnentests nicht zum Ausschluss führten, sofern es sich um einen Kraftverlust und nicht um eine Schmerzprovokation handelte, da Kraftverluste möglicherweise auch durch eine Tenodese oder Tenotomie hätten verursacht sein können [34, 39]. Durch Sonographie wurde

zudem ein Fehlen, bzw. eine Unterbrechung der langen Bizepssehne im Sulcus intertubercularis nachgewiesen.

#### 4.1.3 Messaufbau

Um zu entscheiden, aus welchen Positionen bezüglich der Gelenkstellung der oberen Extremität die Kraftmessung, insbesondere die der Supination, aber auch die der Pronation und Flexion, erfasst werden sollte, mussten eine Reihe von Überlegungen angestellt werden. Da es neben einer ausführlichen Beobachtung des Zusammenhangs zwischen anthropometrischer Faktoren und Supinationskraft insbesondere auch Zielsetzung der Studie war, den Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung zu diskutieren, war es im Vorfeld wichtig, anhand vorhandener Literatur herauszuarbeiten, wann und in welchem Umfang der M. biceps brachii bzw. die lange Bizepssehne an der Supination beteiligt sind.

O`Sullivan et al. zeigten, dass die gemessene Supinationskraft aus zunehmender Flexion (im Ellbogengelenk) und Pronation (des Unterarms) ihr Maximum erreicht. Des weiteren konnte mittels elektromyographischer Datenerhebung ermittelt werden, dass der M. biceps brachii von der Umstellung des Ellbogen- und Unterarmwinkels stark beeinflusst wird. Seine maximale prozentuale Beteiligung an der Supination erreicht dieser bei einem Flexionswinkel von 90° und neutraler oder supinierter Unterarmposition. Die geringste Beteiligung an der Supination zeigte er bei maximaler Extension im Ellbogengelenk mit proniertem Unterarm. [69]

Winters et al. kamen einerseits zu dem Ergebnis, dass der Einfluss des M. biceps brachii auf die Supination sein Minimum erreicht, wenn im adduzierten Schultergelenk dieses 90° flektiert und das Ellbogengelenk gestreckt (0° Flexion) wird, und andererseits, dass die Supinationskraft aus zunehmender Pronationsstellung kontinuierlich zunimmt. [64]

Auch weitere Studien, welche sich mit der positionsabhängigen Maximalkraft der Supination beschäftigten, konnten zeigen, dass das maximale Supinationsmoment aus submaximaler Pronationsposition erreicht wird. [66, 67, 70]

Unter Berücksichtigung dieser Erkenntnisse wurden für die Untersuchung der Supinationskraft verschiedene Messpositionen bezüglich Ellenbogenflexion und Unterarmstellung festgelegt. Hierbei wurde die Datenerhebung, wie im Kapitel Material und Methodik ausführlich dargestellt, jeweils mit 90° und 0° Ellbogenflexion aus 4 verschiedenen Unterarmpositionen bezüglich Pronation und Supination durchgeführt. Durch die im Vergleich zu den bisherigen Studiendesigns deutlich größere Variation der Position der oberen Extremität, welche zudem

die Anatomie der langen Bizepssehne und deren Einfluss auf die Supination als Grundlage hat, konnte, auch unter Berücksichtigung der hohen Probandenzahl, eine aussagekräftige Vergleichsgruppe für später gleichartig nachuntersuchte Patienten erstellt werden.

#### 4.1.4 Messablauf

Im Anschluss an die Schulteruntersuchung und Übernahme der Patientendaten wurde der Patient mit der Messvorrichtung vertraut gemacht. Hierbei wurde besonderes Augenmerk auf das Verständnis des Ampelsystems und die korrekte Position und Haltung der Versuchsperson gelegt. Zu Gunsten eines besseren subjektiven und natürlichen Bewegungsgefühls wurde bezüglich Führung der zu untersuchenden oberen Extremität von anderen Studien abgewichen [64, 67] und auf ein Angurten des Oberarmes bzw. eine Schienung des Unterarmes verzichtet. Dennoch konnten mithilfe der möglichen individuellen Höheneinstellung der Messvorrichtung ein korrekter Bewegungsablauf gewährleistet und Ausweichbewegungen zuverlässig vermieden werden: Sobald die Messvorrichtung mittels Goniometer auf die Körpergröße der Versuchsperson eingestellt war, wurde die Vorrichtung in der jeweiligen Position fixiert. Die Aufgabe des Versuchsleiters während der Datenerhebung war es nun, darauf zu achten, dass der Proband keine Ausfallschritte tätigte, den Oberkörper zu einer Seite bzw. nach vorne oder hinten neigte oder auf der zu untersuchenden Seite im Schultergelenk ab- oder adduzierte. Unter Berücksichtigung dieser Bedingungen war durch den starren und individuellen Messaufbau eine korrekte Ausführung der Datenerhebung gesichert und leicht zu kontrollieren.

Die Datenerhebung begann jeweils mit einer Supinationsmessung aus 90° Ellbogenflexion. Die Abfolge der vier Unterarmpositionen innerhalb des eingestellten Ellbogenwinkels erfolgte nach dem Zufallsprinzip. Nach jeder Unterarmposition wurde eine Pause von 20 Sekunden eingehalten und zudem beide Armseiten jeweils im Wechsel gemessen. Nach der ersten Supinationsmessung schloss sich die Messung von Pronation und Flexion an, wodurch für den überwiegenden Teil der bei der Supination beteiligten Muskeln eine weitere Pause von mindestens 3 Minuten eingehalten wurde. Abschließend wurde die Supinationsmessung aus 0° Ellbogenflexion nach demselben Prinzip durchgeführt. Alle hierdurch entstehenden Erholungspausen entsprechen dem Standard bisheriger Untersuchungen [64, 66, 67, 69, 71-74] und waren ausreichend, um kurzfristiger Erschöpfung vorzubeugen.

## 4.2 Anthropometrische Messgrößen

Ziel dieser Arbeit war es neben der Erhebung einer großen Menge an Kraftwerten auch, diese in Zusammenhang mit einer Vielzahl von anthropometrischen Faktoren zu setzen und auf statistische Zusammenhänge und Korrelation zu untersuchen. Dieses Kapitel befasst sich zunächst mit den einzelnen anthropometrischen Messgrößen. Statistische Zusammenhänge und Korrelation in Bezug auf die Kraftmessung werden im Rahmen der Regressionsanalyse gesondert diskutiert (siehe Kap. 4.3.4).

Abgesehen von Alter und Geschlecht wurden anthropometrische Faktoren wie Körpergröße, Gewicht, Armumfang und -länge in bisherigen Arbeiten vereinzelt erhoben, bei der Interpretation von Messwerten der Supinationskraft im Ellbogengelenk in bisherigen Arbeiten aber nicht berücksichtigt [64, 66, 67, 69]. Da diese jedoch einen Einfluss auf die Beweglichkeit des Unterarmes [65] als auch auf die Maximalkraft anderer Bewegungsabläufe am Unterarm, wie zum Beispiel die Greifarbeit [71], zu haben scheinen, erschien es sinnvoll, eine Auswahl solcher Faktoren in die Untersuchungen mit aufzunehmen.

Neben der bereits zu Beginn des Kapitels genannten deutlich geringeren Probandenzahl vergleichbarer Arbeiten [64, 66, 67, 69], ist das Durchschnittsalter zugehöriger Probandenkollektive jeweils zwischen 25 und 30 Jahren. Da es auch Ziel dieser Arbeit war, die ermittelten Normalwerte der Kraftmessung mit den Ergebnissen von Patienten mit Schulterpathologie zu vergleichen, wurde auf eine ausgeglichene Altersverteilung bis in das hohe Alter großer Wert gelegt (129 Probanden, mittleres Alter von  $50,6 \pm 21,9$  (Männer), bzw.  $53,6 \pm 21,7$  (Frauen) Jahren, zwischen 20 und über 80 Jahren, pro Dekade und Geschlecht mindestens 7 Probanden). Damit wäre dem Umstand Rechnung getragen, dass Patienten mit Schultererkrankungen, welche negative Auswirkung auf die Supinationsbewegung im Ellbogengelenk besitzen, häufig an Erkrankungen degenerativer Natur leiden. Degenerative Schultererkrankungen wiederum, insbesondere die Rotatorenmanschettenruptur, sind bekanntermaßen Erkrankungen des mittleren und höheren Alters [75]. Auch Rupturen der langen Bizepssehne sind in besagtem Alter am häufigsten vorzufinden [76].

Bezüglich der Händigkeit wurde die Schreibhand als dominante Hand definiert. Ein Wechsel der Schreibhand im Verlauf der Schulbildung durch erzieherische Maßnahmen wurde jeweils abgefragt und zeigte sich bei keinem der untersuchten Probanden. Da auf Seiten der Schultergesunden nur 2 Männer (3,6%) und 5 Frauen (10%) die linke Hand als dominant angaben und diese in Bezug auf das Alter zusätzlich deutlich auseinander lagen, wurde bezüglich

der erreichten Messwerte auf eine Gegenüberstellung von Links- und Rechtshändern verzichtet. Die Berechnung und Darstellung sämtlicher Statistiken erfolgte daher stets nach der Einteilung in dominante und nicht-dominante Seite.

Die durchschnittliche Körpergröße der Probanden bei bisherigen Untersuchungen der Supinationskraft ist nur in wenigen Fällen erhoben worden und wurde hierbei zur Interpretation der erreichten Messwerte der Kraftmessung nicht berücksichtigt [64, 69]. Angaben zu Körpergewicht oder BMI waren im Rahmen der Literaturrecherche im Zusammenhang mit der Supinationskraft des Unterarms nicht zu finden.

Günther et al. betrachteten hingegen bereits die Korrelationen von Körpergröße, Körpergewicht und BMI mit der aktiven Beweglichkeit in Pronation und Supination im Unterarm und konnten hierbei keinen statistischen Zusammenhang nachweisen. [71]

Wesentlich besser ist die Datenlage, den Einfluss von anthropometrischen Faktoren betreffend, bei Messungen der Grobkraft des Händegriffs [71, 77]. Während sich Körpergröße und Körpergewicht (wie auch Unterarmlänge und Unterarmumfang) als signifikante Einflussfaktoren auf die Grobkraft erwiesen und mit dieser positiv korrelierten [71], ist der Einfluss des BMI als deutlich komplexer zu beurteilen. Während Günther et al. [71] zu dem Ergebnis kamen, dass der BMI nahezu unabhängig von der Grobkraft ist, teilten Lad et al. [77] zuvor ihre Probanden in Gruppen von Unter-, Normal- und Übergewichtigen ein. Sie zeigten, dass sowohl ein erhöhter als auch ein erniedrigter BMI mit einer statistisch signifikant niedrigeren Grobkraft einhergeht. Zudem ist der Einfluss des BMI bei Männern und Frauen unterschiedlich stark ausgeprägt.

Abschließend ist der BMI in dieser Hinsicht sicherlich nicht eindeutig zu beurteilen, da durch dessen Errechnung mittels Körpergewicht und Körpergröße nicht unterschieden werden kann zwischen Muskel- und Fettanteil des zu untersuchenden Individuums. Um einen möglichen Einfluss des Körpergewichts oder des BMI auf die Supinationskraft im Ellbogengelenk noch differenzierter beurteilen zu können, wurden deshalb in dieser Studie auch die Hautfaltendicke, sowie verschiedene Armumfänge bestimmt. Es sollte analysiert werden, ob ein erhöhter Muskel- oder Fettanteil zu signifikant höheren, bzw. niedrigeren erreichten Kraftwerten führt.

Es konnte in der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass sich die durchschnittlichen Werte hinsichtlich Körpergröße, Gewicht und BMI der gesunden Vergleichsgruppe und dem Durchschnitt der deutschen Bevölkerung [63] in etwa entsprechen. Bei den Gruppen der Tenotomie- und Tenodesepatienten gab es sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen

zum Teil kleinere nicht-signifikante Abweichungen. Diese lassen sich durch die Stichprobenzahl von jeweils n=6 ausreichend erklären.

Höchstsignifikante Unterschiede ergaben sich bei der Hautfaltendicke einerseits im Vergleich von Oberarmvorder- zu Oberarmrückseite beider Geschlechter mit dickeren Hautfalten der Rückseite. Andererseits zeigte sich dies auch für den Vergleich von Männern und Frauen, wobei hier die Frauen sowohl die Vorder- als auch die Rückseite betreffend dickere Hautfalten aufwiesen.

Der mit Hilfe der Hautfaltendicke errechnete Körperfettanteil lag in allen Untersuchungsgruppen beider Geschlechter signifikant und deutlich (zwischen 7-12%) über den Referenzwerten der Literatur [61]. Aufgrund der Tatsache, dass sich das Untersuchungskollektiv weder in Körpergröße, Körpergewicht oder BMI signifikant von der Gesamtbevölkerung der Bundesrepublik Deutschland unterschied, ist daher eine mangelnde Reliabilität der Datenerhebung mittels Hautfaltendicke der Oberarmrückseite am wahrscheinlichsten.

Die Ermittlung der Hautfaltendicke ermöglichte es dennoch, die gemessenen Oberarmumfänge genauer zu beurteilen. Während sich die Hautfaltendicke des Oberarms bei Männern und Frauen höchst signifikant unterschieden, konnte dies für den Oberarmumfang nicht in gleichem Ausmaß gezeigt werden. Dies ist so zu erklären, dass bei Männern vorwiegend die Muskelmasse und bei Frauen hauptsächlich das Unterhautfettgewebe für den Oberarmumfang verantwortlich sind.

Der Oberarmumfang wurde ebenso wie die Umfänge von Handgelenk und Mittelhand auch deshalb erhoben, um einen postulierten, wenn auch geringen, Einfluss auf das Ausmaß der Supinationsbewegung [71] hinsichtlich einer Auswirkung auf die Kraftentwicklung weiter zu untersuchen.

Neben der Gesamtarmlänge wurden auch die Oberarm- und Unterarmlänge einzeln gemessen, um etwaige Auswirkungen bestimmter biomechanischer Besonderheiten bei Veränderung des Hebelarms auf die Kraftmessung zu erkennen. Im Mittelpunkt standen hier der Musculus biceps brachii (Flexion/Supination) und die radialen Muskeln des Unterarmes (Flexion/Pronation/Supination) bzw. deren durch ihren das Ellbogengelenk übergreifenden Verlauf bedingte Funktion.

## 4.3 Kraftmessung; Schultergesunde Vergleichsgruppe

Entsprechend bisheriger Untersuchungen zeigte sich bezüglich der erreichbaren Maximalkraft auch in dieser Studie ein deutlicher und höchst signifikanter Unterschied zwischen Mann und Frau [64, 66, 67, 71]. Dies betraf Schultergesunde ebenso wie Patienten mit Tenotomie oder Tenodese und war sowohl bei der Supination und Pronation als auch bei der Flexion zu beobachten. Bei zuletzt genannter Bewegung war dieser Geschlechterunterschied noch deutlicher ausgeprägt als bei Drehbewegungen des Unterarmes.

Durch die Datenerhebung an einer großen repräsentativen Vergleichsgruppe mit 55 Männern und 50 Frauen, welche gleichmäßig über alle Dekaden zwischen 20 und 80 und mehr Lebensjahren verteilt waren, konnten deren erreichte Messwerte zu den in diesem Kapitel geschilderten Beobachtungen genutzt werden. Die in der Literatur vorhandenen Arbeiten, welche sich mit denselben Fragestellungen beschäftigten, stützen ihre Feststellungen auf Messergebnisse aus Untersuchungen mit deutlich geringeren Fallzahlen [14, 64, 66, 67, 69, 78, 79].

### 4.3.1 Supination

Die höchsten Supinations-Messwerte wurden bei den männlichen Probanden in der Gruppe der 20 bis 29- und 30 bis 39-jährigen aus der 0°-Supinations-Position bei flektiertem Ellbogengelenk (Position: 90\_0) erreicht und lagen im Mittel bei 11,5 NM auf der dominanten und 11,1 NM auf der nicht-dominanten Seite. Mit zunehmendem Alter fielen die Messwerte kontinuierlich ab. Die über 80-jährigen erreichten im Mittel auf beiden Seiten nur noch 7,6 NM (66% -dominante Seite-, 68% -nicht-dominante Seite-, der 20 bis 39-jährigen).

Bei den Frauen zeigte sich ein ähnliches Bild: In der Gruppe der 20 bis 29- und 30 bis 39-jährigen wurden aus entsprechender Position (90\_0) für die Supination mittlere Messwerte von 6,4 NM (dominante Seite) und 6,3 NM (nicht-dominante Seite) erreicht. Die über 80-jährigen Frauen erreichten im Mittel dann nur noch 3,6 NM auf der dominanten und 3,8 NM auf der nicht-dominanten Seite (56% -dominante Seite-, 60% -nicht-dominante Seite-, der 20 bis 39-jährigen).

Die ermittelten Werte der Supinations- (und auch Pronations-) Messung liegen somit im Bereich bisheriger Studien mit vergleichbarem Versuchsaufbau [64, 67, 69].

Für beide Geschlechter zeigte sich eine hoch signifikante Abhängigkeit der Supinationskraft vom Ellbogenwinkel. Die deutliche Abnahme des gemessenen Drehmoments bei Extension im Ellbogengelenk entspricht der Beobachtung anderer Autoren [64, 69, 80]. Gegenteilige Feststellungen konnten im Rahmen der Literaturrecherche nicht gefunden werden. Im Rahmen dieser Studie konnte diese Beobachtung für jede einzelne der vier verschiedenen Unterarmpositionen (0° Supination bis 135° Supination) gemacht werden.

Dieser Effekt wird dadurch erklärt, dass die Mm. biceps brachii und pronator teres von einer Veränderung des Ellbogenwinkels beeinflusst werden. Hierbei wird die signifikante Verminderung der Supinationskraft darauf zurückgeführt, dass sich Restlänge und insbesondere Vektor des M. biceps brachii durch die Umstellung im Ellbogengelenk verändern. [64]

Ebenfalls konnte geschlechterunabhängig eine hoch signifikante Abhängigkeit der Supinationskraft vom Unterarmwinkel festgestellt werden. Bemerkenswert hierbei war jedoch, dass die bei zunehmend supinierter Ausgangsposition für beide Seiten bestehende kontinuierliche Verminderung der Supinationskraft bei einer Veränderung der Ausgangsposition des Unterarms von 0° auf 45° Supination auf der dominanten Seite statistisch nicht signifikant war. Während diese Besonderheit bei den Männern lediglich im 90° flektierten Ellbogengelenk zu beobachten war, bestand sie bei den Frauen auch bei extendiertem Ellbogengelenk (0° Flexion). Aussagekräftige Vergleiche zu vorherigen Studien können diesbezüglich nicht gezogen werden, da die Abstufung der Unterarmwinkel aus welchen gemessen wurde weniger eng war [64, 66, 67, 69] und oben beschriebene Besonderheit somit nicht, bzw. nur erschwert zu beobachten gewesen wäre.

Erklärt werden könnte dieser Sachverhalt ggf. dadurch, dass auf der dominanten Seite durch mögliche Trainingseffekte ein maximales Ausnützen der Muskelphysiologie durch komplett Pronation des Unterarms nicht notwendig ist um bereits sehr hohe Messergebnisse zu erzielen. Submaximale Pronation als Startpunkt der Supination würde demnach bereits ausreichen um Kraftwerte zu erzielen, welche durch weitere Pronation nicht mehr signifikant verbessert werden könnten. Da aus maximaler Pronation dennoch, wenn auch ohne Signifikanz, höhere Messwerte erreicht wurden, erscheint eine fehlerhafte Konstruktion des Messaufbaus eher unwahrscheinlich.

Ansonsten zeigte sich sowohl bei 90° Flexion als auch bei Extension im Ellbogengelenk mit zunehmend supinierter Unterarmposition eine (hoch) signifikante Abnahme der maximalen Supinationskraft. Somit konnten Beobachtungen vorausgegangener Untersuchungen bestätigt werden, wonach am pronierten (bzw. 0° supinierten) Unterarm ein stärkeres Drehmoment

durch Supination erreicht werden kann als aus neutraler oder supinierter Unterarmposition [14, 64, 66, 67, 69, 70, 81].

Die generierbare Kraft während der Unterarmrotation ist abhängig von der positionsabhängigen Kraft der hierfür zuständigen Pronatoren und Supinatoren. So sind für die Supination zum überwiegenden Anteil die Mm. supinator und biceps brachii verantwortlich, wobei der zuletzt genannte in pronierter Position ein um das Vierfache gesteigerte Drehmoment erzeugen kann. [81]

Durch Vergleich der Ergebnisse der acht verschiedenen Messpositionen der Supinationsmessung (Zwei Positionen im Ellbogengelenk (0°/90° Flexion) und jeweils vier Positionen bezüglich Unterarmrotation (0° bis 135° Supination)) der dominanten und nicht-dominanten Seite konnten alters- und geschlechtsabhängige Unterschiede gefunden werden. Bei jungen Männern (bis 39 Jahre) zeigten sich in sechs der acht Positionen statistisch signifikante Seitenunterschiede. In der Gruppe der insgesamt kräftigsten Probanden könnte also möglicherweise durch einen postulierten intensiveren Gebrauch des dominanten Arms ein gewisser Trainingseffekt entstanden sein. Bei den jungen Frauen (bis 39 Jahre) konnte immerhin in einer der untersuchten acht Positionen ein signifikant höheres Drehmoment auf der dominanten Seite festgestellt werden. Ein postulierter Trainingseffekt durch Mehr-Nutzung der dominanten Seite hätte hier einen geringeren Stellenwert als bei den männlichen Probanden.

Betrachtet man hingegen die für den späteren Vergleich mit den Patienten nach stattgehabter Schulteroperation entscheidende altersadaptierte Gruppe der 60-70 Jährigen, konnte weder bei den Männern noch den Frauen in einer der untersuchten Positionen ein signifikanter Seitenunterschied festgestellt werden. Zudem sei erwähnt, dass auch im Rahmen der Faktorenauswahl und Regressionsanalyse aller gesunder Probanden, welche die stärkste Power aller durchgeführten Untersuchungen besitzt, ein Einfluss der Seite auf die Supinationskraft **nicht** nachgewiesen werden konnte.

Matsuoka et al. konnten bei ihren Untersuchungen bezüglich der Seitendifferenz zwar ein höheres Drehmoment auf der dominanten (rechten) Seite feststellen, dieses war aber ohne Signifikanz. Das hierfür untersuchte Probandenkollektiv war einerseits in etwa nur halb so groß (24 Männer, 27 Frauen), andererseits war die Ellbogenflexion mit 45° deutlich geringer. [67]

Shank et al. untersuchten eine Kontrollgruppe mit 31 Probanden (21 Männer, 10 Frauen) und konnten hier bezüglich der Supination keinen Seitenunterschied feststellen [14]. Die Datenlage diesbezüglich ist ansonsten gering und nicht eindeutig.

Der im Rahmen dieser Arbeit festgestellte Seitenunterschied hinsichtlich Supinations- und Flexionskraft bei jungen Männer wirft die Frage auf, ob es hier bei einem Verlust oder einer Verletzung der langen Bizepssehne zu einem Kraftverlust kommen kann. Da der Fokus dieser Arbeit hinsichtlich postoperativer Kraftwerte auf das deutlich ältere Kollektiv gerichtet war, bleibt dies unbeantwortet und ist prinzipiell nicht auszuschließen.

#### 4.3.2 Pronation und Vergleich zur Supination

Bezüglich der Pronation ist zu beachten, dass nur aus einer einzigen Position Messwerte ermittelt wurden. Es war nicht Ziel dieser Studie, Pronation und Supination hinsichtlich jeder Position der oberen Extremität miteinander vergleichen zu können. Das Augenmerk lag viel mehr auf der schon beschriebenen Supinationsbewegung und darauf, eine große Zahl an Vergleichsmöglichkeiten betreffs dieser Bewegung für Patienten mit behandelter langer Bizepssehne zu erlangen. Dennoch sollte die durch im Vergleich zu anderen Studien gesteigerte Probandenzahl bedingte günstige Gelegenheit genutzt werden, zu wichtigen Fragen in Bezug auf die Pronation - und insbesondere deren Vergleich zur Supination - Stellung zu nehmen.

Als Messposition zur Bestimmung eines repräsentativen Wertes des generierbaren maximalen Drehmomentes der Pronation wurde Position 90\_90 gewählt: In dieser Position war zwar nicht das höchst mögliche Drehmoment seitens der Pronation zu erwarten, dennoch zeigte sich bisher in dieser Position hinsichtlich des Drehmomentes die bestmögliche Vergleichbarkeit mit der entgegen gerichteten Supinationsbewegung, da Pronations- und Supinationsbewegung aus der jeweils gegensinnigen Unterarmausgangsposition signifikant höhere Drehmomente erzeugen. [64, 66, 67, 69, 81]

Entsprechend den Werten der Literatur [64, 66, 67, 69] konnte betreffs Pronation abermals von den männlichen Probanden ein höchst signifikant höheres Drehmoment als seitens der Frauen erreicht werden. Zudem erreichten wiederum jüngere Probanden signifikant höhere Messwerte (siehe Kap. 4.3.4.).

Bezüglich Seitendifferenz von dominanter und nicht-dominanter Seite hinsichtlich erreichter Kraftwerte durch Pronation konnte bei beiden Geschlechtern in keiner Altersgruppe ein signifikanter Seitenunterschied festgestellt werden.

Der von Matsuoka et al. [67] für beide Geschlechter aus nach NNM neutraler Unterarmposition (entspricht Position 90\_90) beschriebene bei Pronation signifikante und Supination nicht-signifikante Seitenunterschied kann durch diese Messergebnisse folglich nicht bestätigt werden. Zusammenfassend konnte eine Seitendifferenz also nur bei jungen Männern und Frauen (bis 39 Jahre) im Rahmen der Supination festgestellt werden. Ältere Probanden beider Geschlechter zeigten diesbezüglich keinen signifikanten Seitenunterschied. Im Rahmen der Pronation blieb ein signifikanter Nachweis hinsichtlich Seitendifferenz bei Männern und Frauen in allen Altersgruppen aus.

Vergleicht man die Pronation mit der Supination aus entsprechender Unterarmposition, so kann weder bei den Männern noch den Frauen ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Dennoch fallen die Messergebnisse der Supination auf der dominanten und nicht-dominanten Armseite jeweils geringfügig höher aus. Dieses nicht-signifikante Ergebnis zeigt sich als gut vereinbar mit der diesbezüglich in der Literatur nicht eindeutigen Datenlage. Es finden sich sowohl Studien, in welchen durch die Supination höhere Drehmomente generiert werden konnten [69, 82, 83], als auch solche, in welchen dies für die Pronation zutraf [67, 84, 85].

#### 4.3.3 Flexion

Durch die zusätzliche Datenerhebung der Flexionsbewegung wurde einerseits entsprechend das Ziel verfolgt, repräsentative Messwerte einer großen Vergleichsgruppe zu erlangen, andererseits konnten diese dann direkt mit Messwerten von Patienten mit stattgehabter Tenotomie oder Tenodese verglichen werden (Kap. 4.4.). Der Gedanke hierbei war wiederum, mögliche Kraftverluste durch eine invasive Therapie unter Mitbeteiligung der langen Bizepssehne aufzeigen zu können. Wie schon im Methodenteil erläutert, wurde das Drehmoment der Flexion beidseits aus 90° Ellbogenflexion und 90° Supination (nach NNM) gemessen. Aus diesem Ellbogenwinkel ist zum einen eine aussagekräftige Drehmomentmessung zu erwarten gewesen [86], zum anderen war die hierfür nötige Positionierung des Probanden an der Messvorrichtung leicht zu überprüfen und für jede Körpergröße individuell entsprechend einstellbar.

Wiederum wurde seitens der Männer gegenüber den Frauen ein höchst signifikant höheres Drehmoment erreicht. Die im Rahmen dieser Studie erreichten Messwerte lagen allesamt deutlich über denen der vorliegenden Literatur [14, 64, 86], jedoch zeigten auch diese deutlich höhere und in der Diskrepanz entsprechende Messergebnisse der Männer. Allerdings unterschieden sie sich hinsichtlich der Messposition dahingehend, dass der Proband ohne

Bodenkontakt in einer Messvorrichtung saß [14, 64, 86]. Hierdurch könnte eine insgesamt deutlich geringere Kraftgenerierung erklärt werden. Eine mögliche Verfälschung der Ergebnisse durch die stehende Messposition relativiert sich unserer Ansicht nach durch die hohe Anzahl gleichartig untersuchter Probanden, kann aber selbstverständlich nicht ausgeschlossen werden. Auf der anderen Seite kann aber auch gegenargumentiert werden, dass aus sitzender Position unter Umständen nicht die volle Kraft der Flexion erreicht werden könnte. Literatur mit einer Empfehlung zur idealen Messposition der Flexionskraft konnte in den üblichen Verzeichnissen nicht gefunden werden.

Auch bei der Flexion zeigte sich eine geschlechterübergreifende Altersabhängigkeit (siehe auch Kap. 4.3.4). Das passt einerseits zu den Ergebnissen der anderen untersuchten Bewegungen, andererseits finden sich bei dahingehend insgesamt geringer Datenlage innerhalb der Literatur nur gleichsinnige Feststellungen [86].

Die im Rahmen der Untersuchung der Supinationskraft gemachte Beobachtung einer für beide Geschlechter unterschiedlich ausgeprägte Signifikanz hinsichtlich der Seitendifferenz ist für die Flexionsbewegung ebenso zutreffend. Während sich bei den Frauen zwischen dominanter und nicht-dominanter Seite in keiner Altersgruppe ein signifikanter Unterschied erkennen lässt, ist dieser seitens der Männer erneut zugunsten der dominanten Seite mit hoher Signifikanz auszumachen. Erneut betrifft dies vor allem die jungen Männer. Mit (niedriger) Signifikanz sind überraschenderweise auch bei den ältesten männlichen Probanden (ab 70 Jahren) Seitenunterschiede hinsichtlich der Flexionskraft festzustellen gewesen.

Bei diesbezüglich insgesamt sehr dünner Datenlage konnten auch Shank et al. eine Seitendifferenz hinsichtlich der Flexionskraft zugunsten der dominanten Seite ausmachen. Diese zeigte sich hier für ein gemischtes Untersuchungskollektiv von 21 Männern und 10 Frauen. [14]

#### 4.3.4 Regressionsanalyse

Die Datenmasse über alle Dekaden beider Geschlechter war hinreichend, um für jede einzelne Bewegung (Supination, Pronation, Flexion) aus allen zugehörigen Ausgangspositionen Regressionsgeraden zu berechnen. Diese Art der statistischen Analyse ist hinsichtlich der Kraftmessung verschiedener Armbewegungen mittels Erhebung des Drehmoments in bisherigen Studien nicht durchgeführt worden. Sie ist deshalb als sinnvoll zu erachten, da sich sowohl in bisherigen Untersuchungen [14, 64, 66, 67] als auch erneut in den Messergebnissen dieser Studie eine signifikante Abhängigkeit der erreichten Kraftwerte von Geschlecht und Alter der Probanden zeigte. Die erhobenen anthropometrischen Faktoren wurden mittels

Hauptkomponenten- und Regressionsanalyse dahingehend untersucht, ob diese den Verlauf einer Regressionsgerade signifikant verändern. Ein durch die Variablenelektion im Rahmen der Regressionsanalyse als signifikant errechneter (anthropometrischer) Faktor verbessert also den prädiktiven Wert der Regressionsgeraden und fließt als Variable in die Formel der Geraden ein. Bleibt dieser positive Effekt durch die Hinzunahme eines Faktors allerdings aus, ist dieser hinsichtlich Prädiktion nicht signifikant und wird nicht berücksichtigt.

Wie aus Tabelle 16 hervorgeht, reicht für die Prognose, in Form einer Regressionsgeraden, für alle Ausgangspositionen der Supination die Angabe von Alter und Geschlecht des Probanden aus. Ebenfalls zutreffend ist dies für die Flexion und Pronation der dominanten Armseite. Weder die Berücksichtigung von Körpergröße, BMI und Armlänge, noch von verschiedenen Armumfängen können die Berechnung einer Regressionsgeraden signifikant verbessern. Auch ist die Armseite nicht von signifikanter Bedeutung. Es ist demnach nicht zulässig, bei einer großen und breiten Statur (mit entsprechend hohem Oberarmumfang) eines Probanden automatisch davon auszugehen, dass dieser signifikant höhere Werte erreicht als ein kleinerer und schmächtigerer Proband, wobei dies selbstverständlich nicht auszuschließen ist. Entscheidend ist, welchem Geschlecht und welcher Altersklasse der jeweilige Proband zugehörig ist.

	Alter	Geschlecht	Handgelenk umfang	Oberarm- länge
D/ND 90_0	X	X		
D/ND 90_45	X	X		
D/ND 90_90	X	X		
D/ND 90_135	X	X		
D/ND 0_0	X	X		
D/ND 0_45	X	X		
D/ND 0_90	X	X		
D/ND 0_135	X	X		
D_Pro	X	X		
ND_Pro	X	X	X	
D_Flex	X	X		
ND_Flex	X	X		X

Tab. 16: Ergebnis der Variablenelektion im Zuge der Regressionsanalyse. D=dominante, ND=nicht-dominante Seite, Pro=Pronation, Flex=Flexion. Hinsichtlich Supination ist die jeweils gemessene Armposition mit angegeben.

Ausnahmen bestehen jeweils für die Pronation und Flexion der nicht-dominanten Armseite. Für beide gilt wiederum, dass Alter und Geschlecht als signifikante Variablen bei der Berechnung einer Regressionsgeraden mit zu berücksichtigen sind. Zusätzlich kann die Berechnung dieser jedoch durch die Hinzunahme weiterer Faktoren signifikant ( $p \leq 0,05$ ) verbessert werden. Bei

der Pronation ist dies durch die Bestimmung des Umfangs des Handgelenks, bei der Flexion durch die Länge des Oberarms möglich.

Dementsprechend liegen den berechneten Regressionsgeraden die jeweiligen genannten signifikanten anthropometrischen Faktoren zugrunde. Für jedes Alter lässt sich getrennt für Männer und Frauen mit Hilfe der erzeugten Diagramme das durchschnittlich zu erwartende Drehmoment ablesen oder durch die entsprechende Geradengleichung berechnen. Bezuglich der Pronation und Flexion der nicht-dominanten Armseite muss die Regressionsgerade entsprechend der zusätzlichen Faktoren Handgelenksumfang, bzw. Oberarmlänge, individuell berechnet werden. Warum hier zusätzliche Faktoren eine Rolle spielen bleibt abschließend unklar und lässt sich auch durch die vorhandene Literatur nicht sicher erklären. Möglicherweise ist der nicht-dominante Arm hinsichtlich maximaler Kraft der Pronation und Flexion durch verhältnismäßig geringere Nutzung weniger determiniert durch Alter und Geschlecht des Probanden und hierdurch im Vergleich zur dominanten Seite zu einem (geringen) Teil abhängiger von der Anatomie des Individuums.

Durch die beschriebene Regressionsanalyse ist es somit erstmals möglich, die zu erwartenden Kraftwerte bezüglich Supination, Pronation und Flexion zu prognostizieren. Um die Reliabilität der prädiktiven Werte zu erhöhen, wurde jeweils ein 95%-Konfidenz- und ein 95%-Prädiktionsband angegeben.

Die Ergebnisse der Regressionsanalyse bieten somit einerseits die Möglichkeit, die Messwerte jedes weiteren schulter-gesunden Probanden mit denen der Normalbevölkerung zu vergleichen, andererseits dienten sie in der vorliegenden Studie als zusätzliches Kriterium zur Verifizierung der nicht von der Norm abweichenden Messwerte der Patienten mit stattgehabter Tenodese oder Tenotomie.

#### 4.4 Untersuchung der Patienten mit operierter langer Bizepssehne

Über die korrekte Behandlung von Veränderungen oder Verletzungen der langen Bizepssehne besteht keine Einigkeit. Bei Degeneration der langen Bizepssehne (Tendonitis/Tendinosis, Hypertrophie, Ruptur), Veränderungen am Bizepsanker (SLAP-Läsionen) oder Instabilität der langen Bizepssehne (Luxation, Dislokation) stehen verschiedene Behandlungsmöglichkeiten zur Verfügung. Entscheidet man sich für eine operative Versorgung, stehen verschiedene Tenodesetechniken oder eine Tenotomie zur Disposition. Gerade die Bevorzugung einer dieser beiden operativen Lösungen stellt einen wichtigen Diskussionspunkt in der Fachliteratur dar.

#### 4.4.1 Popeye-Sign

Weitgehende Einigkeit besteht darüber, dass die Tenodese verglichen mit der Tenotomie der deutlich invasivere Eingriff ist. Eine Tenotomie ist zudem die weniger aufwendige Operationstechnik mit einem insgesamt unkomplizierteren postoperativen Verlauf. Gegen die Tenotomie spricht zudem das im Rahmen dieser Operationstechnik postulierte häufigere Auftreten einer Muskeldeformität, dem sogenannten „Popeye-Sign“, sowie ein mögliches Ermüdungsgefühl und Unbehagen bei der Supination und Flexion im Ellbogengelenk. [14]

Die Daten zur Häufigkeit des Auftretens einer kosmetischen Muskeldeformität variieren allerdings. Kelly et al. stellten bei insgesamt 70% (82,7% der Männer und 36,5% der Frauen) ihrer 54 Patienten mit Tenotomie nach Bizepstendinitis das Auftreten eines „Popeye-Sign“ fest. 38% berichteten von einem früheren Ermüdungsgefühl unter Muskeleinsatz. [12]

Wolf et al. stellten im Rahmen einer biomechanischen Studie an Leichen nach Tenotomie in 40% der Fälle eine distale Migration des Bizepsstumpfes mit sichtbarer kosmetischer Veränderung fest [59]. Auch andere Studien zeigten, dass das Risiko einer kosmetischen Deformität durch eine Tenotomie erhöht ist. [1, 19]

Auf der anderen Seite behandelten Gill et al. 30 Patienten mit chronischer Tenosynovitis, Dislokation oder (partieller) Ruptur der langen Bizepssehne mittels Tenotomie und berichteten nur in einem Fall von einer nötigen nachträglichen Tenodese aufgrund kosmetischer Deformität im Sinne eines „Popeye-Sign“ [11]. Sentürk et al. untersuchten 20 Patienten mit stattgehabter Tenotomie und konnten bei keinem ein „Popeye-Sign“ finden [87]. Einen Vergleich zwischen Tenotomie und Tenodese hinsichtlich Muskelpasmen, Schulterschmerzen und kosmetischer Deformität, nahmen Osbahr et al. vor und stellten hierbei keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Methoden fest [88].

Die Ergebnisse dieser Studie deuten in die Richtung der zuerst genannten Arbeiten. Von 12 nachuntersuchten Patienten mit Tenotomie der langen Bizepssehne zeigten zwei ein positives „Popeye-Sign“. Unter den 12 Patienten, welche eine Tenodese erhielten, zeigte lediglich einer ein positives „Popeye Sign“. Dieser erhielt jedoch eine Tenodese nach stattgehabter Ruptur der langen Bizepssehne. Allen untersuchten Patienten mit kosmetischer Deformität ist also gemeinsam, dass die Kontinuität der langen Bizepssehne längere Zeit und ohne Fixation unterbrochen war. Zudem waren nur Männer betroffen. Wurde die Bizepssehne hingegen im Rahmen einer Tenodese direkt wieder fixiert, konnte in allen Fällen eine kosmetisch sichtbare Deformität verhindert werden. Über Schmerzen berichtete keiner der nachuntersuchten

Schulterpatienten. Zwei der drei Patienten mit positivem „Popeye-Sign“ gaben jedoch ein früher einsetzendes subjektives Ermüdungsgefühl auf der betroffenen Seite an. Hierbei handelte es sich um die beiden tenotomierten Patienten.

Aufgrund der geschilderten Datenlage kann insgesamt, bei gestellter Operationsindikation und vorhandenem Patientenwunsch, zur Verhinderung eines „Popeye-Sign“ zu einer Tenodese geraten werden. Dies muss jedoch abgewogen werden, da es sich um den komplizierteren und meist invasiveren Eingriff handelt. Daher ist es ebenso zulässig aufgrund der schnelleren und einfacheren Operationsmethode mit kürzerer Rehabilitationszeit insbesondere bei älteren Patienten zu einer Tenotomie zu raten, wie dies auch von Frost et al. unter Berücksichtigung einer ausgedehnten Literaturrecherche getan wurde [13]. Die Möglichkeit eines konservativen Vorgehens bezüglich der (langen) Bizepssehne sollte im Zusammenhang mit weiteren, meist degenerativen, Veränderungen der Schulter stets berücksichtigt werden.

#### 4.4.2 Kraftmessung und postoperativer Vergleich der Operationstechniken

Unbestritten ist, dass der M. biceps brachii durch seine lange Sehne Einfluss auf die Supinations- und Flexionsbewegung im Ellbogengelenk hat. Hierbei nimmt er zum größten Teil an der Supination teil, wo er etwa 75% der Kraftentfaltung übernimmt [76, 89]. An der Flexion ist er hingegen nur zu etwa 30% beteiligt [37, 76, 90, 91]. Ein statistisch signifikanter Kraftverlust dieser Bewegungen durch stattgehabte Tenodese oder Tenotomie wäre somit ein wichtiges Entscheidungskriterium hinsichtlich der Bevorzugung einer dieser Operationsmethoden. Insbesondere trifft dies demnach für die Supination zu.

Bereits 1960 untersuchten Soto-Hall und Stroot neben der Stärke der Schulter-Abduktion die der Ellbogenflexion von Patienten, welche eine spontane Ruptur der langen Bizepssehne erlitten hatten und verglichen die Werte mit denen von gesunden Probanden. Neben einem 17%-igen Verlust der Schulterabduktionsstärke ermittelten sie für die Flexionsbewegung einen Verlust von 20% für frische Rupturen. Bei länger zurück liegendem Rupturereignis konnte für keine der Bewegungen ein Defizit nachgewiesen werden. [92]

Mariani et al. untersuchten sowohl 27 Patienten nach durchgeföhrter operativer Versorgung einer Ruptur der langen Bizepssehne, als auch 30 entsprechende Patienten mit konservativer Therapie. Gemessen wurden mittels Cybex-Messung jeweils die Kraftwerte von Ellbogenflexion und -extension, als auch von Unterarmsupination und -pronation. Als Referenzwert wurden die Ergebnisse der gleichartig untersuchten und nicht verletzten Gegenseite verwendet. Hierbei zeigte sich in der Gruppe der konservativ versorgten Patienten, mit einer im Mittel 4,6 Jahre

zurück liegender Verletzung, ein Kraftverlust seitens der Supination um 21% und der Flexion um 8%. In der Gruppe der operierten Patienten, bei welchen zum Zeitpunkt der Untersuchung die Verletzung im Mittel 13 Jahre zurück lag, zeigte sich keinerlei Kraftverlust. [40]

Weitere Studien berichten von einem Kraftverlust der oberen Extremität nach einer Durchtrennung der langen Bizepssehne [9, 57, 88, 93-95].

Zu einem gegenteiligen Ergebnis bei gleichem Ansatz und Testverfahren (Cybex) kamen Philips et al. bei der Untersuchung von 19 Patienten mittleren Alters (über 40 Jahre). Auch sie untersuchten eine operativ versorgte und eine konservativ behandelte Gruppe und verglichen die Kraftwerte von Ellbogenflexion und Unterarmsupination. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Untersuchungsgruppen. [96]

Zuletzt untersuchten Shank et al. mittels Cybex-Messung 17 Patienten nach Tenotomie und 19 Patienten nach Tenodese (jeweils der langen Bizepssehne und im Rahmen einer Arthroskopie), sowie 31, in Alter, Geschlecht und BMI entsprechende schultergesunde Probanden als Vergleichskollektiv. Innerhalb der Vergleichsgruppe zeigte sich eine 7% schwächere Flexion auf der nicht-dominanten Armseite bei 60°/s. Die Supination blieb sowohl bei 60°/s, als auch 120°/s ohne Seitenunterschied. Innerhalb der Tenotomiegruppe zeigte sich seitens der Flexion bei 60°/s ein 7%iger Kraftverlust auf der operierten Seite, verglichen mit der nicht-operierten Seite. Innerhalb der Tenodesegruppe konnte kein Unterschied diesbezüglich festgestellt werden. Eine Messung der Flexion mit 120°/s zeigte in keiner der beiden Gruppen einen Seitenunterschied. Betreffs Supination zeigte sich wiederum innerhalb der jeweiligen Gruppen ein Kraftverlust von 15% (Tenotomie) und 13% (Tenodese) für eine Messung bei 60°/s, bzw. ein Kraftverlust von 17% (Tenotomie) und 15% (Tenodese) für eine Messung bei 120°/s, beim Vergleich von operierter und nicht-operierter Seite. Entscheidend jedoch ist, dass zwischen Vergleichs-, Tenotomie- und Tenodesegruppe keinerlei signifikante Unterschiede bei einer allen Gruppen gemeinsamen negativen Korrelation von Alter und Kraftwerten auszumachen waren. [14]

Eine weitere aktuelle Studie, welche keinen signifikanten Unterschied zwischen den Ergebnissen nach Tenotomie und Tenodese hinsichtlich Supination und Flexion feststellen konnte, wurde von Sentürk et al. publiziert. [87]

Es ist also festzustellen, dass bei insgesamt großer Anzahl von Studien, welche sich mit der Thematik von Supination und Flexion in Zusammenhang mit Verletzungen und Operationen an der langen Bizepssehne beschäftigten, der Vergleich verschiedener Operationstechniken überwiegend anhand zusätzlicher Untersuchung der nicht-operierten Armseite stattfand. Dies

ist anhand unserer Ergebnisse durchaus zulässig, es bestehen jedoch Zweifel ob die Aussagekraft ausreichend ist. Für Gegenüberstellungen zu schultergesunden Vergleichsgruppen fehlten validierte Normalwerte. Gerade die Arbeit von Shank et al. [14] unterstreicht, dass innerhalb einer Gruppe durch Seitenvergleich festgestellte Unterschiede im gruppenübergreifenden Signifikanztest scheitern können. Ebenso sollten die zum Teil vorhandene Vergleichskollektive aufgrund geringer Fallzahlen und jungen Durchschnittsalter hinsichtlich Aussagekraft kritisch hinterfragt werden dürfen.

Die vorliegende Studie zeichnet sich gerade hierdurch aus, dass die Messwerte nachuntersuchter Patienten mit Tenotomie oder Tenodese der langen Bizepssehne in dreierlei Hinsicht ausgewertet wurden: Einerseits wurden wiederum operierte und nicht-operierte Seite innerhalb jeder Gruppe gegenüber gestellt, sowie Vergleiche zu einem alters- und geschlechtsadaptierten gesunden Probandenkollektiv gezogen. Andererseits konnte zudem erstmals mittels der erstellten Regressionsgeraden überprüft werden, ob die erreichten Messwerte im zu erwartenden Normbereich lagen.

Im Rahmen der statistischen Untersuchung der Supinationsbewegung nach Schulter-Operation konnten Geschlechter übergreifend keine signifikant höheren Messwerte auf der nicht-operierten Seite, verglichen mit der operierten Seite, nachgewiesen werden. Diese Beobachtung konnte sowohl bei Patienten nach Tenotomie als auch nach Tenodese gemacht werden. Bei den Männern zeigte sich in der Gruppe der Patienten nach Tenotomie in den Positionen mit den insgesamt höchsten messbaren Drehmomenten (90\_0 und 90\_45) sogar ein signifikanter Unterschied zugunsten der operierten Seite. Diese operierte Seite war in der Gruppe der Männer nach Tenotomie in 50% der Fälle die dominante mit insgesamt überdurchschnittlich hohen Messwerten. Zusätzlich gilt zu berücksichtigen, dass degenerative Schultererkrankungen häufig beidseitig auftreten und diese auf der (noch) nicht operierten Seite ebenfalls vorliegen und somit zu niedrigeren Messwerten führen könnten. Ebenso macht diese Ausnahme deutlich, wie wichtig Untersuchungen über den Seitenvergleich hinaus für die Aussagekraft einer solchen Studie sind, da Kraftunterschiede zuletzt auch zufallsbedingt auftreten können. Somit ist es sehr wahrscheinlich, dass die in den oben genannten Studien gefundenen Seitendifferenzen nach Tenotomie oder Tenodese ebenso zufallsbedingt waren.

Bei Vergleichen zwischen den jeweiligen unterschiedlich operierten Armseiten sowie jeweils mit einer altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe konnten für die Supination bei beiden Geschlechtern keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Ebenso lagen alle Messwerte im Bereich der durch die Regressionsanalyse zu erwartenden Werte. Eine Durchtrennung mit oder ohne Refixation (Tenotomie/Tenodese) der langen Bizepssehne führt

also nicht zu einem Kraftverlust hinsichtlich der Hauptfunktion (Supination) des Gesamtmuskels.

Bei der Flexion zeigte sich, wiederum für beide Geschlechter, ein entsprechendes Bild: Keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich erreichter Messwerte zwischen operierter und nicht-operierter Seite in jeweils beiden Patientengruppen (Tenodese und Tenotomie). Ferner ergaben sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der jeweils unterschiedlich operierten Armseiten miteinander und auch nicht beim jeweiligen Vergleich mit einer altersadaptierten schultergesunden Vergleichsgruppe. Alle Messwerte lagen erneut im zu erwartenden Normbereich der Regressionsanalyse.

Auch wenn die lange Bizepssehne keinen Einfluss auf die Pronationsbewegung im Ellbogengelenk hat, sei an dieser Stelle kurz auf die Messergebnisse der Pronation eingegangen. Alle im vorherigen Abschnitt für die Flexion besprochenen Punkte konnten für die Pronation ebenfalls erhoben werden. Einzige Ausnahme ist hierbei, dass die männlichen Patienten nach Tenodese auf der operierten Seite im Vergleich zur nicht-operierten Seite signifikant höhere Messwerte aufwiesen. Hierbei gibt es allerdings keinen ursächlichen Zusammenhang, so dass dies auch als zufallsbedingte Besonderheit gewertet werden kann.

Abschließend ist festzustellen, dass weder Tenodese noch Tenotomie mit einem Kraftverlust gegenüber der schultergesunden Vergleichsgruppe verbunden sind. Beide Methoden sind ohne Einfluss auf das maximal erreichbare Drehmoment durch Supination oder Flexion und unter diesem Gesichtspunkt ist keine Operationsmethode der anderen überlegen.

Unabhängig von den unterschiedlichen individuellen Bedürfnissen und Voraussetzungen, welcher jeder Patient mit sich bringt, gilt allgemein festzuhalten, dass die Tenotomie aufgrund kürzerer Operations- und Hospitalisierungsdauer und weniger notwendigen Materials (Anker, Schrauben) günstiger ist. Die Verringerung der Operations- und Hospitalisierungsdauer führt zudem zu einer Reduktion allgemeiner Risiken wie Infektionen.

## **5. Zusammenfassung**

Entsprechend der formulierten Zielsetzung der Arbeit gelang es auf mehreren Ebenen zu untersuchen, ob Patienten nach Tenotomie bzw. Tenodese mit Kraftdefiziten die Supination und/oder Flexion betreffend zu rechnen haben. Neben der Gegenüberstellung von operierter und nicht-operierter Seite im Kollektiv der Patienten mit entsprechender Operationstechnik konnte zudem ein Vergleich zu einer altersadaptierten gesunden Vergleichsgruppe gezogen werden. Zusätzlich wurden mit dieser Studie erstmalig durch ein sehr großes Untersuchungskollektiv über alle Altersklassen hinweg für beide Geschlechter Normwerte im Rahmen einer Regressionsanalyse berechnet.

Weder Tenotomie noch Tenodese führen zu einem signifikanten Kraftverlust hinsichtlich Supination und Flexion. Dieses Ergebnis zeigten alle statistisch durchgeführten Berechnungen:

- 1. In der einfachen Gegenüberstellung von operierter und nicht-operierter Armseite innerhalb der Operationsgruppen.
- 2. Im Vergleich der jeweiligen Operationsgruppe mit der anderen und einem altersadaptierten gesunden Vergleichskollektiv.
- 3. Alle Messwerte der Probanden nach Schulteroperation liegen zudem im 95%-Prädiktionsband der Regressionsgeraden, welche auf Basis der gesamten gesunden Vergleichsgruppe aller Altersdekaden berechnet wurde.

Diese Aussagen gelten universell für alle gemessenen Positionen der Supination und Flexion, zudem für Männer und Frauen. Somit kann unter dem Gesichtspunkt eines möglichen Kraftverlustes, welcher laut unserer Untersuchungen nicht besteht, keine der beiden Operationsmethoden der anderen vorgezogen werden.

Als Bewertungskriterium hinsichtlich der Operationsmethode gilt zu bemerken, dass bei jeweils 12 untersuchten Probanden (je 6 Männer und Frauen) zwei der (männlichen) Patienten nach Tenotomie und einer nach Tenodese (nach LBS-Ruptur) ein positives „Popeye-sign“ aufwiesen.

Zusätzlich konnte durch diese Arbeit mit ihrer relativ hohen Fallzahl und Fülle erhobener anthropometrischer Faktoren eruiert werden, welche dieser Faktoren einen signifikanten Einfluss auf die zu erwartende Supinations- und Flexionskraft haben. Außer Alter und Geschlecht des Probanden blieben alle weiteren anthropometrischen Faktoren ohne signifikanten Einfluss diesbezüglich, auch die Armseite ist nicht entscheidend. Die einzige

Ausnahme stellt hier die Flexionskraft des nicht-dominanten Arms dar, bei welchem zusätzlich zu Alter und Geschlecht die Oberarmlänge zur prädiktiven Berechnung der Flexionskraft eine signifikant bessere Annäherung erbrachte.

## **6. Literatur:**

1. Slenker NR, L.K., Ciccotti MG, Dodson CC, Cohen SB, *Biceps tenotomy versus tenodesis: clinical outcomes*. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2012.
2. Busconi, B.B., N. DeAngelis, and P.E. Guerrero, *The proximal biceps tendon: tricks and pearls*. Sports Med Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 187-94.
3. Eakin, C.L., et al., *Biceps tendon disorders in athletes*. J Am Acad Orthop Surg, 1999. **7**(5): p. 300-10.
4. Friedman, D.J., et al., *Proximal biceps tendon: injuries and management*. Sports Med Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 162-9.
5. Hitchcock, H.H. and C.O. Bechtol, *Painful shoulder; observations on the role of the tendon of the long head of the biceps brachii in its causation*. J Bone Joint Surg Am, 1948. **30A**(2): p. 263-73.
6. Mazzocca, A.D., et al., *Clinical outcomes after subpectoral biceps tenodesis with an interference screw*. Am J Sports Med, 2008. **36**(10): p. 1922-9.
7. Szabo, I., P. Boileau, and G. Walch, *The proximal biceps as a pain generator and results of tenotomy*. Sports Med Arthrosc, 2008. **16**(3): p. 180-6.
8. Neviaser, T.J., *The role of the biceps tendon in the impingement syndrome*. Orthop Clin North Am, 1987. **18**(3): p. 383-6.
9. Walch, G., et al., *Subluxations and dislocations of the tendon of the long head of the biceps*. J Shoulder Elbow Surg, 1998. **7**(2): p. 100-8.
10. Post, M. and P. Benca, *Primary tendinitis of the long head of the biceps*. Clin Orthop Relat Res, 1989(246): p. 117-25.
11. Gill TJ, M.E., Mair SD, Hawkins RJ, , *Results of biceps tenotomy for treatment of pathology of the long head of the biceps brachii*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2001.
12. Kelly, A.M., et al., *Arthroscopic release of the long head of the biceps tendon: functional outcome and clinical results*. Am J Sports Med, 2005. **33**(2): p. 208-13.
13. Frost A, Z.M., Maffulli N, *Tenotomy versus tenodesis in the management of pathologic lesions of the tendon of the long head of the biceps brachii*. The American Journal of Sports Medicine, 2009.
14. Shank JR, S.S., Braun S, Kissnerberth 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.
15. 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.
16. Berlemann, U. and I. Bayley, *Tenodesis of the long head of biceps brachii in the painful shoulder: improving results in the long term*. J Shoulder Elbow Surg, 1995. **4**(6): p. 429-35.
17. Boileau, P., et al., *Arthroscopic biceps tenodesis: a new technique using bioabsorbable interference screw fixation*. Arthroscopy, 2002. **18**(9): p. 1002-12.
18. Checchia, S.L., et al., *Biceps tenodesis associated with arthroscopic repair of rotator cuff tears*. J Shoulder Elbow Surg, 2005. **14**(2): p. 138-44.

19. Hsu AR, G.N., Provencher MT, Lewis PB, Bach BR, *Biceps tenotomy versus tenodesis: a review of clinical outcomes and biomechanical results*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2011.
20. Kapandji, I.A., *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. 5. ed. 2009: Thieme.
21. Schünke M, S.E., Schumacher U, Voll M, Wesker K, *Prometheus - Lernatlas der Anatomie*. 2 ed. 2007: Thieme.
22. Platzer, W., *Taschenatlas Anatomie*. 9 ed. 2005: Thieme.
23. Niethard, F.U.P., J.; Biberthaler, P., *Duale Reihe Orthopädie und Unfallchirurgie*. 6. ed. 2009: Thieme.
24. Wirth, C.J.M., W., *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2007: Thieme.
25. Snyder, S.J., et al., *SLAP lesions of the shoulder*. Arthroscopy, 1990. **6**(4): p. 274-9.
26. Maffet, M.W., G.M. Gartsman, and B. Moseley, *Superior labrum-biceps tendon complex lesions of the shoulder*. Am J Sports Med, 1995. **23**(1): p. 93-8.
27. Nord, K.D., J.P. Masterson, and B.M. Mauck, *Superior labrum anterior posterior (SLAP) repair using the Neviaser portal*. Arthroscopy, 2004. **20 Suppl 2**: p. 129-33.
28. Snyder, S.J., M.P. Banas, and R.P. Karzel, *An analysis of 140 injuries to the superior glenoid labrum*. J Shoulder Elbow Surg, 1995. **4**(4): p. 243-8.
29. Kim, T.K., et al., *Clinical features of the different types of SLAP lesions: an analysis of one hundred and thirty-nine cases*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(1): p. 66-71.
30. Burkhardt, S.S. and D.L. Fox, *SLAP lesions in association with complete tears of the long head of the biceps tendon: a report of two cases*. Arthroscopy, 1992. **8**(1): p. 31-5.
31. Thomas M, B.M., *SLAP lesions: etiology, classification, diagnosis and treatment*. KCS - Clinical Sports Medicine - Germany, 2005.
32. Boileau, P., et al., *Arthroscopic treatment of isolated type II SLAP lesions: biceps tenodesis as an alternative to reinsertion*. Am J Sports Med, 2009. **37**(5): p. 929-36.
33. Ficklscherer, A., *Basics Orthopädie und Traumatologie*. 2. ed. 2008, Urban & Fischer.
34. Imhoff, A.B.B., R.; Linke, R.D., *Checkliste Orthopädie*. 3. ed. 2006: Thieme.
35. Elser F, B.S., Dewing MD, Giphart JE, Millett PJ, *Anatomy, function, injuries and treatment of the long head of the biceps brachii tendon*. The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2011.
36. Warren, R.F., *Lesions of the long head of the biceps tendon*. Instr Course Lect, 1985. **34**: p. 204-9.
37. Klonz, A., C. Eggers, and H. Reilmann, *[Proximal and distal biceps tendon rupture--an indication for surgery?]*. Unfallchirurg, 1998. **101**(9): p. 735-9.
38. Kempf, J.F., et al., *A multicenter study of 210 rotator cuff tears treated by arthroscopic acromioplasty*. Arthroscopy, 1999. **15**(1): p. 56-66.
39. Wirth, C.J.Z., L.; Gohlke, F.; Hedtmann, A., *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie - Schulter*. 1. ed. 2002: Thieme.
40. Mariani, E.M., et al., *Rupture of the tendon of the long head of the biceps brachii. Surgical versus nonsurgical treatment*. Clin Orthop Relat Res, 1988(228): p. 233-9.
41. Koh, K.H., et al., *Treatment of biceps tendon lesions in the setting of rotator cuff tears: prospective cohort study of tenotomy versus tenodesis*. Am J Sports Med, 2010. **38**(8): p. 1584-90.
42. Gartsman, G.M. and S.M. Hammerman, *Arthroscopic biceps tenodesis: operative technique*. Arthroscopy, 2000. **16**(5): p. 550-2.
43. Nord, K.D., G.B. Smith, and B.M. Mauck, *Arthroscopic biceps tenodesis using suture anchors through the subclavian portal*. Arthroscopy, 2005. **21**(2): p. 248-52.

44. Kusma, M., et al., *Tenodesis of the long head of biceps brachii: cyclic testing of five methods of fixation in a porcine model*. J Shoulder Elbow Surg, 2008. **17**(6): p. 967-73.
45. Patzer, T., et al., *Biomechanical comparison of arthroscopically performable techniques for suprapectoral biceps tenodesis*. Arthroscopy, 2011. **27**(8): p. 1036-47.
46. Froimson, A.I. and I. O, *Keyhole tenodesis of biceps origin at the shoulder*. Clin Orthop Relat Res, 1975(112): p. 245-9.
47. Boileau, P., et al., *Isolated arthroscopic biceps tenotomy or tenodesis improves symptoms in patients with massive irreparable rotator cuff tears*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(4): p. 747-57.
48. Boileau, P. and L. Neyton, *Arthroscopic tenodesis for lesions of the long head of the biceps*. Oper Orthop Traumatol, 2005. **17**(6): p. 601-23.
49. Golish, S.R., et al., *Interference screw versus suture anchor fixation for subpectoral tenodesis of the proximal biceps tendon: a cadaveric study*. Arthroscopy, 2008. **24**(10): p. 1103-8.
50. Lafosse, L., A. Van Raebroeckx, and R. Brzoska, *A new technique to improve tissue grip: "the lasso-loop stitch"*. Arthroscopy, 2006. **22**(11): p. 1246 e1-3.
51. Lopez-Vidriero, E., et al., *Biomechanical evaluation of 2 arthroscopic biceps tenodeses: double-anchor versus percutaneous intra-articular transtendon (PITT) techniques*. Am J Sports Med, 2010. **38**(1): p. 146-52.
52. Mazzocca, A.D., et al., *The biomechanical evaluation of four fixation techniques for proximal biceps tenodesis*. Arthroscopy, 2005. **21**(11): p. 1296-306.
53. Ozalay, M., et al., *[Arthroscopic assisted biceps tenodesis]*. Acta Orthop Traumatol Turc, 2003. **37**(2): p. 144-9.
54. Ozalay, M., et al., *Mechanical strength of four different biceps tenodesis techniques*. Arthroscopy, 2005. **21**(8): p. 992-8.
55. Richards, D.P. and S.S. Burkhart, *Arthroscopic-assisted biceps tenodesis for ruptures of the long head of biceps brachii: The cobra procedure*. Arthroscopy, 2004. **20 Suppl 2**: p. 201-7.
56. Richards, D.P. and S.S. Burkhart, *A biomechanical analysis of two biceps tenodesis fixation techniques*. Arthroscopy, 2005. **21**(7): p. 861-6.
57. Romeo, A.A., A.D. Mazzocca, and J.C. Tauro, *Arthroscopic biceps tenodesis*. Arthroscopy, 2004. **20**(2): p. 206-13.
58. Slabaugh, M.A., et al., *Biceps tenodesis with interference screw fixation: a biomechanical comparison of screw length and diameter*. Arthroscopy, 2011. **27**(2): p. 161-6.
59. Wolf, R.S., N. Zheng, and D. Weichel, *Long head biceps tenotomy versus tenodesis: a cadaveric biomechanical analysis*. Arthroscopy, 2005. **21**(2): p. 182-5.
60. Müller, F., *Klinische Untersuchungstests in Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2013: Springer.
61. Donoghue, W., *How to measure your % bodyfat using Skinfold Calipers*. 2009.
62. Mittermüller, M., *Entwicklung, Konstruktion und erste Ergebnisse eines Messaufbaus zur Ermittlung des Supinationsmomentes der oberen Extremität*. 2010.
63. *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*. 2009; Available from: <http://www.gbe-bund.de>.
64. Winters JM, K.D., *Effect of initial upper-limb alignment on muscle contributions to isometric strength curves*. 1993.

65. 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.
66. 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.
67. 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.
68. Hanson, P., P. Aagaard, and S.P. Magnusson, *Biomechanical properties of isolated fascicles of the Iliopsoas and Achilles tendons in African American and Caucasian men*. Ann Anat, 2012. **194**(5): p. 457-60.
69. O'Sullivan, L.W. and T.J. Gallwey, *Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle*. J Electromyogr Kinesiol, 2002. **12**(4): p. 275-85.
70. Bremer AK, S.G., Favre P, Jacob HAC, *Moment arms of forearm rotators*. Clinical Biomechanics, 2006.
71. Günther CM, B.A., Rickert M, Crispin A, Schulz CU, *Grip strength in healthy caucasian adults: reference values*. The Journal of Hand Surgery, 2008.
72. 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.
73. Boulange M, C.J., Lensel G, Pertuzon E, Vigreux B, *Muscular fatigue and rate of tension development*. European J. appl. Physiol., 1979.
74. Kuroda, E., V. Klissouras, and J.H. Milsum, *Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction*. J Appl Physiol, 1970. **29**(3): p. 358-67.
75. Müller, M., *Chirurgie, Für Studium und Praxis*. 2012/13.
76. Mendel T, G.R., Hofmann GO, *Ruptur der langen Bizepssehne und operative Therapiestrategien*. Truama und Berufskrankheit, 2005.
77. Lad, U.P., et al., *A Study on the Correlation Between the Body Mass Index (BMI), the Body Fat Percentage, the Handgrip Strength and the Handgrip Endurance in Underweight, Normal Weight and Overweight Adolescents*. J Clin Diagn Res, 2013. **7**(1): p. 51-4.
78. O'Sullivan, L.W. and T.J. Gallwey, *Forearm torque strengths and discomfort profiles in pronation and supination*. Ergonomics, 2005. **48**(6): p. 703-21.
79. Timm, W.N., et al., *Functional comparison of pronation and supination strengths*. J Hand Ther, 1993. **6**(3): p. 190-3.
80. Bechtel, R. and G.E. Caldwell, *The influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow*. J Electromyogr Kinesiol, 1994. **4**(4): p. 195-204.
81. 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.
82. Rohmert, W., *[The arm strength in man in standing in various postures]*. Int Z Angew Physiol, 1960. **18**: p. 175-90.
83. Chaffin, D.B., *Occupational biomechanics--a basis for workplace design to prevent musculoskeletal injuries*. Ergonomics, 1987. **30**(2): p. 321-9.
84. Kramer, J.F., et al., *Forearm pronation and supination: reliability of absolute torques and nondominant/dominant ratios*. J Hand Ther, 1994. **7**(1): p. 15-20.
85. Wang, M.J., et al., *Torque levels, subjective discomfort, and muscle activity associated with four commercially available screwdrivers under static and dynamic work conditions*. Percept Mot Skills, 2006. **102**(2): p. 291-301.

86. Dorstewitz, B., *Maximalkraft als maximale Drehmomente bei gesunden Probanden im Bereich der Armbeuge- und Kniestreckmuskulatur*, 2009.
87. Sentürk I, Ö.M., Akpinar S, Leblebici B, Cinar BM, Tuncay C, *Clinical and isokinetic comparison between tenotomy and tenodesis in biceps pathologies*. Turkish Association of Orthopaedics and Traumatology, 2010.
88. Osbahr, D.C., A.B. Diamond, and K.P. Speer, *The cosmetic appearance of the biceps muscle after long-head tenotomy versus tenodesis*. Arthroscopy, 2002. **18**(5): p. 483-7.
89. Großstück R, W.G., Otto W, *Pathomechanismus - Diagnostik - Behandlungskonzept - Erfahrungen*. Trauma Berufskrankheit, 2000.
90. Klonz, A. and H. Reilmann, *[Biceps tendon: diagnosis, therapy and results after proximal and distal rupture]*. Orthopade, 2000. **29**(3): p. 209-15.
91. Habermeyer P, K.E., Knappe M, *Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik der langen Bizepssehne*. Unfallchirurg 90, 1987: p. 319-329.
92. Soto-Hall, R., Stroot, J.H., *Treatment of ruptures of the long head of the biceps brachii*. Am J Orthop, 1960. **2**: p. 16-17.
93. Sethi, N., R. Wright, and K. Yamaguchi, *Disorders of the long head of the biceps tendon*. J Shoulder Elbow Surg, 1999. **8**(6): p. 644-54.
94. Levy, A.S., et al., *Function of the long head of the biceps at the shoulder: electromyographic analysis*. J Shoulder Elbow Surg, 2001. **10**(3): p. 250-5.
95. Wittstein JR, Q.R., Abbey A, Toth A, Moorman CT, *Isokinetic strength, endurance and subjective outcomes after biceps tenotomy versus tenodesis*. The American Journal of Sports Medicine, 2011.
96. Phillips, B.B., et al., *Ruptures of the proximal biceps tendon in middle-aged patients*. Orthop Rev, 1993. **22**(3): p. 349-53.

## 7. Anhang

<p><b>Klinikum der Universität München</b> Orthopädische Klinik und Poliklinik – Großhadern Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson</p> <p><b>LMU</b> Ludwig-Maximilians-Universität München</p>	<p><b>Patienteneinwilligungserklärung</b></p> <p>Untersuchung zur Bestimmung des Einfluss der langen Bizepssehne auf die Supinationsbewegung im Ellbogengelenk unter Berücksichtigung der Flexionskraft</p> <p>Ich bestätige mein Einverständnis zur Teilnahme an dieser Studie, wie sie mir von Ferdinand Eberhard 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.</p> <p>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 <b>Studie</b> beenden kann, ohne dass meine Weiterbehandlung beeinträchtigt wird.</p> <p><b><u>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.</u></b></p> <p>Name des Patienten oder des gesetzlichen Vertreters _____</p> <p>Unterschrift des Patienten oder des gesetzlichen Vertreters _____</p> <p>Datum _____</p> <p><u>Ferdinand Eberhard</u> Name des Untersuchers _____</p> <p>Unterschrift des Untersuchers _____</p> <p>Datum _____</p>
---	---

Abbildung 81: Patienteneinwilligungserklärung

## Klinikum der Universität München

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

**LMU**

Ludwig  
Maximilians  
Universität  
München

### LBS – Studie

Probandennummer	
Geschlecht	
Dominanter Arm	
Alter	
Körpergröße	
Gewicht (BMI)	
Hautfaltendicke	
Armlänge Gesamt	
Oberarm	
Unterarm	
Oberarmumfang	
Handgelenkumfang	
Mittelhandumfang	
Sportliche Aktivität (re/li?, armbelastend?)	
Bewegungsumfang	
Jobe (90° Supraspinatus)	
Starter (0° Abd.)	
Speed (LBS)	
Palm Up (LBS)	
Yergason (LBS)	
Krankengeschichte	

Abbildung 82: Probandenuntersuchungsbogen

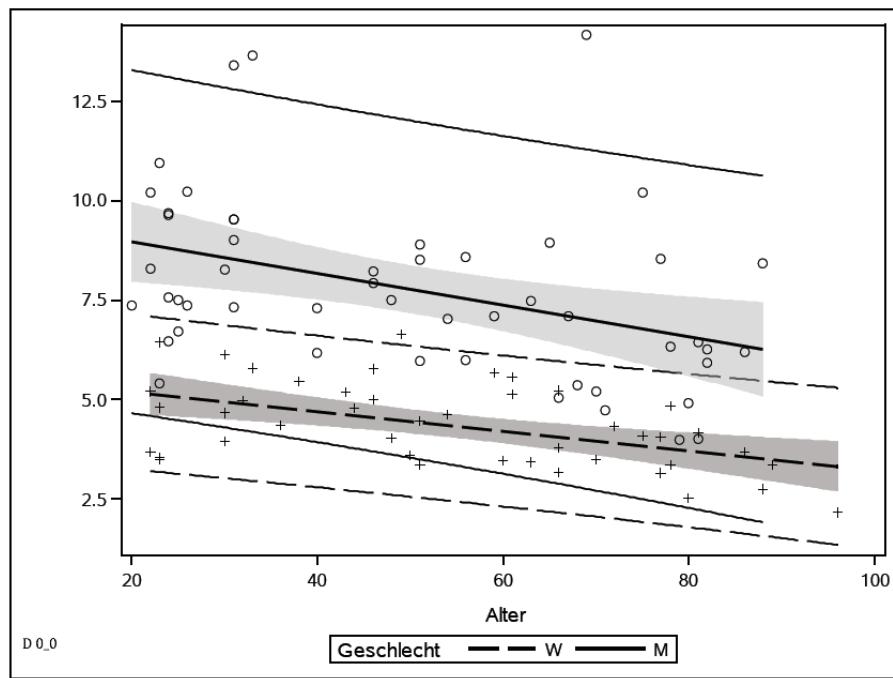


Abbildung 83: Regressionsgeraden der Supination aus 0-0-Position, dominanter Arm.

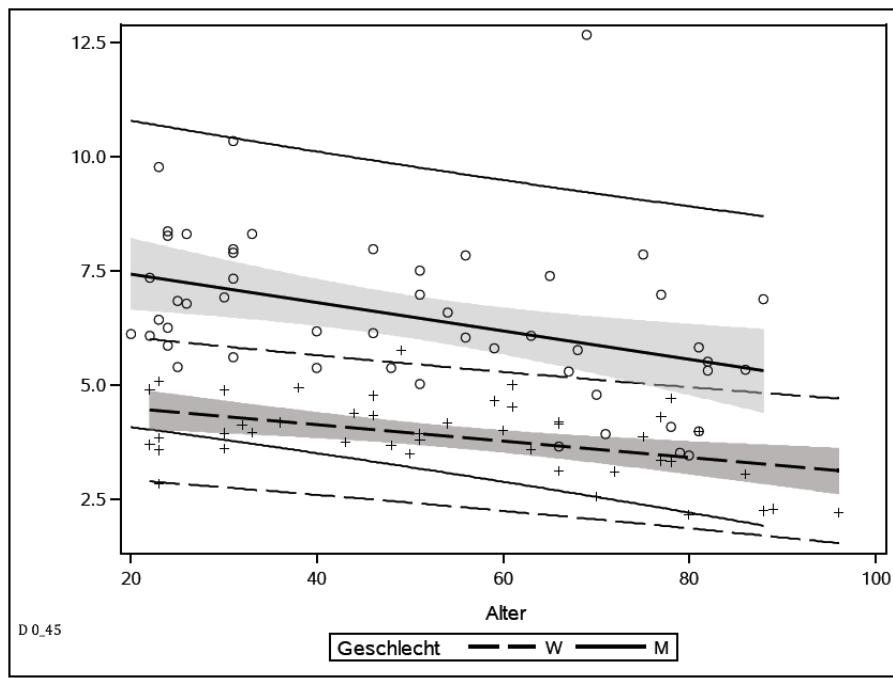


Abbildung 84: Regressionsgeraden der Supination aus 0-45-Position, dominanter Arm.

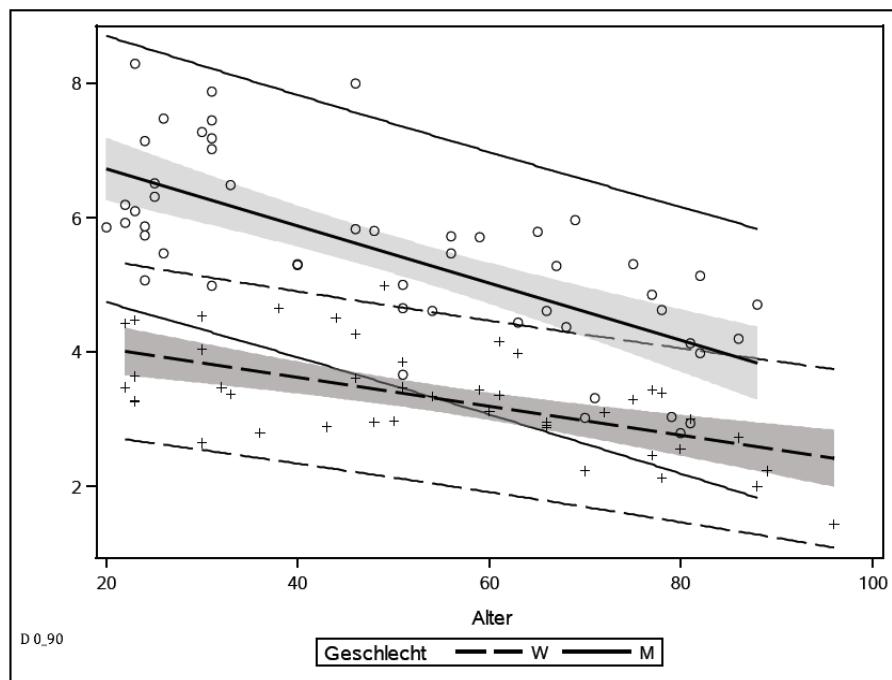


Abbildung 85: Regressionsgeraden der Supination aus 0-90-Position, dominanter Arm.

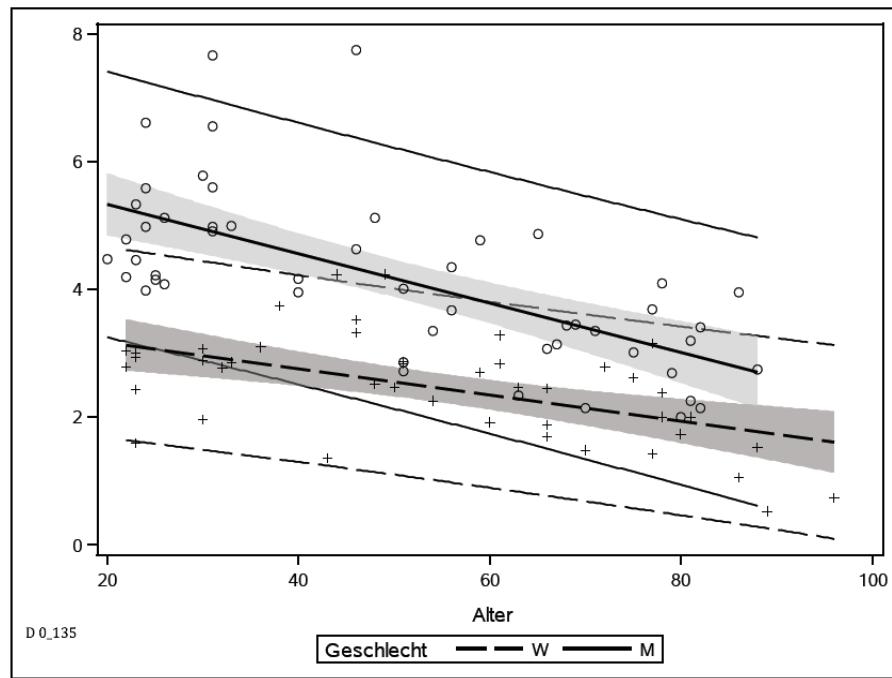


Abbildung 86: Regressionsgeraden der Supination aus 0-135-Position, dominanter Arm.

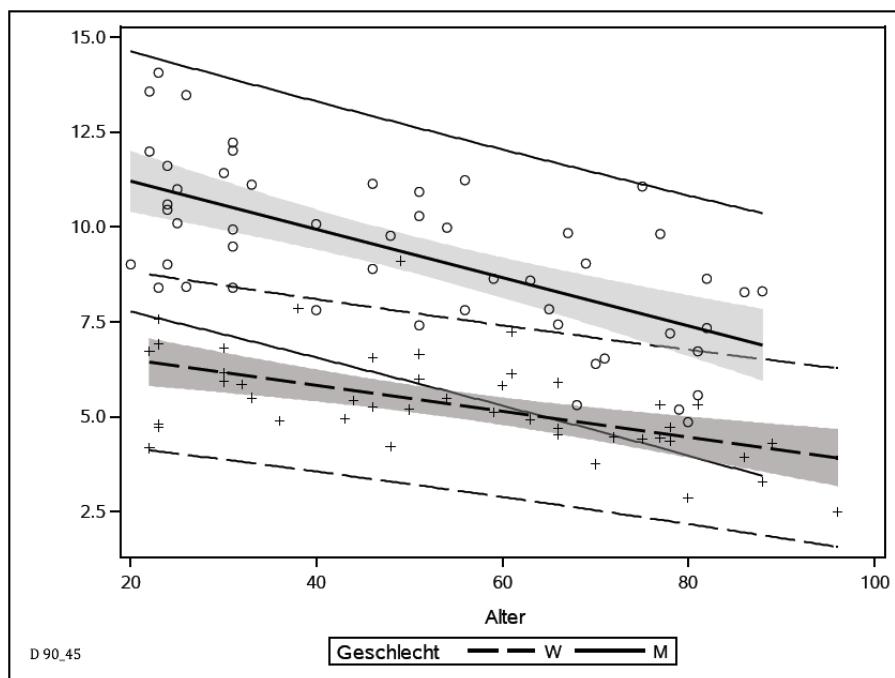


Abbildung 87: Regressionsgeraden der Supination aus 90-45-Position, dominanter Arm.

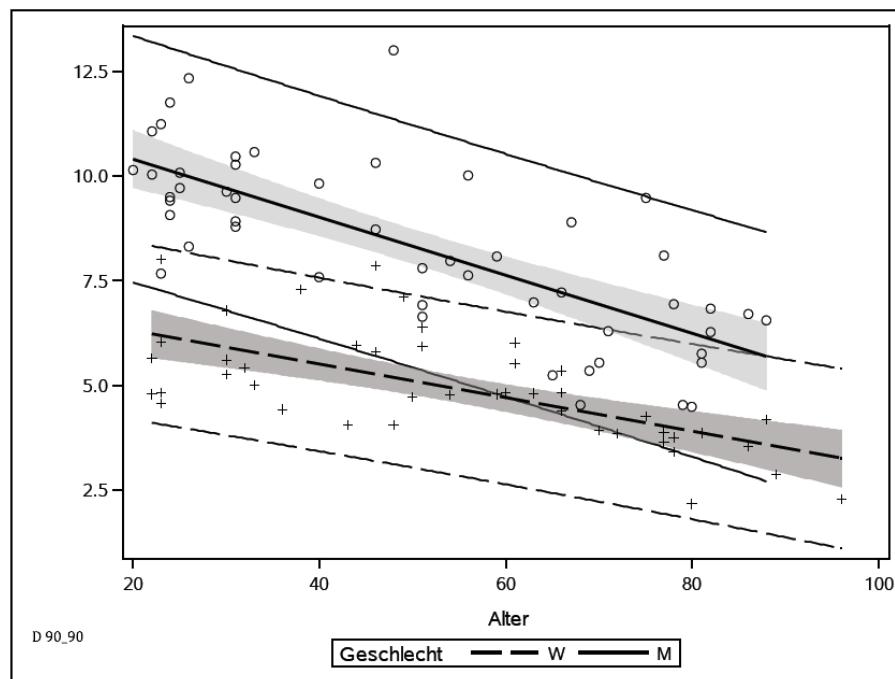


Abbildung 88: Regressionsgeraden der Supination aus 90-90-Position, dominanter Arm.

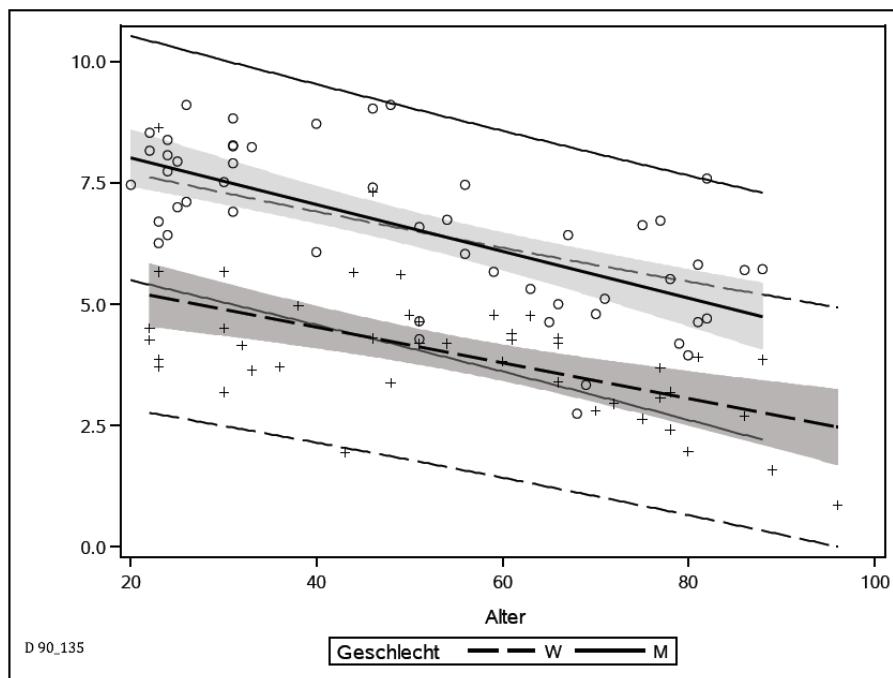


Abbildung 89: Regressionsgeraden der Supination aus 90-135-Position, dominanter Arm.

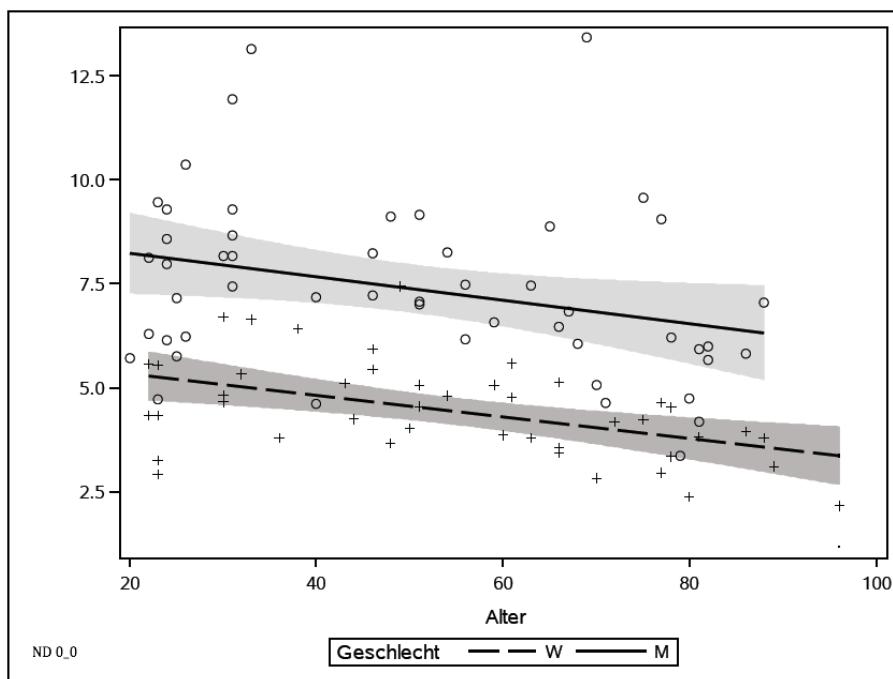


Abbildung 90: Regressionsgeraden der Supination aus 0-0-Position, nicht-dominanter Arm.

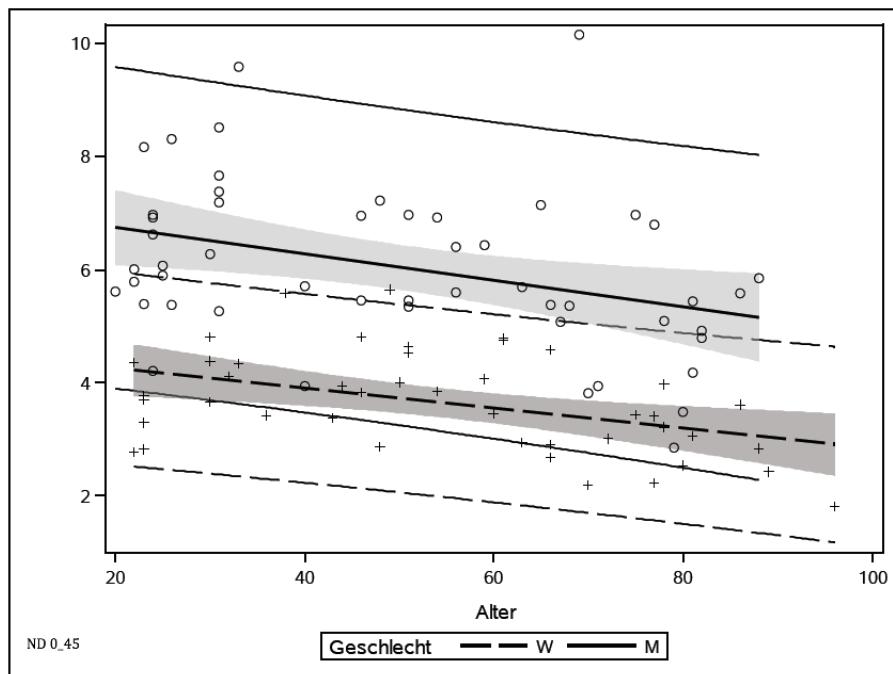


Abbildung 91: Regressionsgeraden der Supination aus 0-45-Position, nicht-dominanter Arm.

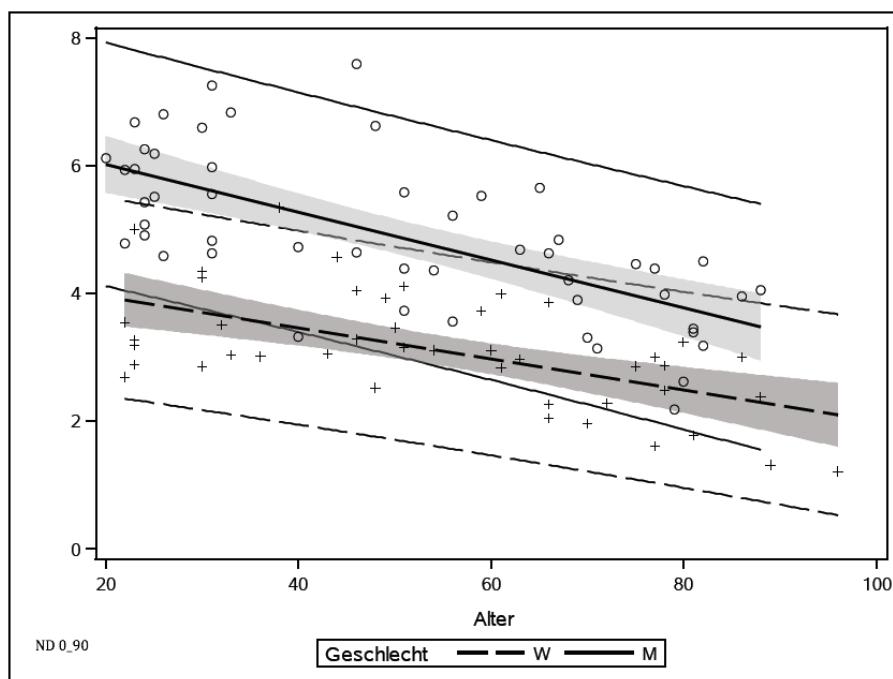


Abbildung 92: Regressionsgeraden der Supination aus 0-90-Position, nicht-dominanter Arm.

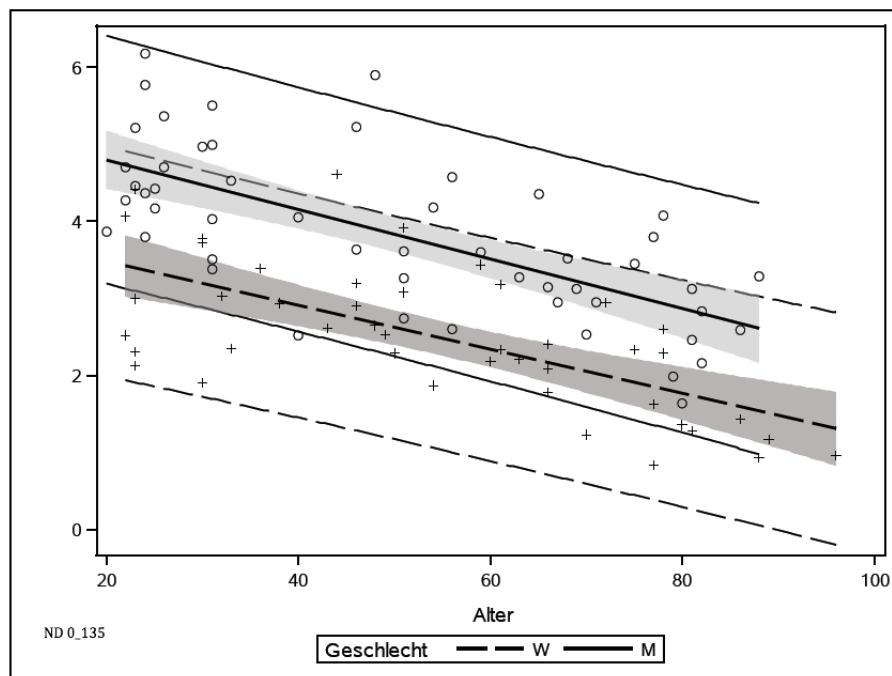


Abbildung 93: Regressionsgeraden der Supination aus 0-135-Position, nicht-dominanter Arm.

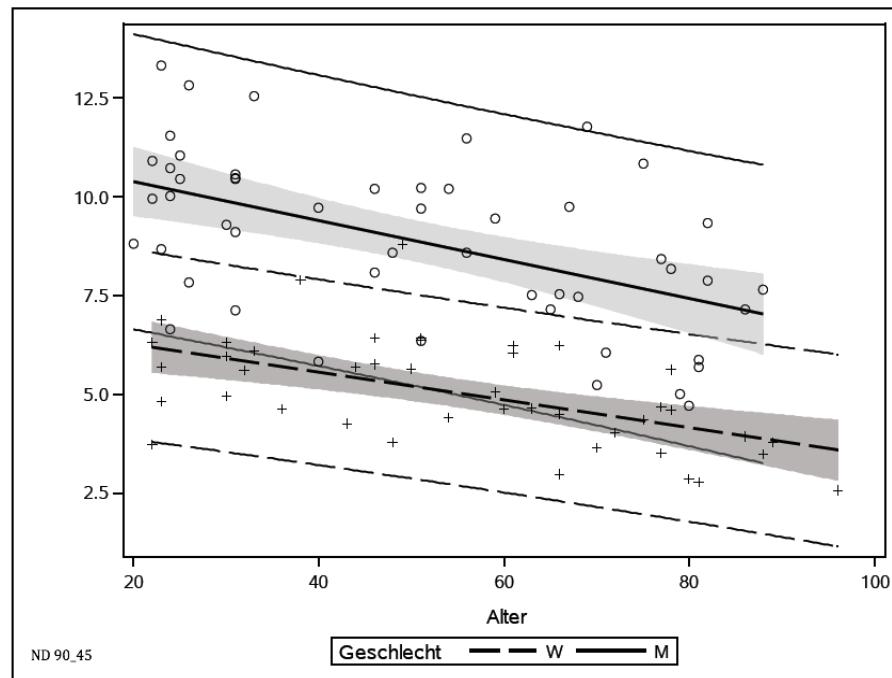


Abbildung 94: Regressionsgeraden der Supination aus 90-45-Position, nicht-dominanter Arm.

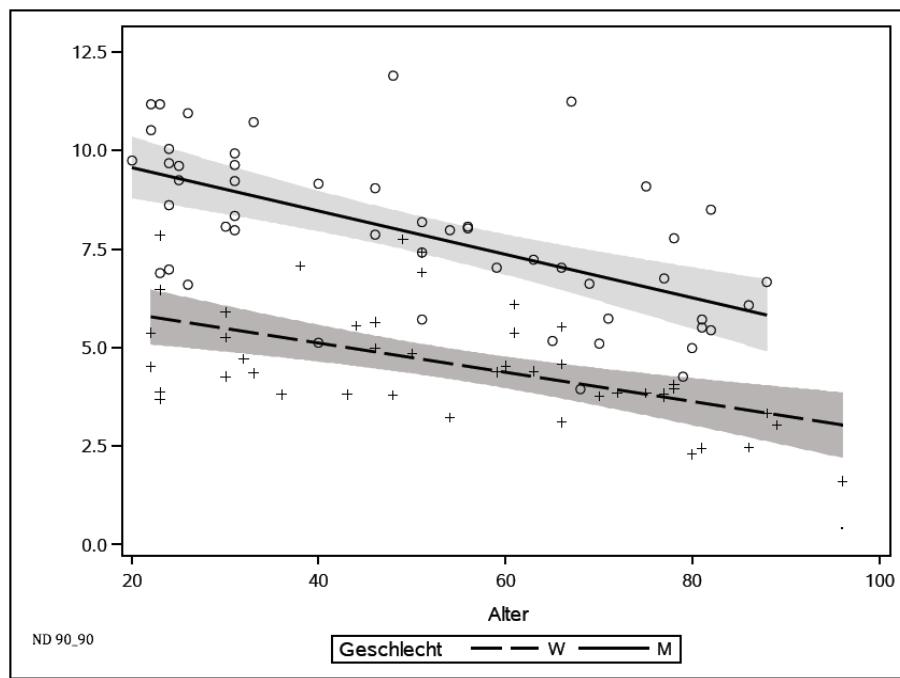


Abbildung 95: Regressionsgeraden der Supination aus 90-90-Position, nicht-dominanter Arm.

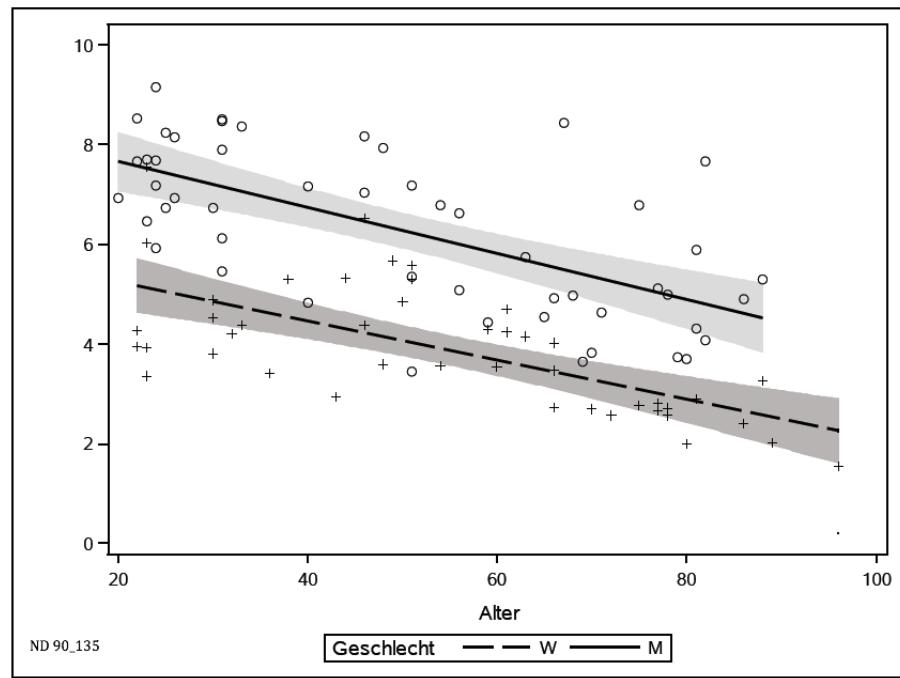


Abbildung 96: Regressionsgeraden der Supination aus 90-135-Position, nicht-dominanter Arm.

## **8. Danksagung**

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson, Direktor der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die Möglichkeit der Promotion an seiner Klinik.

Ebenso danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Peter Müller, stellvertretender Klinikdirektor und Leitender Oberarzt der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, für das Vertrauen in mich und meine Forschungsarbeit.

Insbesondere danke ich Herrn Priv. Doz. Dr. med. Matthias Pietschmann, Oberarzt der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München, für seine kontinuierliche Betreuung und Unterstützung über den gesamten Zeitraum meiner Dissertation und darüber hinaus. Er stand mir mit seiner außerordentlichen Forschungserfahrung und fachlichem Wissen jederzeit beratend zur Seite und trug entscheidend zum erfolgreichen Abschluss meiner Arbeit bei.

Wesentlichen Anteil an der korrekten statistischen Auswertung und Interpretation der erhobenen Messdaten hatte zudem Herr Dr. med. Alexander Crispin, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Institut für Medizinische Informationsverarbeitung, Biometrie und Epidemiologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, dem ich hierfür sehr dankbar bin. Er sorgte häufig für Klarheit und begleitete die Messungen und deren Auswertung vom ersten Tag an.

Auch danke ich Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder aus dem Labor für Biomechanik der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München für die Entwicklung und Bereitstellung der gesamten Messvorrichtung, die in Zusammenarbeit mit Herrn Maximilian Mittermüller entstanden ist, welchem ich ebenso danken möchte.

Herzlich bedanken möchte ich mich auch bei meinem Hausarzt Steffen Hein, der es mir ermöglichte am Seniorencentrum „Mutlanger Forst“ mein Probandenkollektiv mit älteren Teilnehmern entscheidend zu ergänzen.

Abschließend gilt mein besonderer Dank meiner Familie, meinen Eltern und Geschwistern, die mich jederzeit in meinen Entscheidungen unterstützten und bestärkten. Sie begleiteten meinen persönlichen Werdegang und haben großen Anteil an dem erfolgreichen Abschluss meiner Dissertation und meines Studiums. Zudem danke ich meinem Großvater, der meine Arbeit mit großer Leidenschaft und Engagement mehrfach gegenlas und mich mit seinem großen Wissen hinsichtlich Form und Sprache jederzeit unterstützte.