

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München, Klinikum Großhadern
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

**Funktionelle Normwerte und Einflussfaktoren
an Unterarm und Hand gesunder männlicher Erwachsener**

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

vorgelegt von
Marcus Rickert
aus Offenbach am Main
2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Konrad Wolf
Prof. Dr. Angela Schuh

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Priv. Doz. Dr. med. Christoph Schulz

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 04.02.2010

Für meine Eltern und Großeltern,
welchen ich alles verdanke.

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | Einleitung und Stand der Forschung | 1 |
| 1.1 | Funktionelle Anatomie und Biomechanik | 2 |
| 1.1.1 | Unterarm | 3 |
| 1.1.2 | Handgelenk..... | 6 |
| 1.1.3 | Daumen | 9 |
| 1.2 | Literaturrecherche | 13 |
| 1.2.1 | Funktionelle Normwerte und Einflussfaktoren an der oberen Extremität..... | 14 |
| 1.2.2 | Normwerte und Einflussfaktor Body-Mass-Index | 24 |
| 1.3 | Studienziele | 27 |
| 2 | Material und Methode..... | 28 |
| 2.1 | Probanden | 28 |
| 2.2 | Datenerhebung | 29 |
| 2.2.1 | Einteilung der Probanden in spezifische Gruppen | 29 |
| 2.2.2 | Durchführung der Messungen..... | 30 |
| 2.2.3 | Kraftmessung der Grobkraft der Hand | 34 |
| 2.2.4 | Kraftmessung des Daumens im Schlüsselgriff..... | 36 |
| 2.3 | Statistische Analyse | 37 |
| 3 | Ergebnisse | 39 |
| 3.1 | Allgemeinangaben und anthropometrische Messgrößen | 39 |
| 3.2 | Unterarmbeweglichkeit..... | 40 |
| 3.2.1 | Normwerte | 40 |
| 3.2.2 | Einfluss der Seite | 41 |
| 3.2.3 | Einfluss des Alters | 41 |
| 3.2.4 | Einfluss anthropometrischer Faktoren | 42 |
| 3.3 | Handgelenksbeweglichkeit..... | 44 |
| 3.3.1 | Normwerte | 44 |
| 3.3.2 | Einfluss der Seite | 44 |
| 3.3.3 | Einfluss des Alters | 45 |
| 3.3.4 | Einfluss anthropometrischer Faktoren | 46 |
| 3.4 | Beweglichkeit des Daumengrundgelenks | 47 |
| 3.4.1 | Normwerte | 47 |
| 3.4.2 | Einfluss der Seite | 48 |
| 3.4.3 | Einfluss des Alters | 48 |

| | | |
|-------|--|-----|
| 3.4.4 | Einfluss anthropometrischer Faktoren | 50 |
| 3.5 | Grobkraft..... | 50 |
| 3.5.1 | Normwerte | 50 |
| 3.5.2 | Einfluss der Seite | 53 |
| 3.5.3 | Einfluss des Alters | 53 |
| 3.5.4 | Einfluss anthropometrischer Faktoren | 56 |
| 3.6 | Schlüsselgriff..... | 58 |
| 3.6.1 | Normwerte | 58 |
| 3.6.2 | Einfluss der Seite | 58 |
| 3.6.3 | Einfluss des Alters | 58 |
| 3.6.4 | Einfluss anthropometrischer Faktoren | 60 |
| 4 | Diskussion..... | 62 |
| 4.1 | Methodendiskussion | 62 |
| 4.2 | Unterarmbeweglichkeit..... | 65 |
| 4.3 | Handgelenksbeweglichkeit..... | 68 |
| 4.4 | Beweglichkeit des Daumengrundgelenks | 71 |
| 4.5 | Grobkraft..... | 74 |
| 4.6 | Schlüsselgriff..... | 77 |
| 5 | Zusammenfassung..... | 80 |
| 6 | Literatur..... | 82 |
| 7 | Danksagung..... | 102 |
| 8 | Lebenslauf..... | 103 |

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 1: Die funktionelle Bedeutung der Pronations- und Supinationsbewegung (in Anlehnung an Kapandji, 2001) | 3 |
| Abbildung 2: Die funktionelle Inkongruenz des distalen Radioulnargelenks. Die Krümmung der Radialgelenkfläche ist mit dem Ulnarkopf nicht flächengleich (in Anlehnung an Kapandji, 2001) | 4 |
| Abbildung 3: Die Membrana interossea in anteriorer und posteriorer Ansicht (in Anlehnung an Kapandji, 2001) | 5 |
| Abbildung 4: Darstellung des Koordinatensystems für Handgelenksbewegungen (modifiziert nach Garcia-Elias, 1989) | 8 |
| Abbildung 5: Daumenstellungen bei der Zirkumduktion in der Frontalansicht (in Anlehnung an Schmidt und Lanz, 2003) | 9 |
| Abbildung 6: Os metacarpale I, Ansicht von palmar (links) und lateral (rechts) (modifiziert nach Williams et Warwick, 1980) | 11 |
| Abbildung 7: Bestimmung der Handlänge von A→B und Handbreite von C→D | 31 |
| Abbildung 8: Orthese zur Messung der Unterarmdrehung in Pronation und Supination. | 32 |
| Abbildung 9: Messung von Flexion und Extension (nach Greene et Heckman, 1994) | 33 |
| Abbildung 10: Messung von Radial- und Ulnarabduktion (nach Greene et Heckman, 1994) | 33 |
| Abbildung 11: Bestimmung des maximalen Bewegungsausmaßes im Daumengrundgelenk mittels Goniometer. | 34 |
| Abbildung 12: Messung der Grobkraft. | 35 |
| Abbildung 13: Bestimmung der Kraft im Schlüsselgriff („key pinch“) mittels „Baseline® key pinch gauge“. | 37 |
| Abbildung 14: Anzahl der Probanden in den verschiedenen Altersgruppen. | 39 |

Abbildung 15: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und aktiver Beugefähigkeit des Daumens im Grundgelenk der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade..... 49

Abbildung 16: Grobkraft der rechten und linken Hand bei drei aufeinander folgenden Messungen, deren Mittel- und Maximalwert bei allen 365 Probanden. 51

Abbildung 17: Grobkraft der rechten und linken Hand bei drei aufeinander folgenden Messungen, deren Mittel- und Maximalwert bei 20 linkshändigen Probanden. 52

Abbildung 18: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und mittlerer Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel. 55

Abbildung 19: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und maximaler Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel. 55

Abbildung 20: Zusammenhang zwischen Körpergröße der Probanden und mittlerer Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade..... 57

Abbildung 21: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel. 59

Abbildung 22: Zusammenhang zwischen Unterarmumfang der Probanden und Kraft bei Schlüsselgriff der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade..... 61

Tabellenverzeichnis

| | | |
|-------------|--|----|
| Tabelle 1: | Mittelwerte und Standardabweichungen der Griffstärke im Handgelenk bei Männern, gemessen als Schlüsselgriff (entlehnt aus Stegink-Jansen, 2003). | 23 |
| Tabelle 2: | Klassifikation des Body-Mass-Index nach den Kriterien der WHO (1995) | 25 |
| Tabelle 3: | Idealwert des Body-Mass-Index bezogen auf das Alter nach WHO (1995) | 25 |
| Tabelle 4: | Normwerte der gemessenen Längen der rechten und linken Hand bei 365 Probanden. | 40 |
| Tabelle 5: | Normwerte der gemessenen Beweglichkeit des rechten und linken Unterarms bei 365 Probanden. | 41 |
| Tabelle 6: | Normwerte der gemessenen Beweglichkeit des rechten und linken Unterarms in Abhängigkeit vom Alter bei 365 Probanden. | 42 |
| Tabelle 7: | Korrelation der aktiven Beweglichkeit in Pronation und Supination im rechten Unterarm mit konstitutionellen Variablen. | 43 |
| Tabelle 8: | Mittlere Werte der aktiven Handgelenksbeweglichkeit für die rechte und linke Hand (n=365). | 44 |
| Tabelle 9: | Seitenunterschied der aktiven Handgelenksbeweglichkeit (n=365). | 45 |
| Tabelle 10: | altersabhängige Normwerte der gemessenen Beweglichkeit der rechten und linken Hand (n=365). | 46 |
| Tabelle 11: | Korrelation der aktiven Beweglichkeit der rechten Hand mit konstitutionellen Variablen. | 47 |
| Tabelle 12: | Normwerte der Beugefähigkeit im rechten- und linken Daumengrundgelenk unterschiedlicher Altersklassen. | 49 |
| Tabelle 13: | Korrelation der aktiven Beweglichkeit des rechten Daumengrundgelenks mit konstitutionellen Variablen. | 50 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Tabelle 14: | Normwerte der gemessenen Grobkraft beider Hände (n= 365) und 3 Wiederholungsmessungen. Angegeben ist außerdem der Mittelwert aus den 3 Messungen sowie die maximale Kraft. | 51 |
| Tabelle 15: | Normwerte der gemessenen Grobkraft der rechten und linken Hand bei 20 linkshändigen Probanden und 3 Wiederholungsmessungen. Angegeben ist außerdem der Mittelwert aus den 3 Messungen sowie die maximale Kraft. | 52 |
| Tabelle 16: | Normwerte der Grobkraft der rechten Hand unterschiedlicher Altersklassen. | 54 |
| Tabelle 17: | Normwerte der Grobkraft der linken Hand unterschiedlicher Altersklassen. | 56 |
| Tabelle 18: | Korrelation zwischen dem Mittelwert der Grobkraft der rechten Hand und konstitutionellen Variablen. | 57 |
| Tabelle 19: | Normwerte der Kraft beim Schlüsselgriff der rechten und linken Hand unterschiedlicher Altersklassen. | 59 |
| Tabelle 20: | Korrelation der Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand mit konstitutionellen Variablen..... | 60 |

1 Einleitung und Stand der Forschung

Jede Untersuchung der oberen Extremitäten schließt eine Beurteilung von Bewegungsumfang und Kraft mit ein. Durch die Messung des Bewegungsausmaßes und der Kraft in definierten Bewegungen lassen sich Verläufe von Erkrankungen und Erfolge von Therapien objektiv dokumentieren.

Nicht immer stehen Verlaufsmessungen zur Verfügung. In dieser Situation ist der Vergleich mit Normalwerten eines möglichst ähnlichen Kollektivs erforderlich. Ein solcher Vergleich ist für die Diagnose pathologischer Befunde im Rahmen der Erstbefundung notwendig. Auch für die Begutachtung und forensische Fragen werden valide Normwerte für Gesunde gebraucht, um die individuelle Abweichung des Patienten von diesen Werten quantifizieren und einstufen zu können. Nicht zuletzt sind Normwerte für die Forschung notwendig und werden in Studien zum Vergleich herangezogen.

Die Lebensführung der Menschen ist einem raschen Wandel unterzogen, der im Bevölkerungsdurchschnitt immer weiter fort von körperlicher Aktivität im Alltag hin zu immer mehr Zeit in relativer körperlicher Inaktivität führt. Die sportlichen Freizeitaktivitäten können im Durchschnitt der Bevölkerung den Rückgang körperlicher Arbeit nicht ausgleichen (Rütten et al., 2005). Diese Änderung in der Lebensführung wirkt sich auch auf den Körper aus. Zusätzlich verändern sich Parameter wie die durchschnittliche Körpergröße und das durchschnittliche Körpergewicht über die Jahre auch in Deutschland messbar, wobei im Mittel eine Gewichtszunahme über die Jahre nachgewiesen wurde (Benecke und Vogel, 2003). Diese Parameter können die Beweglichkeit und Kraft der distalen oberen Extremität ebenfalls beeinflussen.

Diese Veränderungen führen dazu, dass Normwerte für Beweglichkeit und Kraft der oberen Extremität, die vor Jahrzehnten erhoben wurden, heute möglicherweise nicht mehr den tatsächlichen Bevölkerungsdurchschnitt reflektieren. Da-

her ist es sinnvoll und notwendig, die bestehenden Normwerte kontinuierlich mit der Realität abzugleichen und aktuelle Normwerte zu erheben.

Andererseits unterliegen Beweglichkeit der Gelenke und die Kraft ihrerseits auch vielen Einflüssen. Es ist daher notwendig, diese Einflüsse, insbesondere die von Alter, Geschlecht und Körperbau zu evaluieren und für aktualisierte Normwerte zu berücksichtigen, um auch den individuellen Unterschieden der Patienten möglichst genau Rechnung zu tragen.

1.1 Funktionelle Anatomie und Biomechanik

Wenn man die Fähigkeit der Unterarmdrehung zur Handgelenksbeweglichkeit (Handgelenksflexion / -extension, Radial- / Ulnarabduktion) addiert, resultiert als funktionelle Beweglichkeit die eines Gelenkes mit drei Freiheitsgraden.

Es liegt daher nahe, dass für eine Beschreibung der Handgelenksbeweglichkeit auch eine Beurteilung der Unterarmdrehung erforderlich ist, um funktionelle Defizite korrekt zu beschreiben.

Als Pronation und Supination werden die Umwendbewegungen des Unterarms um seine longitudinale Achse bezeichnet (Abbildung 1). Beide Bewegungen sind für eine zielgerichtete Aufwärts- (Supination) oder Abwärtsbewegung (Pronation) essentiell (Kapandji, 2001).

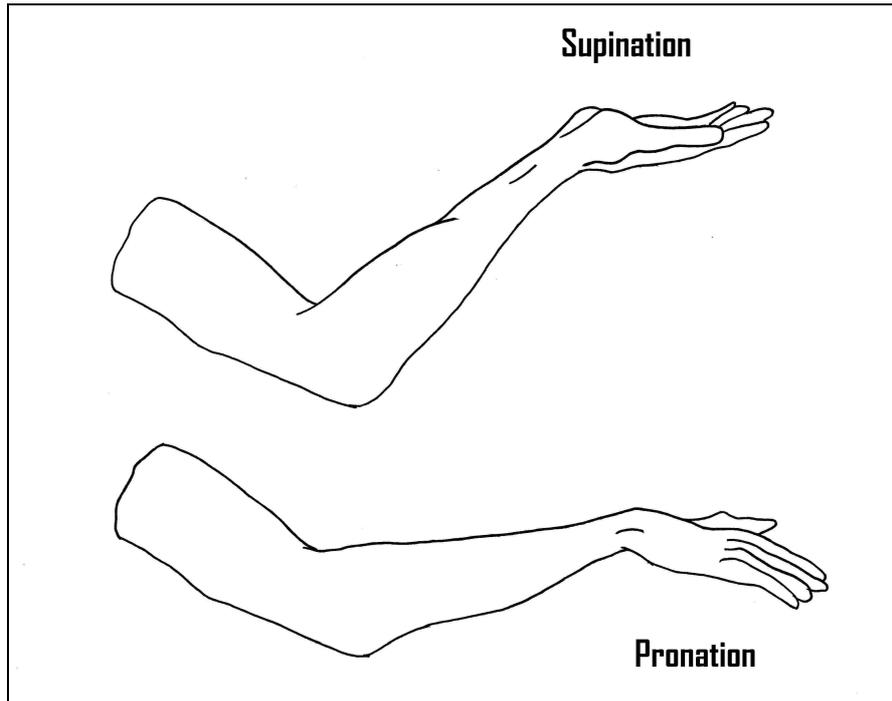


Abbildung 1: Die funktionelle Bedeutung der Pronations- und Supinationsbewegung (in Anlehnung an Kapandji, 2001)

1.1.1 Unterarm

Radius und Ulna sind gelenkig durch das proximale Radioulnargelenk (PRU) und das distale Radioulnargelenk (DRU) verbunden. Damit sich diese Gelenke nicht gegeneinander blockieren und eine freie Rotation gewährleistet ist, müssen die Achsen der beiden Radioulnargelenke koaxial zueinander stehen. Die Linie, die beide Radioulnargelenke miteinander verbindet, kann als mechanische Achse der Pro- und Supination bezeichnet werden. Definitionsgemäß sind beide Gelenke Trochoidgelenke mit rauer zylindrischer Oberfläche. Das PRU stellt funktionell ein Radgelenk dar, bei dem sich die Circumferentia articularis des Radius in der Incisura radialis der Ulna dreht. Das DRU ist ebenfalls ein Radgelenk, das vom Caput der Ulna und von der Incisura ulnaris des Radius gebildet wird. Während das PRU funktionell dem Ellenbogengelenk zuzuordnen ist, gehört das DRU zum Handgelenk (Rauber et Kopsch, 1987).

Die Stabilität des PRU ist exzellent, da der Radiuskopf in einer festen osteoligamentären Höhle eingebettet ist, die aus Ulna und Ligamentum anulare besteht. Demgegenüber ist das DRU funktionell labiler, da dessen Oberflächen nicht kongruent zueinander stehen (Abbildung 2). Weitere, wichtige Stabilisatoren dieser funktionellen Einheit von Radius und Ulna sind neben den Ligamenta der beiden Radioulnargelenke vor allem die Membrana interossea (Abbildung 3) sowie die Muskulatur des Unterarms (Kihara et al., 1995, Ward et al., 2000). Die Bedeutung der Membrana interossea für Supination und Rotation wurde in den letzten Jahren zunehmend hervorgehoben (Nakamura et al., 1999a, 2000, Manson et al., 2000, Gabriel et al., 2004, Watanabe et al., 2005, Pfäffle et al., 2006).

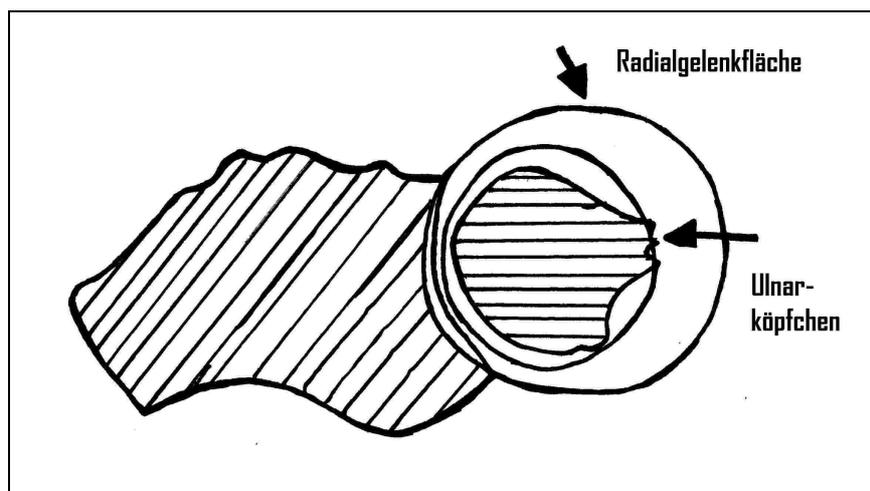


Abbildung 2: Die funktionelle Inkongruenz des distalen Radioulnargelenks. Die Kurvatur der Radialgelenkfläche ist mit dem Ulnarkopf nicht flächengleich (in Anlehnung an Kapandji, 2001)

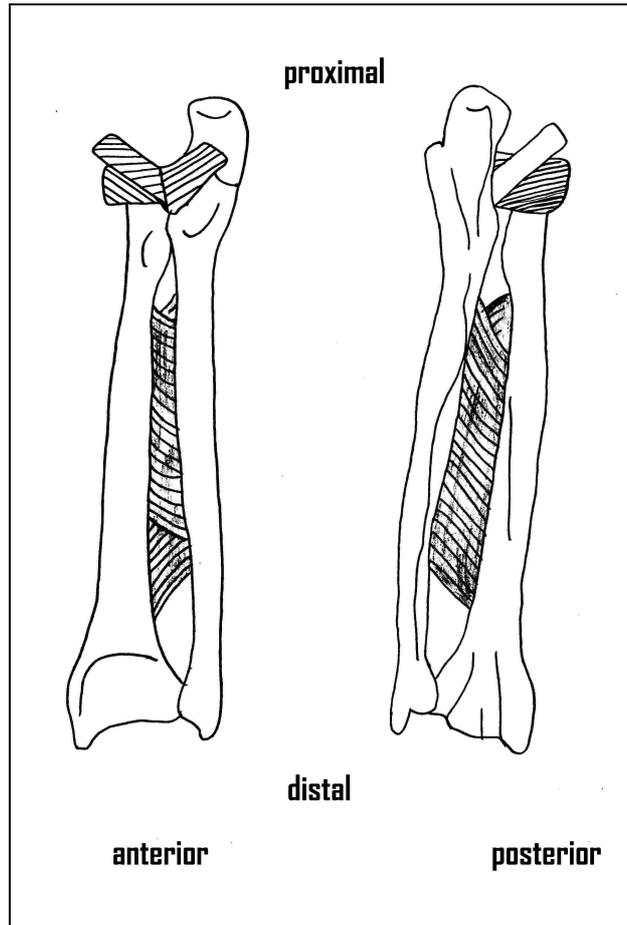


Abbildung 3: Die Membrana interossea in anteriorer und posteriorer Ansicht (in Anlehnung an Kapandji, 2001)

Funktionell müssen zwei Muskelgruppen unterschieden werden, die entweder zur Pronations- oder zur Supinationsbewegung beitragen. Der M. supinator setzt am proximalen Ende des Radius an und fungiert als Abroller, während der Bizepsmuskel, auch als Hauptsupinator bezeichnet, die radiale Tuberositas festschnallt. Der M. brachioradialis wiederum fungiert nur bei vollständiger Unterarmpronation als Supinator. Der relativ schwache M. pronator teres setzt im Apex der Pronatorbeuge des Radius an, während der M. pronator quadratus sich um das distale Ulnaende windet und als Abroller fungiert (Kapandji, 2001).

1.1.2 Handgelenk

Das Handgelenk kann funktionell in ein proximales Handwurzelgelenk und ein distales Handwurzelgelenk eingeteilt werden. Das proximale Handwurzelgelenk (Articulatio radiocarpalis) ist funktionell betrachtet ein Ellipsoidgelenk, bei dem der Radius und der Discus articularis die Gelenkpfanne und die proximalen Handwurzelknochen (Skaphoid, Lunatum, Triquetrum) den Gelenkkopf bilden. Die Gelenkfläche der Ulna ist in diesem Gelenk über einen Diskus, (TFCC, triangular fibrocartilage complex) an die Gelenkfläche der proximalen Handwurzelknochen (Lunatum, Triquetrum) angelagert. Der TFCC bleibt während der Bewegungen des Handgelenkes weitgehend formstabil, lediglich die Verbindung zur Ulna ist deutlich beweglicher (Nakamura et al., 1996, Pfirrmann et al., 2001, Schmidt, 2004). Das distale Handgelenk (Articulatio mediocarpalis) ist in seiner Funktion ein verzahntes Scharniergelenk, das einen S-förmigen Gelenkspalt aufweist und von den proximalen Handwurzelknochen sowie den distalen Handwurzelknochen (Trapezium, Trapezoid, Kapitatum, Hamatum) gebildet wird.

Die Flexions-Extensionsbewegung der Hand erfolgt zu etwa 60 % im proximalen Handgelenk. Die Radiusgelenkfläche ist gegenüber der Unterarmachse um durchschnittlich ca. 10 Grad nach palmar und in radio-ulnarer Richtung um ca. 20 Grad geneigt (Herzog und Schiewe, 1963). Im distalen Handwurzelgelenk finden ca. 40% der Flexions-Extensionsbewegung statt. Dabei handelt es sich um eine synergistische Bewegung aller miteinander artikulierender Karpalknochen (Sennwald et al., 1993).

Bewegungen im Handgelenk sind sowohl in der dorsopalmaren Ebene möglich (Flexion, Extension) als auch in der radioulnaren Ebene (Abduktion, Adduktion, siehe Abbildung 4). Bei ulnar-radialer Deviationsbewegung findet eine synergistische Bewegung der Handgelenksknochen statt. Bei radialer Deviation kommt es zu einer Flexion des Skaphoids, das Lunatum wird gleichgerichtet mitbewegt und das Triquetrum extendiert. Bei ulnarer Deviation kommt es zu

einer Aufrichtung des Skaphoids, das Triquetrum bewegt sich nach palmar und ermöglicht dadurch die Bewegung des Metakarpus nach ulnar. Die Knochen der distalen karpalen Reihe verhalten sich synergistisch (Berger et al., 1982).

In Anlehnung an die Ansatzstellen der Muskulatur im Bereich des Handgelenkes und der Hand und unter Berücksichtigung der axialen Anordnung und Beziehungen der Gelenkflächen kann ein längs aufgebautes Handgelenk beschrieben werden. Skaphoid, Trapezium und Trapezoid werden als radiale, Lunatum und Kapitatum als zentrale und Triquetrum und Hamatum als ulnare Karpussäule zusammengefasst (Kuhlmann et al., 1985).

Der Daumenstrahl beginnt damit im Radio-Skaphoidal-Gelenk (radialer Bereich des proximalen Handgelenkes) und setzt sich über die radiale Seite des distalen Handgelenkes, das Skapho-Trapezio-Trapezoidal-Gelenk, bis zum Daumengrundgelenk fort. Die radiale Karpussäule ist besonders für die ulnare und radiale Ab- und Adduktion im Handgelenk wichtig und übernimmt eine zentrale Rolle bei der Kraftübertragung (Palmer und Werner, 1984).

Als Kombination aller Bewegungen im Handgelenk kann die Zirkumduktion angesehen werden (Smahel et Klimova, 2005a). Das funktionelle Zentrum der Zirkumduktion liegt innerhalb des proximalen und palmaren Pols des Kapitatum (Volz et al., 1980).

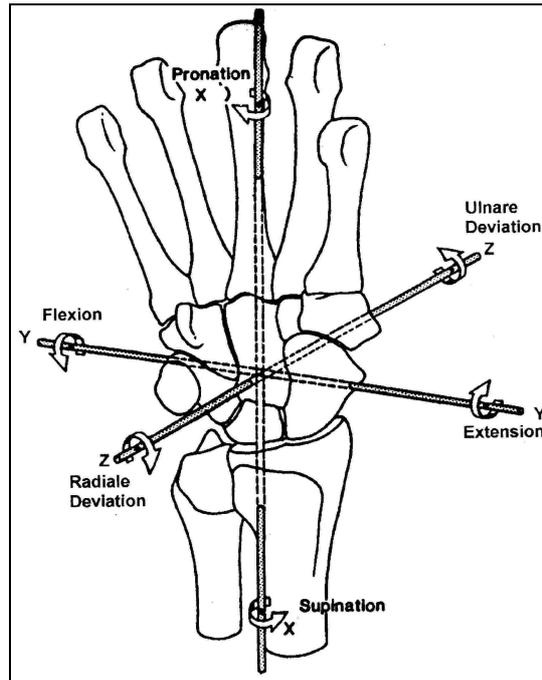


Abbildung 4: Darstellung des Koordinatensystems für Handgelenksbewegungen (modifiziert nach Garcia-Elias, 1989).

In den Handwurzelgelenken wird die Hand durch die oberflächlichen und tiefen Fingerbeuger, den M. flexor pollicis longus und überwiegend den M. flexor carpi ulnaris, weniger den M. flexor carpi radialis palmarflektiert. Die Beugewirkung des M. abductor pollicis longus ist dagegen unerheblich, die Wirkung des M. palmaris interindividuell variabel. Die Dorsalextension erfolgt durch die Fingerektensoren sowie die Mm. extensor carpi ulnaris und extensor carpi radialis longus und brevis. Die Bewegung wird von den Mm. extensor indicis und pollicis unterstützt. Die Radialabduktion erfolgt vor allem durch den M. extensor carpi radialis, dessen Drehmoment genauso groß ist wie das der übrigen Radialabduktoren zusammen. Zu diesen gehören die Mm. extensor carpi radialis brevis, abductor und extensor pollicis longus, extensor indicis und flexor carpi radialis. Dagegen erfolgt die Ulnarabduktion durch die beiden Mm. extensor und flexor carpi ulnaris. Durch Kombination der Muskelwirkungen können in den Handgelenken Mischbewegungen ausgeführt werden (Kauer, 1980, Volz et al., 1980, Schmidt et Lanz, 2003).

1.1.3 Daumen

Der Daumen ist ein Greifinstrument, das in dieser Art einzigartig ist. Die volle Beweglichkeit des Daumens ergibt sich aus einem Zusammenspiel verschiedener Gelenke. Der Bewegungsraum des Daumens wird durch die Zirkumduktion umrissen (siehe Abbildung 5). An dieser Bewegung sind alle drei Gelenke des Daumens, Daumensattelgelenk (karpometakarpales Gelenk), Daumengrundgelenk (metakarpo-phalangeales Gelenk) und Daumenendgelenk (interphalangeales Gelenk), beteiligt.

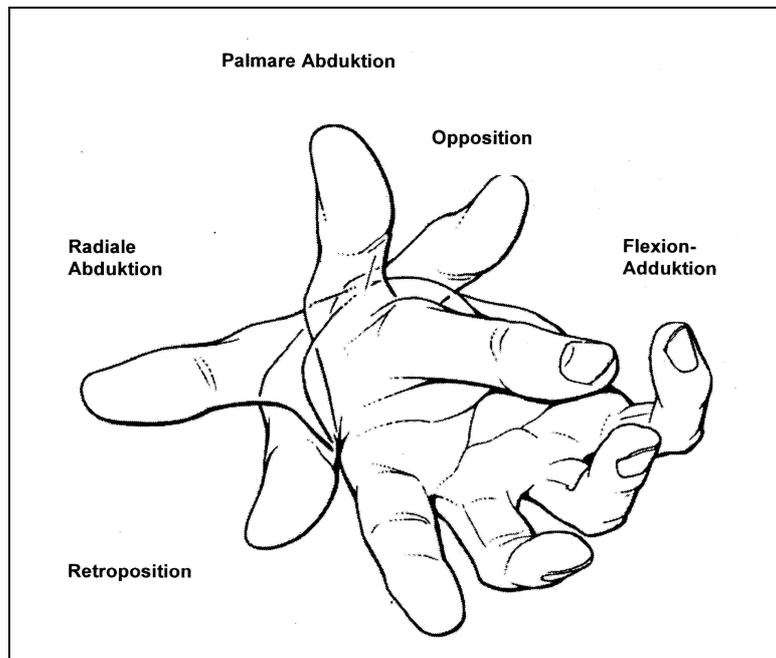


Abbildung 5: Daumenstellungen bei der Zirkumduktion in der Frontalansicht (in Anlehnung an Schmidt und Lanz, 2003)

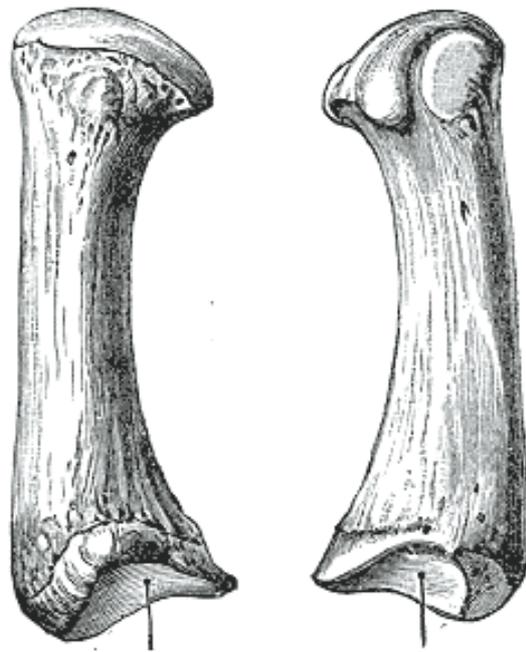
Das Daumensattelgelenk (Articulatio carpometacarpalis) ist nach der Form der Gelenkflächen ein reines Scharniergelenk. Die Gelenkfläche des Trapezium ist schmaler und schwächer gekrümmt als die Gelenkfläche des Metakarpalknochens, in die sie hineingreift. Die korrespondierenden Gelenkflächen sind nur in

der Hälfte der Fälle deckungsgleich (Schmidt und Geissler, 1983). Sie sind bei Männern stärker gekrümmt und insgesamt deckungsgleicher als bei Frauen (Ateshian et al., 1992). Obwohl morphologisch ein Sattelgelenk, erlauben die weite, schlaffe Kapsel und der besonders ausgeprägte und etwas verformbare Knorpelbelag der Gelenkflächen im Daumensattelgelenk jedoch neben Extensions- / Flexionsbewegungen auch eine Abduktion und Adduktion und durch die Asymmetrie der Gelenkflächen eine geringfügige Rotation im Sinne der Pronation und Supination von 5-10 Grad (Rauber et Kopsch, 1987; Yoshida et al., 2003). Mechanisch entspricht das Daumensattelgelenk damit am ehesten einem Eigelenk. Die Achse der Extension-Flexion verläuft durch das Trapezium, die Achse der Ab- / Adduktion durch die Basis des Metacarpale I. Die Hauptachsen des Daumensattelgelenkes stehen weder senkrecht zueinander, noch liegen die Ebenen der Bewegungsausschläge in den anatomischen Ebenen (Hollister et a., 1992, Hollister und Giurintano, 1995).

Die muskuläre Führung des Daumensattelgelenkes ist dadurch gekennzeichnet, dass das Gelenk von allen Seiten her strahlenförmig von Kräftezügen angegangen wird. Als Daumenstrecker fungieren die langen Muskeln der Dorsalseite: Mm. abductor pollicis longus und brevis im Daumengrundgelenk sowie extensor pollicis longus in Daumengrund- und -sattelgelenk. Als Gegenspieler liegt der M. flexor pollicis longus an der Palmarseite. Dazu kommen die Muskeln des Thenar: Mm. abductor pollicis brevis, flexor pollicis brevis, adductor pollicis und opponens pollicis. Die Adduktion des Daumens wird überwiegend vom M. adductor pollicis durchgeführt, unter Mitwirkung der Mm. flexor pollicis brevis und opponens pollicis. Für die Abduktion ist überwiegend der M. abductor pollicis verantwortlich, zum kleineren Teil auch der M. flexor pollicis brevis. Die Oppositionsstellung wird in erster Linie durch den M. opponens pollicis erreicht, in geringerem Umfang auch durch die Mm. flexor pollicis brevis und adductor pollicis. Die Retroposition erfolgt dagegen über die langen Daumenmuskeln an der Dorsalseite (Schmidt et Lanz, 2003).

Die Gelenkfläche des Daumengrundgelenks gleicht einem Ei- oder Kugelgelenk (Williams et Warwick, 1980). Funktionell ist es ein nahezu reines Scharniergelenk (nur Beugung und Streckung). Das Daumengrundgelenk hat zwei Achsen. Nämlich die Achse der Flexion / Extension, die knapp distal und palmar der Epicondylen liegt und die Achse der (sehr eingeschränkt möglichen) Ab- / Adduktion, die zwischen den Sesambeinen hindurchführt. Keine der beiden Achsen steht lotrecht zu den Längsachsen der Phalangen (Hollister et al., 1995).

Die Gelenkfläche kann individuell variieren und erscheint fast gleich häufig als eher rund oder als eher flach. Eine runde Gelenkform ist bei Frauen häufiger. Bei runderer Gelenkfläche ist der Bewegungsumfang im Daumengrundgelenk größer (Yoshida et al., 2003).



Gelenkfläche zum Trapezium

Abbildung 6: *Os metacarpale I*, Ansicht von palmar (links) und lateral (rechts)
(modifiziert nach Williams et Warwick, 1980)

Die palmaren Bänder aller metacarpophalangealen Gelenke sind dichte Faserplatten. Sie sind mit den Metakarpalia locker verbunden, die Verbindung zu den Phalangen ist sehr fest. Die palmaren Platten bilden einen Teil der Gelenkfläche für die Metakarpalia. Am Daumengrundgelenk sind in die palmare Platte und die angrenzende Gelenkkapsel die beiden Sesambeine eingelassen.

Die Kollateralbänder sind stark ausgeprägt und schränken die Beweglichkeit entsprechend ein. Sie ziehen von dorsolateral des Mittelhandkopfes zum palmaren Abschnitt der Basis der Grundphalanx. Die akzessorischen Kollateralbänder verlaufen vom Mittelhandkopf zu den Sesambeinen, dem Ringband und radial zu der Sehne des M. flexor pollicis brevis und ulnar zu der Sehne des M. adductor pollicis (Williams et Warwick, 1980).

Die Beweglichkeit im Daumengrundgelenk reicht von einer Flexion um etwa 70° bis zur Streckstellung oder individuell wechselnd bis zu einer mehr oder minder deutlichen Überstreckung (Williams et Warwick, 1980).

Die Flexion im Daumengrundgelenk erfolgt durch die Mm. flexores pollicis longus und brevis, wobei die Mm. abductor pollicis brevis und adductor pollicis gemeinsam ebenfalls an der Flexion beteiligt sein können. Gestreckt wird der Daumen im Daumengrundgelenk durch die Mm. extensores pollicis longus und brevis (Schmidt et Lanz, 2003).

Das Daumenendgelenk (Interphalangealgelenk) ist ein reines Scharniergelenk. Palmar ist auch in die Kapsel des Daumenendgelenkes eine derbe Faserplatte, das Lig. palmare, eingewebt, welches die Gelenkpfanne nach proximal ergänzt. Kräftige Kollateralbänder sichern die Führung der Bewegung. In jeder Gelenkstellung ist ein Teil ihrer Fasern angespannt (Williams et Warwick, 1980).

Im Daumenendgelenk ist eine Beugung von ca. 70° und eine Streckung häufig bis in die Überstreckung möglich. Die Flexion erfolgt über den M. flexor pollicis

longus, die Streckung über den M. extensor pollicis longus (Williams et Warwick, 1980).

1.2 Literaturrecherche

In der Literatur finden sich große Abweichungen in den Angaben von Normwerten für die Beweglichkeit und die Kraftentfaltung an Unterarm, Handgelenk und Daumen. Diese Unterschiede sind unter anderem durch die Wahl unterschiedlicher Probandenpopulationen, insbesondere im Hinblick auf Alter, Geschlecht, Körperbau und Händigkeit, verursacht. Daneben sind die unterschiedliche Messmethodik und Notwendigkeit der exakten Gelenkstellung bei der Messung mögliche Gründe für Abweichungen der berichteten Normwerte. Im Folgenden wird daher darauf eingegangen, welche Faktoren einen Einfluss auf die Beweglichkeit und die Kraft der oberen Extremität an Unterarm, Handgelenk und Daumen haben.

Für die Erhebung von Normwerten ist es notwendig, die untersuchten Probanden ausführlich zu charakterisieren. In der späteren Verwendung können dann gezielt Normwernerhebungen herangezogen werden, die für die eigenen Patienten bzw. Probanden am besten zutreffen.

1.2.1 Funktionelle Normwerte und Einflussfaktoren an der oberen Extremität

1.2.1.1 Beweglichkeit des Unterarms

Die Rotationsbewegung des Unterarms im proximalen und distalen Radioulnargelenk ist eine komplexe Bewegung, die sich im Wesentlichen aus Rotation des Radius um die Ulna und Translation zusammensetzt: Der Radius rotiert dabei um 45°, während er sich um die Ulna dreht. Die Ulna rotiert dagegen um 6°. Zusätzlich verlagert sich der Radiuskopf in der anterioposterioren Ebene (~ 2,1mm) und in der mediolateralen Ebene (~1,6mm) (Nakamura et al., 1999b, Kapandji, 2001, Galik et al., 2007, Tay et al., 2007).

Im proximalen und distalen Radioulnargelenk ist eine Supination von etwa 71° bis 82° und eine Pronation von etwa 65° bis 75° möglich (Nakamura et al., 2000, Kasten et al., 2003, 2004). Für die orientierende Untersuchung gilt dennoch häufig ein Umfang der Rotationsbewegung von 180° als normal, gemessen bei 90° Beugung des Ellenbogengelenks (Kapandji, 2001). Dies liegt auch daran, dass der an der Handstellung gemessene Bewegungsumfang über den Bewegungsumfang in den Radioulnargelenken hinausgeht und auch im distalen und proximalen Handgelenk sowie im Karpometakarpalgelenk eine gewisse Rotation erfolgt (Nakamura et al., 1999b).

Das Bewegungsausmaß wird überwiegend von der individuellen Morphologie der Knochen und der Laxität des Kapsel-Bandapparates eines Gelenkes bestimmt.

Beispielsweise können Frakturen von Ulna oder Radius in Fehlstellung verheilen. Derartige Fehlstellungen beeinträchtigen dann möglicherweise das Bewegungsausmaß von Rotation und Supination. Bei Versuchen an Leichenarmen fanden Kasten et al. (2004) nach Osteotomie des Radius erst bei einer Rotati-

onsfehlstellung von 30° sowohl in Richtung Supination als auch in Richtung Pronation eine signifikante Bewegungseinschränkung. Interessanterweise beeinträchtigte eine Rotationsfehlstellung der Ulna den Gesamtumfang der Rotationsbewegung im Unterarm nicht, sondern verlagerte nur den Beginn der Bewegung in die jeweils entgegengesetzte Richtung (Tynan et al., 2000). Auch eine Dissektion des Ligamentum anulare beeinträchtigt den Bewegungsumfang am Unterarm wenig (Galik et al., 2007). Dagegen haben Achsfehlstellungen nach Ulna- oder Radiusfrakturen deutliche Einschränkungen der Rotationsbewegung zur Folge. Als Grenzen ermittelten Yasumoto et al. (2002) Fehlstellungen von 14° radial, 7° ulnar, 5° anterior oder 4° posterior, wobei neben den Achsfehlstellungen auch andere Einflüsse den Umfang der Rotationsbewegung nach Fraktur limitieren (Sarmiento et al., 1992). Durch die Fehlstellungen kommt es zu einer Verlagerung der Rotationsachse, in der Folge kann die Membrana interossea die Rotationsbewegung nicht optimal führen und limitiert derart den Bewegungsumfang. Letztendlich resultieren auch Subluxationsfehlstellungen des distalen Radioulnargelenkes durch nicht-anatomische Heilung in einer deutlichen Rotationseinschränkung (Ishikawa et al., 2005; Schulz et al., 2003).

1.2.1.2 Handgelenksbeweglichkeit

Die funktionelle Beweglichkeit im gesunden Handgelenk ist individuell sehr unterschiedlich (Brumfield et Champoux, 1984; Palmer et al., 1985; Ryu et al., 1991; Skvarilova et Plevkova, 1996; Marshall et al., 1999; Chaparro et al., 2000). Die Normwerte werden in den Studien sehr unterschiedlich angegeben und liegen zwischen 60° und 95° Flexion, 60° und 90 ° Extension, 15° und 35° Radialabduktion, sowie 30° und 60° Ulnarabduktion (Smahel und Klimova, 2005a). Smahel und Klimova (2005a) gaben als Normwerte für eine tschechische Kohorte 75° bis 81° für die Flexion, 67° bis 71° für die Extension, 22° bis 27° für die Abduktion und 58° bis 61° für die Adduktion an.

Bei Ryu et al. (1991) wurden als Beweglichkeit des Handgelenks 78° Flexion, 60° Extension, 21° Radialabduktion und 38° Ulnarabduktion bei 40 gesunden Probanden (20 Männer und 20 Frauen) angegeben. Dies ergab Bewegungsumfänge von insgesamt 138° für Flexion / Extension, sowie von 59° für die Radial- und Ulnarabduktion. Ähnliche Messwerte für den Bewegungsumfang mit 133° für Flexion / Extension und mit 40,5° für die Radial- und Ulnarabduktion fanden auch Palmer et al. 1985 bei 10 Probanden mit einem Elektrogoniometer (Ryu et al., 1991; Palmer et al., 1985).

Als maßgebliche Einflussfaktoren auf die Handgelenksbeweglichkeit wurden die Armstellung, das Geschlecht, das Alter und der Trainingsstatus bzw. der Beruf in unterschiedlichen Studien nachgewiesen.

Die jeweilige Stellung von Handgelenk und Unterarm hat einen entscheidenden Effekt auf die Handgelenksbeweglichkeit. So ist die Adduktion / Abduktion bei verschiedenen Flexions- bzw. Extensionsstellungen im Handgelenk deutlich unterschiedlich, wie nach der Komplexität des Handgelenkes nicht anders zu erwarten. Die größte Ad- / Abduktion lässt sich nahe der Neutralstellung des Handgelenks ermitteln (Marshall et al., 1999, Li et al., 2005). Bei Messungen der Handgelenksbeweglichkeit muss daher die Arm- und Handgelenksstellung sorgfältig berücksichtigt werden.

Außerdem ist die Handgelenksbeweglichkeit bei Frauen größer als bei Männern (Smahel und Klimova, 2005a), was getrennte Normwerttabellen für die Geschlechter notwendig macht.

Die Handgelenksbeweglichkeit nimmt offensichtlich mit zunehmendem Alter sowohl bei Männern als auch bei Frauen ab (Smahel und Klimova, 2005a). Auch im Senium ist eine Altersabhängigkeit der Werte weiter nachzuweisen. Chaparro et al. untersuchten für ihre Publikation aus dem Jahre 2000 147 Freiwillige im Alter von 60 bis über 90 Jahren. Sie kamen zum Schluss, dass 60 bis 69-jährige Männer eine im Vergleich zu 25 bis 35-jährigen Personen um 12%

reduzierte Handgelenksflexion, 41% reduzierte Handgelenksexension und eine um rund 22% verminderte Ulnarabduktion aufwiesen. Bei den 90-jährigen waren diese funktionellen Werte um bis zu 60% reduziert (Chaparro et al., 2000). Smahel und Klimova bestätigten in ihrer Untersuchung an 52 Universitätsstudenten, 49 Universitätsstudentinnen, 30 Senioren, 30 Seniorinnen, 21 Konzertpianisten und 31 Konzertpianistinnen, dass Senioren deutliche Beweglichkeits Einschränkungen im Handgelenk aufzeigten (Smahel et Klimova, 2005a).

In der gleichen Studie (Smahel et Klimova, 2005a) waren keine Seitenunterschiede in der Beweglichkeit der Handgelenke feststellbar. Dagegen fand sich eine deutliche Auswirkung des Trainingsstatus, der hier durch den Beruf dokumentiert wurde. Bei Konzertpianisten bestand die größte Handgelenksbeweglichkeit aller untersuchten Gruppen, ohne dabei geschlechtsrelevante Unterschiede aufzuweisen (Smahel et Klimova, 2005a).

1.2.1.3 Beweglichkeit des Daumens

Zur Beurteilung der Daumenfunktion, beispielsweise im Rahmen von Therapiekontrollen oder bei medizinischen Begutachtungen, ist zu berücksichtigen, dass eine geringe Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk zwar Folge von pathologischen Zuständen sein kann, häufig aber auch bei gesunden Individuen zu beobachten ist. Andererseits ist eine Bewertung der individuellen Grundgelenkbeweglichkeit auch zur Indikationsstellung operativer Eingriffe, etwa bei Arthrodesen im Bereich des Daumens, empfohlen (Yoshida et al., 2003).

Die natürliche Fähigkeit zur Beugung im Daumengrundgelenk ist individuell sehr unterschiedlich. Die Mittelwerte liegen bei durchschnittlich 50 bis 77 Grad (Harris et Joseph, 1949; Joseph, 1951; Coonrad et Goldner, 1968, Palmer et Louis, 1978; Lister, 1984, Hume et al., 1990; Shaw et Morris, 1992; Durham et

al., 1993, Jenkins et al., 1998, Yoshida et al., 2003). Die große interindividuelle Spannbreite wurde in diesen Untersuchungen ebenfalls bestätigt. So gaben Coonrad und Goldner (1968, n=1000) 0° - 100° an, Yoshida et al. (2003) bei 200 japanischen Probanden eine Streubreite von 40° - 126° . Bei Jenkins et al. (1998) zeigte sich dies in der großen Standardabweichung, die bei 238 Messungen 11° betrug.

Es gibt verschiedene Überlegungen zu den Faktoren, durch die eine derart große Bandbreite der natürlichen Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk erklärt werden könnte. In Frage kommen vor allem Unterschiede in der knöchernen Formgebung des Daumengrundgelenks. In einer aktuellen Studie ergab sich, dass eine rundere Gelenkflächenkonfiguration eine vermehrte Beweglichkeit im Gegensatz zu flacheren Varianten begünstigte (Yoshida et al., 2003).

In dieser Studie wurden auch geschlechtsspezifische Unterschiede der Daumengrundgelenkbeweglichkeit beschrieben. Männer wiesen im Vergleich zu Frauen eine um 12 Grad geringere Daumengrundgelenksbeweglichkeit auf, vermutlich deshalb, weil Frauen häufiger als Männer eine rundere Form der Gelenkpartner zeigten (Yoshida et al., 2003).

Eine häufige Verletzung des Daumengrundgelenkes ist die Ruptur des ulnaren Kollateralbandes („Skidaumen“). Bean et al. (1999) stellten fest, dass eine volle physiologische Beweglichkeit bei der Refixation des Kollateralbandes am Metakarpalknochen nur bei der Refixation am Ausgangspunkt gegeben ist. Die Flexion wurde besonders bei einer distalen Abweichung der Refixation eingeschränkt, die Extension war weitgehend von Abweichungen bei der Refixation unabhängig. Besonders betroffen war dagegen die radiale Deviation, die bei distaler oder dorsaler Abweichung der Refixation zunahm. Dies zeigt, dass auch die Funktion des Kapsel-Band-Apparates einen wesentlichen Einfluss auf die Beweglichkeit des Daumengrundgelenks ausübt.

1.2.1.4 Grobkraft

Die Werte der Grobkraft der Hand werden in der Literatur zwischen 18 bis 82 kg bei Männern und 16 bis 44 kg bei Frauen angegeben (Anakwe et al., 2007). Die Mittelwerte waren für zwei englische Kohorten (45 kg für Männer, 28 kg für Frauen, Gilbertson et Barber-Lomax, 1994 sowie 49 kg für Männer, 29 kg für Frauen, Anakwe et al., 2007) und eine spanische Kohorte (40 kg für Männer, 26 kg für Frauen, Luna-Heredia et al., 2005) vergleichbar, während eine amerikanische Kohorte deutlich höhere Mittelwerte zeigte (62 kg für Männer, 37 kg für Frauen, Crosby et al., 1994).

Die Hand ist ein Endeffektor der multiverzahnten kinematischen Kettenreaktion des menschlichen Körpers, weswegen die Kraft im Handgelenk deutlich von der allgemeinen Körperhaltung abhängig ist. Faktoren, von denen in der aktuellen Literatur berichtet wird, einen Einfluss auf die Griffstärke im Handgelenk zu haben, sind Stehen oder Sitzen, Winkelpositionen der Schulter (Halpern et Fernandez, 1996), des Ellenbogens (Mathiowetz et al., 1985; Desrosiers et al., 1995; Halpern et Fernandez, 1996; Oxford, 2000), des Unterarms (LaStayo et al., 1995; Richards et al., 1996; Richards, 1997; Stegink-Jansen et al., 2003), des Handgelenks (Hazelton et al., 1975; Pryce, 1980; Savage, 1988; O'Driscoll et al., 1992; Lamoreaux et Hoffer, 1995; Halpern et Fernandez, 1996; LaStayo et Hartzel, 1999) sowie der metakarpophalangealen und interphalangealen Gelenke (Lee et Rim, 1991).

Unter den eben genannten Faktoren besitzt die Handgelenksposition eine besondere Bedeutung bezüglich der Handgelenksgriffstärke. Sie ist in maximaler Ulnar- und Radialdeviation im Gegensatz zur anatomischen Neutral-Null-Position deutlich reduziert (Lamoreaux et Hoffer, 1995, Halpern et Fernandez, 1996). Die für die Maximalkraft optimale Handgelenksposition liegt bei 7 Grad Ulnarabduktion und 35 Grad Extension. Bei einer Handgelenksposition von 15 Grad Extension und 0 Grad Radial- und Ulnardeviation kann die grobe Kraft im Handgelenk bereits auf ein Drittel bis ein Viertel der maximalen Kraft reduziert

sein (O'Driscoll et al., 1992). In früheren Arbeiten war die maximale Handgelenksstärke dagegen bei 15 Grad Handgelenksexension und 0 Grad Deviation (Pryce, 1980) bzw. in der anatomischen Nullstellung (Hazelton et al., 1975) festgestellt worden. Die maximale Kraft im Handgelenk war in Neutral-Null-Stellung auch größer als in Pronation (Woody und Mathiowetz, 1988) oder in Radialabduktion, Extension oder Flexion (Hazelton et al., 1975).

Üblich für die Messung der groben Kraft der Hand ist eine Haltung, bei der die Schulter adduziert und neutral rotiert, der Ellenbogen um 90 Grad flektiert sowie Handgelenk und Unterarm in Neutralposition sind (Mathiowetz et al., 1985). Jedoch verlangt das alltägliche Leben eine dynamische Handgelenkskraft in den verschiedensten Positionen, weshalb die erhobenen Ergebnisse nur eingeschränkt Allgemeingültigkeit besitzen (Stegink-Jansen et al., 2003). LaStayo und Hartzel schlugen deshalb die Messung der dynamischen Handgelenksgriffstärke mit so genannten „Gyroengines“ vor. Mit diesen 3-dimensionalen Messgeräten können simultan Handgelenks- / Unterarmbewegungen und Griffstärke gemessen werden (LaStayo et Hartzel, 1999).

Ein weiterer wichtiger Faktor mit Einfluss auf die Handgelenksgriffstärke ist das Alter.

Fast alle bisherigen Studien scheinen die Abnahme der Griffstärke im Handgelenk mit zunehmendem Alter zu bestätigen (Mathiowetz et al., 1985; Bassej et Harries, 1993; Chong et al., 1994; Su et al., 1995; Hanten et al., 1999; Forrest et al., 2005; Kamarul et al., 2006). Im Allgemeinen ist der Alterungsprozess mit einem progressiven Verfall der muskuloskeletalen Gesundheit vergesellschaftet, der eine Abnahme der Gesamtmuskelmasse und –qualität sowie eine Reduktion der Muskelkraft mit sich zieht (Rantanen et al., 2002). Nach den Untersuchungen von Gilbertson und Barber-Lomax (1994) zeigte die Griffstärke für Frauen und Männer ein Maximum zwischen 15 und 49 Jahren und nahm für beide Geschlechter im Alter ab 50 Jahren kontinuierlich ab. Lediglich Chatterjee und Chowdhuri fanden im Rahmen einer Studie an insgesamt 99 Rechtshän-

dem im Alter von 7 bis 73 Jahren keinerlei Assoziation von Alter und Handgelenksgriffstärke (Chatterjee et Chowdhuri, 1991).

Für die täglichen Aktivitäten, wie beispielsweise Greifen, Aufheben oder etwa von einem Stuhl Aufstehen, ist die Muskelstärke Studien zu Folge wichtiger als die allgemeine aerobe Fitness (Phillips et Haskel, 1995; Haskel et al., 1995). Die Griffstärke im Handgelenk ist darüber hinaus ein einfacher und valider Messparameter der oberen Gesamtmuskelmasse und korreliert in hohem Masse mit der Gesamtmuskelstärke des menschlichen Organismus (Rantanen et al., 1994; Snib et al., 2002; Rantanen et al., 2003). Erstaunlicherweise ist die Handgelenksgriffstärke außerdem ein Prädiktor bezüglich ursachenspezifischer und allgemeiner Mortalität älterer Menschen (Fujita et al., 1995; Rantanen et al., 2000; Snib et al., 2002; Metter et al., 2002; Rantanen et al., 2003). Querschnittsstudien zu Folge erreicht die Gesamtmuskelmasse zwischen 20 und 35 Jahren das Maximum, gefolgt von einer Plateauphase bzw. einer allenfalls leichten Abnahme im Alter zwischen 35 und 50 und nimmt ab dem 65. Lebensjahr rapide ab (Kallman et al., 1990; Metter et al., 1997; Lynch et al., 1999).

Das Berufsbild des jeweiligen Patienten ist ein Anhaltspunkt für das alltägliche Training der groben Kraft im Handgelenk. In einer Studie wiesen handwerkliche Schwerarbeiter den stärksten Handgriff auf, während handwerkliche Leichtarbeiter und Büroangestellte deutlich niedrigere Griffstärken aufzeigten (Josty et al., 1997).

Männer besitzen im Durchschnitt eine größere Muskelmasse als Frauen, was ebenfalls mit einer signifikant größeren Griffstärke im Handgelenk einhergeht (Mathiowetz et al., 1985; Chatterjee et Chowdhuri, 1991; Bassey et Harries, 1993; Harkonen et al., 1993; Chong et al., 1994; Su et al., 1995; Hanten et al., 1999; Forrest et al., 2005; Kamarul et al., 2006, Anakwe et al., 2007).

Auch der allgemeine Körperbau hat einen Einfluss auf die Griffstärke im Handgelenk. So sind beispielsweise die berichteten Griffstärken im asiatischen Raum

deutlich geringer (Su et al., 1995; Chong et al., 2006; Kamarul et al., 2006) als im europäischen- (Basse et Harries, 1993; Harkonen et al., 1994) oder im US-amerikanischen Raum (Mathiowetz et al., 1985; Hanten et al., 1999; Forrest et al., 2005).

Auf den ersten Blick erscheint im Rahmen der Alltagserfahrung unmittelbar einsichtig, dass die Handdominanz einen Einfluss auf die individuelle Griffstärke hat. Dementsprechend stellte Bechtol (1954) die „10 %-Regel“ auf, die besagt, dass die Griffstärke an der dominanten Hand ungefähr 10 % höher liegt als an der nicht-dominanten Hand. Allerdings stellte Reikeras an 30 Frauen und 30 Männern keinen Unterschied zwischen dominanter und nicht-dominanter Hand fest (Reikeras, 1983). Harkonen und Kollegen bestätigten diese Beobachtung an einem Kollektiv von insgesamt 103 Männern und 101 Frauen (Harkonen et al., 1993). Armstrong und Oldham fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen dominanter und nicht-dominanter Griffhand bei Linkshändern und einen kleinen, aber signifikanten Effekt bei Rechtshändern zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Griffhand (0,1 bis 3%) (Armstrong et Oldham, 1999). Ähnlich fanden Peterson et al. im Rahmen einer Studie an insgesamt 310 weiblichen und männlichen Studenten und Angestellten eines Colleges im US Bundesstaat Pennsylvania nur für Rechtshänder einen deutlichen Unterschied in der groben Kraft zwischen der dominanten und der nicht-dominanten Hand (Peterson et al., 1989). Diese Beobachtung wurde mehrfach bestätigt (Crosby et al., 1994, Incel et al., 2002, Anakwe et al., 2007).

Offensichtlich herrscht weiterhin Unklarheit, wann die dominante Hand stärker als die nicht-dominante ist und welche Rolle die Seite bei der Kraftentfaltung in der Hand spielt.

Die zirkadiane Rhythmik scheint hingegen keinen Einfluss auf die Handgelenksgriffstärke zu haben. So berichteten Young et al., dass die Griffstärke im Handgelenk morgens und nachmittags nicht signifikant voneinander abweicht (Young et al., 1989).

1.2.1.5 Kraftentfaltung im Schlüsselgriff

Die Griffstärke am Daumen – gemessen als Schlüsselgriff – wird in aktuellen Studien zwischen 9,7 kg und 15,8 kg angegeben (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Griffstärke im Handgelenk bei Männern, gemessen als Schlüsselgriff (entlehnt aus Stegink-Jansen, 2003).

| Autor | Mathiowetz et al. (1985) | Su et al. (1995) | Stegink-Jansen et al. (2003) |
|-----------------------|--------------------------|-------------------|------------------------------|
| Maßeinheit in kg | Alter 20-94 Jahre | Alter 20-88 Jahre | Alter 20-88 Jahre |
| Schlüsselgriff rechts | 12,14 ± 9,32 | 11,05 ± 7,05 | 15,77 ± 4,68 |
| Schlüsselgriff links | 11,86 ± 8,68 | 9,68 ± 6,09 | 14,41 ± 4,41 |

Eine Vielzahl von Faktoren sind in der aktuellen Literatur beschrieben, welche die Stärke der jeweiligen Fingerkraft und damit auch die Kraftentfaltung im Schlüsselgriff beeinflussen können.

Die bereits oben erwähnten Einflussfaktoren wie Geschlecht, Alter, Trainingszustand bzw. Beruf und Handgelenkshaltung auf die grobe Kraft im Handgelenk sind auch für den Schlüsselgriff von Bedeutung. Allerdings wiesen Gilbertson und Barber-Lomax (1994) nach, dass die Kraft im Schlüsselgriff weniger deutlich mit dem Alter abnahm als die Griffstärke der Hand. Bei Frauen zeigte sich erst ab einem Alter von 70 Jahren eine Abnahme der Kraft, bei Männern war kein Zusammenhang zwischen der Kraft im Schlüsselgriff und dem Alter nachweisbar.

Für den Schlüsselgriff spezifisch sind der Einfluss der Muskellänge (Brand et Hollister, 1999), des Unterarmumfangs (Chong et al., 1994), der Körpergröße (Chong et al., 1994), des Körpergewichts (Chatterjee et Chowdhuri, 1991), der Körperoberfläche (Chatterjee et Chowdhuri, 1991), der Muskel- und Sehnen-

compliance (Loren et al., 1996), der Griffart (Dempsey et Ayoub, 1996), der Griffstärke im Handgelenk (Dempsey et Ayoub, 1996), der relevanten Körperstellung und Gelenkskonfiguration (Balogun et al., 1991) sowie des Vorliegens von Gelenkbeschwerden (Berme et al., 1977) oder neurologischen Erkrankungen (Boissy et al., 1999) nachgewiesen worden.

1.2.2 Normwerte und Einflussfaktor Body-Mass-Index

Der Body-Mass-Index (BMI) wird verwendet, um den Ernährungszustand zu beschreiben (Garrow et Webster, 1985). Nach der WHO (1995) wird der BMI definiert als Körpergewicht in Kilogramm dividiert durch das Quadrat der Körpergröße in Quadratmeter:

$$BMI = \frac{\text{Körpergewicht}(kg)}{\text{Körpergröße}(m) * \text{Körpergröße}(m)}$$

Tabelle 2 verdeutlicht die Klassifikation der Körpermassenzahl nach den Kriterien der WHO.

Tabelle 2: Klassifikation des BMI nach den Kriterien der WHO (1995)

| Kategorie | BMI (kg/m²) |
|-------------------------|-------------------------------|
| Kritisches Untergewicht | <16 |
| Normalgewicht | 16-20 |
| Übergewicht | 20-25 |
| Adipositas Grad I | 25-30 |
| Adipositas Grad II | 30-35 |
| Adipositas Grad III | >40 |

Bei der Interpretation des BMI ist auch das Alter einer Person zu berücksichtigen:

Tabelle 3: Idealwert des BMI bezogen auf das Alter nach WHO (1995)

| Alter (Jahre) | BMI-Idealwert (kg/m²) |
|----------------------|---|
| 19–24 | 19–24 |
| 25–34 | 20–25 |
| 35–44 | 21–26 |
| 45–54 | 22–27 |
| 55–64 | 23–28 |
| > 64 | 24–29 |

Übergewicht ist ein Gesundheitsproblem, mit dem viele Länder konfrontiert sind. Durch unangemessene Ernährung und fehlende körperliche Aktivität hat der Anteil übergewichtiger Menschen in den letzten Jahren drastisch zugenommen.

Studien zum Zusammenhang zwischen BMI und Beweglichkeit des Unterarms, des Handgelenkes oder des Daumens konnten nicht aufgefunden werden.

In fünf Studien (Crosby et al., 1994, Fraser et al., 1999, Sinaki et al., 2001, Vaz et al., 2002, Luna-Heredia et al., 2004) wurde ein direkter, statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Körpergewicht und der Griffstärke festgestellt, davon bei Luna-Heredia et al. (2004) allerdings nur für Männer. Für die Körpergröße fanden vier dieser Studien (Crosby et al., 1994, Fraser et al., 1999, Sinaki et al., 2001, Luna-Heredia et al., 2004) ebenfalls einen direkten statistisch signifikanten Zusammenhang mit der Griffstärke, der in einer neueren Studie (Anakwe et al., 2007) dagegen nicht bestätigt werden konnte. Nur Sinaki et al. (2001) und Luna-Heredia et al. (2004) korrelierten die Griffstärke auch mit dem BMI. Sinaki et al. (2001) fanden keinen signifikanten Zusammenhang. Luna-Heredia et al. (2004) wiesen sowohl für Männer als auch für Frauen einen schwachen, inversen, aber statistisch signifikanten Zusammenhang nach, d.h. mit steigendem BMI nahm die Griffstärke ab. Leider diskutieren die Autoren die möglichen Gründe für dieses interessante Ergebnis in ihrer Studie nicht. In einer Studie an älteren Frauen fanden Apovian et al. (2001) ebenfalls einen inversen Zusammenhang zwischen BMI und Parametern der oberen und unteren muskulären Körperfunktion, während zwischen der Griffstärke im Handgelenk und dem BMI in dieser Gruppe kein signifikanter Zusammenhang bestand.

Als Parameter mit einem engeren Bezug zur Muskelmasse wurde von einigen Untersuchern daher der Unterarmumfang gewählt (Kallman et al., 1990, Fraser et al., 1999, Vaz et al., 2002, Anakwe et al., 2007). Alle Studien fanden einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Unterarmumfang und der Griffstärke, der bei Männern deutlicher war als bei Frauen.

1.3 Studienziele

Als eine wichtige Voraussetzung zur Beurteilung der individuellen Befunde eines Patienten gilt die Kenntnis seiner Normalfunktion. Es sollte in dieser Arbeit daher die Beweglichkeit von Unterarm, Handgelenk und Daumen sowie die Griffstärke im Handgelenk (grip strength) und Kraft im Schlüsselgriff (key pinch) bei gesunden Männern überprüft und mit Angaben in der Literatur verglichen werden.

Als Hauptziel der vorliegenden Studie wurde definiert, an einem großen Kollektiv erwachsener Männer und mit einer gleichzeitig vorliegenden repräsentativen Altersverteilung aktualisierte Normwerte für in Deutschland lebende Probanden zu erarbeiten. Die standardisierte Erfassung sollte methodisch einfach und nachvollziehbar sein, um durch einfaches Handling auch in der Praxis gut anwendbar zu sein.

Darüber hinaus sollte im Speziellen der Frage nach dem Einfluss unterschiedlicher Faktoren auf die Beweglichkeit von Unterarm, Handgelenk und Daumen sowie auf die Griffstärke bei Faustschluss und Schlüsselgriff nachgegangen werden. Dafür wurden Seite, Alter, Händigkeit, und anthropometrische Faktoren wie Körpergröße, Körpergewicht, Ernährungszustand (BMI), Unterarmlänge in Supination, Unterarmumfang, Handgelenksumfang und Handgröße untersucht.

2 Material und Methode

2.1 Probanden

Messungen zur Analyse intra- und interindividueller Einflussfaktoren auf die Beweglichkeit und Kraft im Unterarm, Handgelenk und die Beugefähigkeit und Kraft im Daumen wurden an insgesamt 365 freiwilligen gesunden Probanden kaukasischer Abstammung durchgeführt. Die teilnehmenden Probanden wurden ihrem Lebensalter entsprechend in 10-Jahres-Intervallen eingeteilt. Insgesamt wurden somit 6 Altersgruppen definiert, beginnend ab einem Mindestalter von 20 Lebensjahren in der ersten Gruppe bis zur sechsten Gruppe mit Probanden beginnend ab dem 70. Lebensjahr. In dieser Gruppe erwies es sich als sehr schwer, ausreichend gesunde Probanden zu finden. Daher wurde während der Studie festgelegt, dass auch über 80jährige in diese Gruppe eingeschlossen werden, um eine ausreichende Probandenzahl zu erhalten.

Als Ausschlusskriterien wurden eine positive Anamnese bezüglich Erkrankungen aus dem entzündlich-rheumatischen Formenkreis sowie neurologische Erkrankungen im Bereich der oberen Extremität definiert. Zum anderen wurden Probanden mit Verletzungen distal des Ellenbogengelenks, die einer ärztlichen Behandlung bedurften oder zu einer dauerhaften Beeinträchtigung im täglichen Leben führten, ebenfalls ausgeschlossen.

Die Studienteilnehmer wurden aus öffentlichen Einrichtungen (Rathaus, diverse Lehrstühle der Münchner Universitäten), Krankenhäusern, Altenheimen, Arztpraxen, verschiedenen Sportvereinen und öffentlichen Erholungsplätzen rekrutiert.

Vor der Durchführung der Messungen wurden die Probanden ausführlich über das Ziel der Studie sowie die Art und Anonymität der Datenerhebung informiert.

Sie bekundeten ihr Einverständnis mit der freiwilligen Teilnahme („informed consent“).

2.2 Datenerhebung

Alle in dieser Studie erhobenen Daten und Messungen wurden durch zwei Personen durchgeführt, gegenseitig kontrolliert und erfasst.

2.2.1 Einteilung der Probanden in spezifische Gruppen

Die Teilnehmer wurden am Tag der Datenerhebung gemäß ihrer Altersgruppe mit fortlaufender Nummerierung in einer Tabelle erfasst. Vor Durchführung der Messungen wurden die Probanden nach ihrem Geburtsdatum, den Initialen ihres Vor- und Nachnamens, der Körpergröße laut Personalausweis in cm, Gewicht in kg, Händigkeit (wobei die Schreibhand als dominante Hand definiert wurde) befragt, was anschließend dokumentiert wurde.

Aus der Körpergröße und dem Gewicht wurde anschließend der Body-Mass-Index errechnet.

2.2.2 Durchführung der Messungen

2.2.2.1 Messung von Unterarmlänge und Unterarmumfang, Handgelenksumfang und Handgröße

Anthropometrisch interessante Parameter von Unterarm und Hand wurden mit einem flexiblen Maßband standardisiert vermessen. Die Unterarmlänge wurde als Distanz zweier klinisch relevanter und gut bestimmbarer Bezugspunkte, nämlich als Entfernung zwischen Epicondylus humeri lateralis und Processus styloideus radii festgelegt. Die Messung dieser Distanz erfolgte bei in Supinationsstellung abgelegtem Unterarm. Zur standardisierten Messung des Unterarmumfangs wurde eine Markierung auf Höhe der halben Unterarmlänge platziert. Anschließend wurde auf die gleiche Art und Weise der Handgelenksumfang vermessen. Hierzu wurde das Maßband auf Höhe des Processus styloideus radii angelegt.

Zur Bestimmung der Handgröße wurden die Probanden gebeten, ihre Hände so auf einen Tisch zu legen, dass ihre Handflächen nach oben zeigten und die Finger gestreckt und zugleich geschlossen gehalten wurden. Als Messpunkte zur Bestimmung der Handlänge wurde die Strecke von der distalen Handgelenksfalte bis zur Spitze des Mittelfingers (D III) herangezogen (Abbildung 7, Strecke A-B), und zur Bestimmung der Handbreite das Maßband in Höhe der distalen Palmarfalte quer angelegt (Abbildung 7, Strecke C-D).

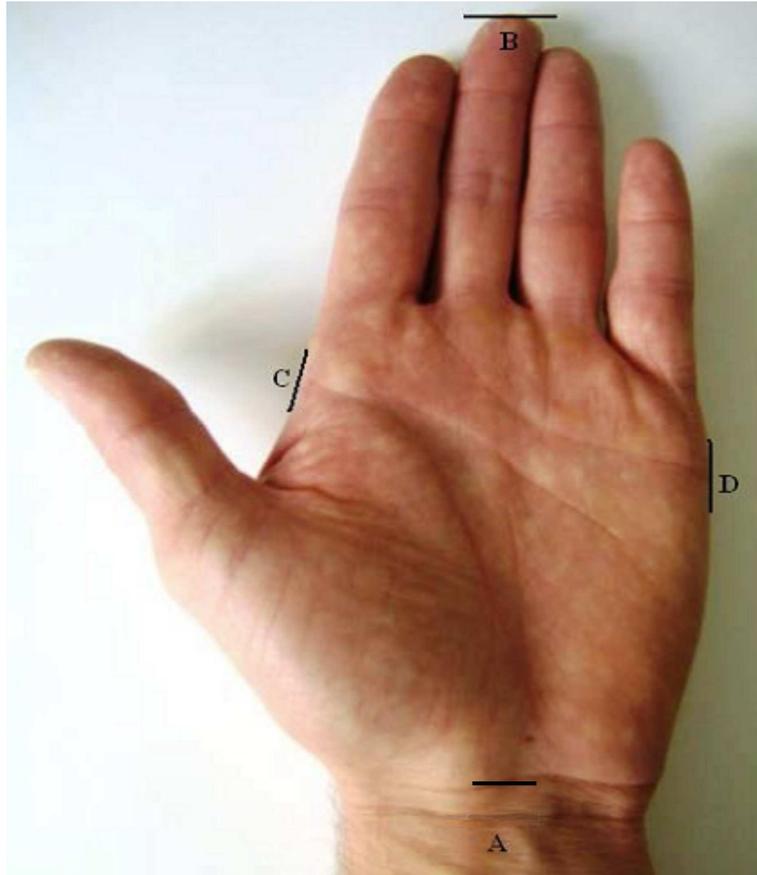


Abbildung 7: Bestimmung der Handlänge von A→B und Handbreite von C→D

2.2.2.2 Messung der Bewegungsumfänge

Die Messung aller Bewegungsumfänge erfolgte ausgehend von der Neutralstellung und im Rahmen der Neutral-Null-Methode.

2.2.2.2.1 Unterarmbeweglichkeit

Zur Messung der Unterarmdrehung (Pronation und Supination) wurde in Zusammenarbeit mit der orthopädietechnischen Abteilung der LMU München eine spezielle Orthese angefertigt (Abbildung 8). Das Messgerät war aus Kunststoff

gefertigt und setzte sich aus einer Ablage für den Unterarm mit verstellbarer Metallstütze in Höhe des Ellenbogens für unterschiedliche Unterarmlängen der Probanden und einer Kreisskala zusammen, welche vom Nullpunkt ausgehend in 5° Intervallen in beiden Richtungen bis maximal 110° unterteilt war. An einem drehbaren Handgriff wurde an der Spitze eine Messnadel angebracht, durch die das Bewegungsausmaß auf der Skala abgelesen werden konnte.

Als Neutralposition wurde eine Stellung des Armes bei 0° Abduktion, 0° Rotation im Schultergelenk, 90° Flexion im Ellenbogengelenk und Neutralstellung des Unterarmes festgelegt (Mathiowetz et al., 1984). Der Unterarm wurde auf dem Messgerät abgelegt und leicht fixiert um Ausweichbewegungen zu minimieren. Der Daumen zeigte dabei in der Ebene des Humerus senkrecht nach oben. Die Messung war auf ein Maximum von 110° Rotation in beide Richtungen limitiert, da das physiologische Bewegungsausmaß in vitro 100° in der Regel nicht überschreitet (Kasten et al., 2003, Williams et Warwick, 1980). Zudem wird auch in vivo das funktionelle Bewegungsausmaß von Pronation und Supination innerhalb dieser Limitierung erwartet (Morrey et al., 1985).

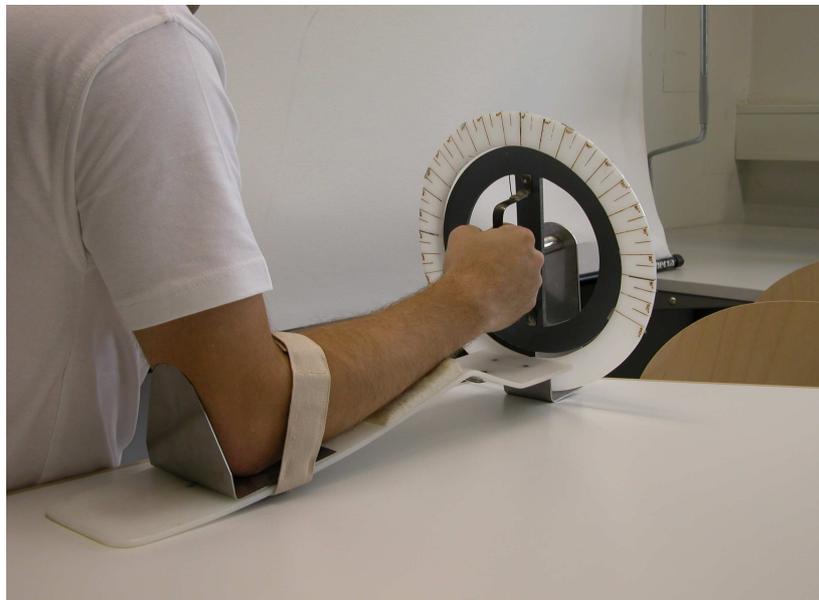


Abbildung 8: Orthese zur Messung der Unterarmdrehung in Pronation und Supination.

2.2.2.2.2 Handgelenksbeweglichkeit

Um die maximale aktive Beweglichkeit im Handgelenk objektiv nach der Neutral-Null-Methode bestimmen zu können, wurde ein Standard-Goniometer verwendet. Die Winkelgrade für Flexion und Extension sowie Radial- und Ulnarabduktion wurden nach den Vorgaben von Greene et Heckman (1994) bestimmt (Abbildung 9 und Abbildung 10).

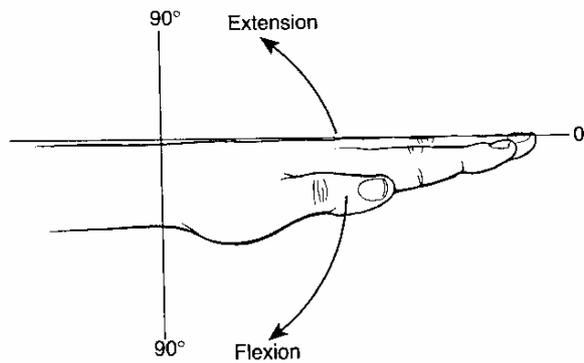


Abbildung 9: Messung von Flexion und Extension (nach Greene et Heckman, 1994).

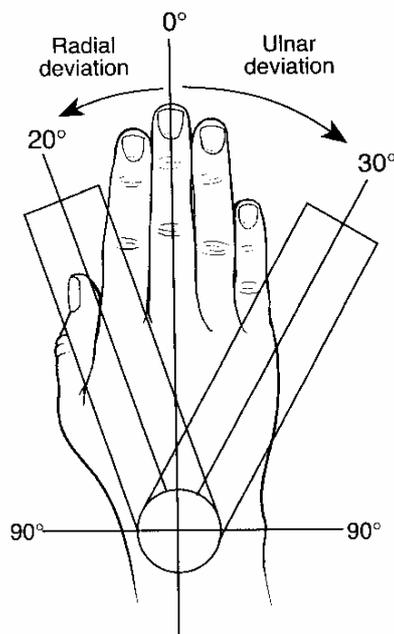


Abbildung 10: Messung von Radial- und Ulnarabduktion (nach Greene et Heckman, 1994).

2.2.2.2.3 Beweglichkeit (Beugefähigkeit) des Daumengrundgelenks

Um die Beweglichkeit im Daumengrundgelenk bestimmen zu können, wurden die Probanden gebeten, jeweils nacheinander ihren dominanten- und nicht-dominanten Daumen aktiv in die Hohlhand zu beugen. Das maximale Bewegungsausmaß wurde mittels Goniometer, mit einer Skaleneinteilung von 5°-Intervallen, bestimmt (siehe Abb. 11). Die Messwerte wurden anschließend in Grad dokumentiert.

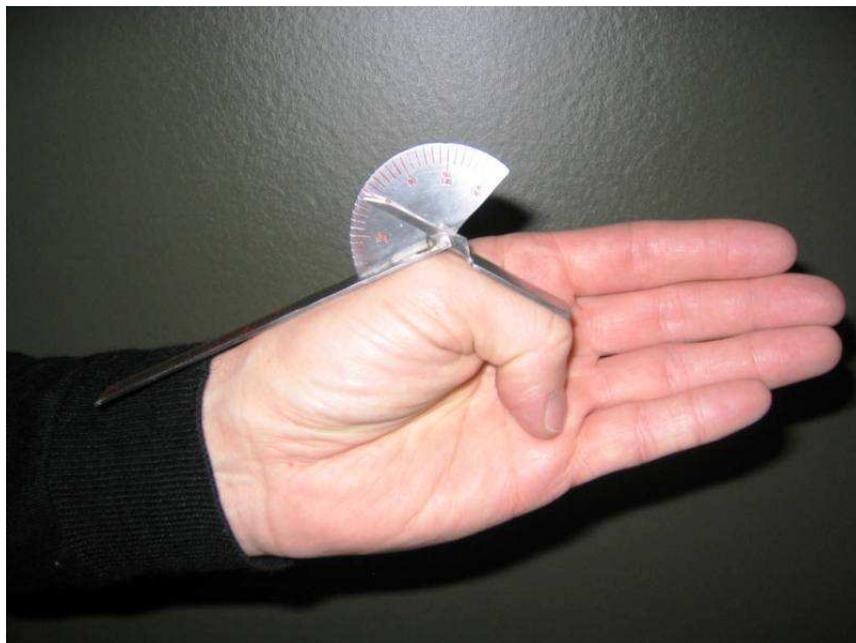


Abbildung 11: *Bestimmung des maximalen Bewegungsausmaßes im Daumengrundgelenk mittels Goniometer.*

2.2.3 Kraftmessung der Grobkraft der Hand

Zur Bestimmung der Grobkraft wurde ein Baseline® Digital Hydraulic Hand Dynamometer mit verstellbarer Breite der Griffposition verwendet. Die Probanden führten jeweils drei aufeinander folgende Einzelversuche durch. Für alle Probanden wurde die Griffeinstellung in der 2. Position gewählt, da sich zur Mes-

sung der Maximalkraft und Mittelwertbestimmung die zweite und dritte GriffEinstellung bewährte (Firrell et Crain, 1996).

Als Standardausgangsposition wurde gemäß den Empfehlungen der „American Society of Hand Therapists“ (ASHT) eine sitzende Position gewählt, den Oberarm am Körper adduziert, den Ellenbogen in 90 ° flektiert. Der Unterarm wurde in Neutral-Null-Stellung und das Handgelenk in 0 - 30 ° Extension mit neutraler Radioulnarstellung gehalten (Abbildung 12).



Abbildung 12: Messung der Grobkraft.

In dieser Position ist erfahrungsgemäß das Ellbogengelenk am stabilsten und die Extension im Handgelenk erlaubt den Beugeschnehen einen größeren mechanischen Vorteil in Bezug auf die maximale Kraftentwicklung im Handgelenk (Bohannon, 1997). Alle Probanden wurden darauf hingewiesen, das Dynamometer mit maximaler Kraft zu drücken. Mit welcher Hand begonnen wurde, war den Studienteilnehmern überlassen.

Zur Feststellung der Maximalkraft hatten die Probanden drei Versuche, mit einer jeweiligen Erholungspause von ca. 60 Sekunden zwischen den einzelnen Messungen. Zur Analyse wurden die drei Einzelwerte, der Mittelwert aus den

drei Versuchen sowie der Maximalwert dokumentiert. Die jeweiligen Messwerte zur Griffstärke wurden in Kilogramm (kg) angegeben. Auf eine Umrechnung in Newton (N), die physikalische SI-Einheit der Kraft (F) wurde in Anlehnung an die vorherigen Studien und auch zum besseren Vergleich verzichtet.

2.2.4 Kraftmessung des Daumens im Schlüsselgriff

Zur Messung der Kraft im Schlüsselgriff („key pinch“), welcher die Daumenkraft erfasst, verwendeten wir einen „Baseline® key pinch gauge“. Die Messwerte des „key-pinch“-Messgerätes wurden in Kilogramm (kg) dokumentiert. Als Standardausgangsposition bei dieser Messung wurde die Neutralstellung gewählt, bei der die Schulter adduziert, der Ellenbogen in 90 ° flektiert und der Unterarm in Neutralposition gehalten wurde. Das Messgerät wurde so positioniert, dass die Unterseite des „key-pinch gauge“ radiallyseitig auf dem gebeugten Zeigefinger in Höhe der Mittelphalanx lag und somit die Spitze des Daumens optimal von oben auf den Stempel gedrückt werden konnte. Auch hier wurde den Probanden vor Beginn der Messung die korrekte Messposition und Bedienung des Messgerätes ausführlich demonstriert.

Die Probanden führten den Versuch einmal pro Hand mit Maximalkraft aus. Der Maximalwert wurde anschließend dokumentiert und zur Auswertung herangezogen (Abbildung 13).



Abbildung 13: Bestimmung der Kraft im Schlüsselgriff („key pinch“) mittels „Baseline® key pinch gauge“.

2.3 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der in dieser Arbeit erhobenen Daten erfolgte durch eine Standardsoftware (SPSS, Version 13.0 für Windows).

Zur Beschreibung der erhobenen metrischen Parameter wurden Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) sowie Minimum und Maximum aus der Stichprobe berechnet.

Der Vergleich der Mittelwerte abhängiger Stichproben hinsichtlich metrischer Parameter (zum Beispiel Vergleich der mittleren aktiven Beweglichkeit bei Pronation des rechten und linken Unterarms) erfolgte mit dem t-Test für abhängige Stichproben (SACHS, 2002).

Zur Charakterisierung des Zusammenhangs zwischen zwei metrischen Parametern (zum Beispiel Zusammenhang zwischen Lebensalter und aktiver Beweglichkeit bei Pronation) wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet (SACHS, 2002). Korrelationskoeffizienten bis 0,5 wurden dabei als „ge-

ringer Zusammenhang“, bis 0,7 als „mäßiger Zusammenhang“ und über 0,7 als „deutlicher Zusammenhang“ angenommen. Korrelationen wurden nur für die Messwerte der rechten Hand errechnet, um den Einfluss der Händigkeit zu kontrollieren. Die rechte Hand war in fast allen Fällen die dominante Hand.

Generell wurde eine Irrtumswahrscheinlichkeit unter 5 % ($p < 0,05$) als statistisch signifikant und unter 0,1 % ($p < 0,001$) als statistisch hoch signifikant gewertet.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeinangaben und anthropometrische Messgrößen

Insgesamt konnten im Zeitraum Mai 2004 bis Februar 2006 Daten von 365 männlichen Probanden in die Studie einbezogen werden. Sie waren im Mittel $49,7 \pm 17,6$ Jahre alt (Mittelwert \pm Standardabweichung). Die Spannweite der Altersangaben reichte von 20 bis 91 Jahre. Die Abbildung 14 zeigt die Anzahl der Probanden in den verschiedenen Altersgruppen.

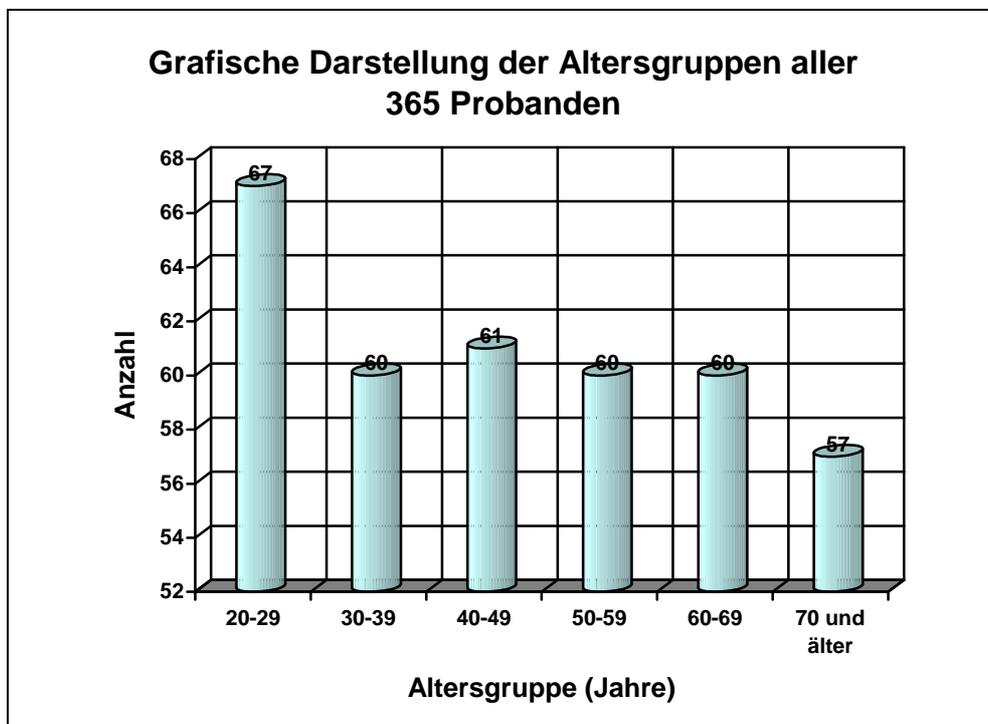


Abbildung 14: Anzahl der Probanden in den verschiedenen Altersgruppen.

Der mittlere BMI der Probanden betrug $25,7 \pm 3,2$ kg/m² (Spannweite 18,9 kg/m² bis 37,2 kg/m²). Die Händigkeit der Probanden wurde über die Schreibhand definiert. Für 345 Probanden (94,5 %) war die rechte Hand die dominierende, 20 Probanden (5,5 %) gaben an, dass die linke Hand die dominierende sei.

Die mittlere Unterarmlänge in Supination aller Probanden betrug rechts $27,4 \pm 1,4$ cm (23,5 bis 34,0 cm) und links ebenfalls $27,4 \pm 1,4$ cm (23,0 bis 34,0 cm), die Messung des Unterarmumfangs ergab rechts einen Mittelwert von $24,9 \pm 2,1$ cm (20,0 bis 31,5 cm) und links einen solchen von $24,5 \pm 2,1$ cm (19,0 bis 31,0 cm).

An der Hand wurden die Längen der distalen Palmarfalte, der Abstand von der distalen Handgelenksfalte zur Spitze des Mittelfingers (DIII) sowie der Handgelenksumfang bestimmt. Die unterschiedlichen Werte zu Beurteilung der Handgröße sind in Tabelle 4 dargestellt:

Tabelle 4: Normwerte der gemessenen Längen der rechten und linken Hand bei 365 Probanden.

| | rechts | | links | |
|--|----------------|-------------|----------------|-------------|
| | MW \pm SD | Spannweite | MW \pm SD | Spannweite |
| Länge distale Palmarfalte (cm) | $9,4 \pm 0,5$ | 8,0 - 10,8 | $9,4 \pm 0,5$ | 7,8 - 11,0 |
| Abstand distale Handgelenksfalte zur Spitze des Mittelfingers (cm) | $19,2 \pm 1,0$ | 9,7 - 22,0 | $19,3 \pm 0,9$ | 17,1 - 22,0 |
| Handgelenksumfang (cm) | $17,8 \pm 0,9$ | 15,2 - 21,0 | $17,7 \pm 1,0$ | 15,6 - 20,5 |

3.2 Unterarmbeweglichkeit

3.2.1 Normwerte

Die Normwerte der Beweglichkeit des rechten und linken Unterarms finden sich in Tabelle 5. Die Werte lagen in Pronation bei etwa 70 ° und in Supination bei etwa 100 °, dies entspricht einem mittleren Unterschied von etwa 45 % zwischen Pronation und Supination.

Tabelle 5: Normwerte der gemessenen Beweglichkeit des rechten und linken Unterarms bei 365 Probanden.

| Aktive Beweglichkeit des Unterarmes | rechts | | links | |
|-------------------------------------|------------------|--------------|------------------|--------------|
| | MW \pm SD | Spannweite | MW \pm SD | Spannweite |
| Pronation (°) | 70,9 \pm 14,6 | 30,0 - 105,0 | 70,4 \pm 14,0 | 30,0 - 110,0 |
| Supination (°) | 101,3 \pm 15,7 | 45,0 - 120,0 | 104,5 \pm 15,4 | 40,0 - 120,0 |

3.2.2 Einfluss der Seite

Der Vergleich der rechten und linken Seite hinsichtlich der in Tabelle 5 aufgeführten Parameter wurde mit dem t-Test für paarweise Vergleiche durchgeführt. Während die Supination einen hoch signifikanten Seitenunterschied aufwies (links größer als rechts; $p < 0,0001$), bestand kein Unterschied der Seite bei der Pronation ($p = 0,50$).

3.2.3 Einfluss des Alters

In Tabelle 6 sind die Mittelwerte der Beweglichkeit des rechten und linken Unterarmes in Abhängigkeit vom Alter der Probanden dargestellt. Während die Pronation mit zunehmendem Alter tendenziell kleiner wurde, blieb die Supination dagegen ein vom Lebensalter der Probanden weitgehend unabhängiger Messwert.

Tabelle 6: Normwerte der gemessenen Beweglichkeit des rechten und linken Unterarms in Abhängigkeit vom Alter bei 365 Probanden.

| MW ± SD | Aktive Beweglichkeit | | | |
|-----------------------------|----------------------|-------------|----------------|--------------|
| | Pronation (°) | | Supination (°) | |
| | rechts | links | rechts | links |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 73,3 ± 13,2 | 71,9 ± 14,6 | 99,3 ± 15,4 | 100,7 ± 15,9 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 71,5 ± 13,2 | 69,7 ± 13,7 | 104,3 ± 15,5 | 107,5 ± 15,8 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 73,7 ± 16,8 | 71,3 ± 14,8 | 103,9 ± 16,3 | 106,9 ± 16,4 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 66,9 ± 14,0 | 68,1 ± 14,2 | 100,8 ± 15,6 | 104,4 ± 15,6 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 72,2 ± 14,2 | 73,4 ± 11,9 | 100,2 ± 16,5 | 104,3 ± 12,8 |
| über 70-Jährige (n=57) | 67,3 ± 15,0 | 67,9 ± 14,4 | 99,7 ± 14,4 | 103,8 ± 15,2 |
| Gesamt (n=365) | 70,9 ± 14,6 | 70,4 ± 14,0 | 101,3 ± 15,7 | 104,5 ± 15,4 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,12 | -0,029 | -0,038 | 0,019 |
| p-Wert | 0,024 | 0,58 | 0,47 | 0,72 |

Die Untersuchung des Zusammenhanges zwischen dem Lebensalter einerseits und der Beweglichkeit in Pronation und Supination andererseits erfolgte durch die Berechnung von Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Sie lagen für die Beweglichkeit in Pronation bei $R = -0,12$ ($p = 0,024$) rechts und $R = -0,029$ ($p = 0,58$) links. Hinsichtlich der Beweglichkeit in Supination waren dagegen beide Korrelationskoeffizienten nicht statistisch signifikant (rechts: $R = -0,038$; $p = 0,47$; links: $R = 0,019$; $p = 0,72$).

3.2.4 Einfluss anthropometrischer Faktoren

Im Folgenden sollen Zusammenhänge zwischen der Beweglichkeit im rechten Unterarm und konstitutionellen Variablen dargestellt werden. Auf die entspre-

chenden Berechnungen für den linken Unterarm wurde auf Grund der nahezu identischen Datenlage zwischen beiden Seiten verzichtet.

Die aktive Beweglichkeit in Pronation und Supination wurden mit den sechs in Tabelle 7 aufgeführten konstitutionellen Variablen jeweils separat analysiert, so dass insgesamt 12 Korrelationskoeffizienten berechnet wurden. Die Beweglichkeit in Pronation wies zu keinem der untersuchten Parameter einen statistisch nachweisbaren Zusammenhang auf (alle $p > 0,05$). Für die Beweglichkeit in Supination zeigte sich dagegen eine schwache, aber statistisch signifikante Korrelation zu Unterarm- ($p = 0,035$) und Handgelenksumfang ($p = 0,001$). Mit zunehmendem Unterarm- und Handgelenksumfang bestand eine Tendenz zu verminderter Beweglichkeit. Allerdings lagen beide Korrelationskoeffizienten nahe bei Null, die Zusammenhänge waren also als schwach zu bezeichnen.

Tabelle 7: Korrelation der aktiven Beweglichkeit in Pronation und Supination im rechten Unterarm mit konstitutionellen Variablen.

| Zusammenhang zu | Aktive Beweglichkeit | | | |
|---|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------|
| | Pronation (°) | | Supination (°) | |
| | Korrelationskoeffizient | Signifikanz | Korrelationskoeffizient | Signifikanz |
| Unterarmlänge in Supination rechts | 0,022 | 0,67 | 0,088 | 0,095 |
| Unterarmumfang rechts | 0,032 | 0,55 | -0,11 | 0,035 |
| Handgelenksumfang rechts | -0,034 | 0,51 | -0,17 | 0,001 |
| Körpergröße | 0,066 | 0,21 | 0,055 | 0,29 |
| Körpergewicht | 0,007 | 0,89 | -0,029 | 0,58 |
| Body-Mass-Index | -0,040 | 0,44 | -0,068 | 0,20 |

3.3 Handgelenksbeweglichkeit

3.3.1 Normwerte

Die Tabelle 8 zeigt die Normwerte der Beweglichkeit der rechten und linken Hand. Die aktive Beweglichkeit in Flexion und Extension erreichte im Mittel sowohl rechts als auch links etwa 68 °. Die Beweglichkeit in Ulnarabduktion lag bei 48 ° und in Radialabduktion etwa 23 °. Die mittlere Beweglichkeit eines männlichen Handgelenkes war seitenunabhängig gleich in allen Ebenen.

Tabelle 8: Mittlere Werte der aktiven Handgelenksbeweglichkeit für die rechte und linke Hand (n=365).

| Aktive Beweglichkeit | rechts | | links | |
|----------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | MW ± SD | Spannweite | MW ± SD | Spannweite |
| Flexion (°) | 69,0 ± 10,7 | 30,0 - 92,0 | 67,0 ± 10,8 | 30,0 - 94,0 |
| Extension (°) | 67,5 ± 10,6 | 40,0 - 92,0 | 69,3 ± 11,2 | 18,0 - 92,0 |
| Ulnarabduktion (°) | 47,4 ± 8,3 | 20,0 - 75,0 | 47,9 ± 8,6 | 18,0 - 75,0 |
| Radialabduktion (°) | 22,6 ± 6,9 | 8,0 - 46,0 | 23,5 ± 7,6 | 6,0 - 55,0 |

3.3.2 Einfluss der Seite

Der Vergleich der rechten und linken Hand hinsichtlich der in Tabelle 8 aufgeführten Parameter wurde mit dem t-Test für paarweise Vergleiche durchgeführt. Statistisch hoch signifikant ($p < 0,0001$) waren die Unterschiede in Bezug auf die aktive Beweglichkeit in Flexion (rechts größer als links) sowie in Extension (links größer als rechts). Statistisch signifikant unterschiedlich ($p = 0,004$) war zudem der Unterschied hinsichtlich der Beweglichkeit in Radialabduktion (links größer als rechts). Die Beweglichkeit in Ulnarabduktion unterschied sich dagegen nicht zwischen rechter und linker Hand ($p > 0,05$).

Tabelle 9: Seitenunterschied der aktiven Handgelenksbeweglichkeit (n=365).

| Aktive Beweglichkeit | p-Wert |
|----------------------|----------|
| Flexion (°) | < 0,0001 |
| Extension (°) | < 0,0001 |
| Ulnarabduktion (°) | 0,17 |
| Radialabduktion (°) | 0,0040 |

3.3.3 Einfluss des Alters

Für alle 4 untersuchten Größen der Handbeweglichkeit bestand eine negative Korrelation zum Alter, mit einem zum Teil deutlichen Rückgang der Beweglichkeit in allen Ebenen (Tabelle 10). Die zugehörigen Korrelationskoeffizienten lagen zwischen $-0,34$ und $-0,51$ und zeigten sich damit schwach bis mäßig. Alle Korrelationen waren statistisch hoch signifikant ($p < 0,0001$) nachweisbar. Vergleicht man die Gruppe der bis 30-jährigen Probanden mit derjenigen der über 70-jährigen Probanden, dann nahm die mittlere Beweglichkeit der Älteren in Flexion um etwa 9 %, in Extension um etwa 6 %, in Ulnarabduktion um etwa 7 % und in Radialabduktion um etwa 12 % ab.

Tabelle 10: *altersabhängige Normwerte der gemessenen Beweglichkeit der rechten und linken Hand (n=365).*

| MW ± SD | Aktive Beweglichkeit | | | | | | | |
|------------------------------------|----------------------|-------------|---------------|-------------|--------------------|------------|---------------------|------------|
| | Flexion (°) | | Extension (°) | | Ulnarabduktion (°) | | Radialabduktion (°) | |
| | rechts | links | rechts | links | rechts | links | rechts | links |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 75,0 ± 7,9 | 74,0 ± 11,3 | 72,8 ± 8,7 | 72,8 ± 10,2 | 50,3 ± 7,8 | 51,3 ± 7,9 | 25,9 ± 6,3 | 26,0 ± 8,2 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 74,4 ± 9,6 | 71,1 ± 8,3 | 71,5 ± 9,2 | 74,9 ± 8,3 | 50,2 ± 7,9 | 51,0 ± 8,2 | 25,9 ± 6,9 | 26,5 ± 6,7 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 72,9 ± 8,7 | 69,5 ± 9,4 | 71,7 ± 8,3 | 73,1 ± 9,5 | 50,7 ± 7,5 | 50,5 ± 8,7 | 23,4 ± 5,8 | 25,5 ± 6,9 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 67,5 ± 8,4 | 65,0 ± 9,2 | 66,4 ± 9,9 | 68,8 ± 9,7 | 46,6 ± 7,1 | 46,8 ± 8,2 | 21,9 ± 7,2 | 22,4 ± 7,5 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 61,8 ± 11,4 | 59,6 ± 10,9 | 61,8 ± 10,5 | 66,3 ± 9,6 | 44,0 ± 8,4 | 44,6 ± 6,9 | 20,3 ± 5,5 | 21,5 ± 6,4 |
| über 70-Jährige (n=57) | 61,7 ± 8,7 | 60,1 ± 7,1 | 60,0 ± 9,9 | 59,1 ± 12,3 | 42,1 ± 7,6 | 42,4 ± 7,8 | 17,5 ± 5,6 | 18,4 ± 6,4 |
| Gesamt (n=365) | 69,0 ± 10,7 | 66,7 ± 11,2 | 67,5 ± 10,6 | 69,3 ± 11,2 | 47,4 ± 8,3 | 47,9 ± 8,6 | 22,6 ± 6,9 | 23,5 ± 7,6 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,48 | -0,51 | -0,44 | -0,41 | -0,36 | -0,39 | -0,41 | -0,34 |
| p-Wert | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 |

3.3.4 Einfluss anthropometrischer Faktoren

Die Zusammenhänge zwischen der Beweglichkeit der rechten Hand und konstitutionellen Variablen sind in Tabelle 11 dargestellt. Auch hier wurde die Analyse auf die weit überwiegend dominante rechte Hand beschränkt.

Die Ergebnisse zeigen eine Reihe von zum Teil deutlichen Zusammenhängen zwischen der Beweglichkeit des Handgelenks und den unterschiedlichen anthropometrischen Faktoren. So nahm die Beweglichkeit in allen Handgelenksstellungen mit zunehmendem Handgelenksumfang und zunehmendem BMI statistisch signifikant ab ($R < 0$). Umgekehrt war eine Zunahme der Beweglichkeit in allen Stellungen mit zunehmender Körpergröße zu verzeichnen. Unterarmlänge ($R = 0,16$) und Körpergewicht ($R = -0,10$) standen zudem in einem statistisch nachweisbaren Zusammenhang zur Beweglichkeit bei Ulnarabduktion.

Für die übrigen Korrelationsuntersuchungen waren dagegen keine statistisch signifikanten Zusammenhänge gegeben ($p > 0,05$).

Tabelle 11: Korrelation der aktiven Beweglichkeit der rechten Hand mit konstitutionellen Variablen.

| | Aktive Beweglichkeit | | | | | | | |
|------------------------------------|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------|-------------------------|-------------|
| | Flexion (°) | | Extension (°) | | Ulnarabduktion (°) | | Radialabduktion (°) | |
| Zusammenhang zu... | Korrelationskoeffizient | Signifikanz | Korrelationskoeffizient | Signifikanz | Korrelationskoeffizient | Signifikanz | Korrelationskoeffizient | Signifikanz |
| Unterarmlänge in Supination rechts | 0,091 | 0,083 | 0,069 | 0,19 | 0,16 | 0,002 | 0,068 | 0,19 |
| Unterarmumfang rechts | -0,083 | 0,11 | 0,026 | 0,62 | -0,014 | 0,80 | 0,032 | 0,55 |
| Handgelenksumfang rechts | -0,31 | < 0,001 | -0,18 | 0,001 | -0,16 | 0,002 | -0,14 | 0,008 |
| Körpergröße | 0,22 | < 0,001 | 0,24 | < 0,001 | 0,17 | 0,001 | 0,22 | < 0,001 |
| Körpergewicht | -0,052 | 0,32 | -0,002 | 0,98 | -0,10 | 0,048 | -0,037 | 0,48 |
| Body-Mass-Index | -0,19 | < 0,001 | -0,15 | 0,004 | -0,22 | < 0,001 | -0,18 | 0,001 |

3.4 Beweglichkeit des Daumengrundgelenks

3.4.1 Normwerte

Die aktive Daumenbeweglichkeit variierte an beiden Händen jeweils sehr stark (min. 20° bis max. 90°). Sie betrug im Mittel $54,8 \pm 11,2^\circ$ rechts und $55,9 \pm 11,6^\circ$ links.

3.4.2 Einfluss der Seite

An der linken Hand fand sich im Vergleich zur rechten Hand eine geringgradig größere Beugefähigkeit des Daumens im Grundgelenk ($p = 0,0041$).

3.4.3 Einfluss des Alters

Beidseits nahm die Beugefähigkeit des Daumens mit zunehmendem Alter ab (Tabelle 12). Während in der Gruppe der 20 bis 30-jährigen Probanden im Mittel $61,3 \pm 10,0^\circ$ (rechts) bzw. $63,3 \pm 9,5^\circ$ (links) gemessen wurden, fiel dieser Wert bei den über 70-jährigen Probanden auf $48,8 \pm 8,5^\circ$ (rechts) bzw. $49,5 \pm 10,0^\circ$ (links), was einem Rückgang von etwa 20% entspricht. Die Korrelationskoeffizienten wurden hier zu $-0,34$ bzw. $-0,38$ berechnet. Beide Koeffizienten waren statistisch hoch signifikant ($p < 0,0001$; Tabelle 12). Die Abbildung 15 zeigt den Zusammenhang zwischen Alter und Beweglichkeit grafisch.

Tabelle 12: Normwerte der Beugefähigkeit im rechten- und linken Daumengrundgelenk unterschiedlicher Altersklassen.

| MW ± SD | Aktive Flexion im Daumengrundgelenk (°) | |
|-----------------------------|---|-------------|
| | rechts | links |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 61,3 ± 10,0 | 63,3 ± 9,5 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 56,9 ± 11,5 | 58,6 ± 11,7 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 55,4 ± 10,6 | 57,0 ± 11,1 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 53,4 ± 10,5 | 54,0 ± 10,6 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 52,2 ± 11,8 | 52,1 ± 11,1 |
| über 70-Jährige (n=57) | 48,8 ± 8,5 | 49,5 ± 10,0 |
| Gesamt (n=365) | 54,8 ± 11,2 | 55,9 ± 11,6 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,34 | -0,38 |
| p-Wert | < 0,0001 | < 0,0001 |

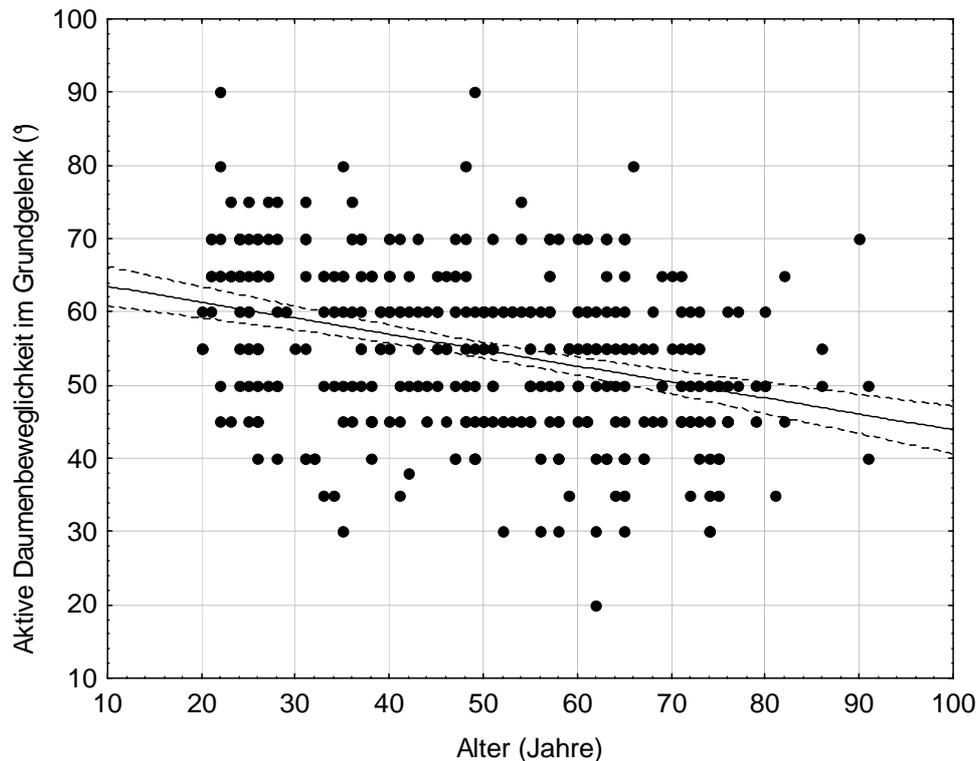


Abbildung 15: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und aktiver Beugefähigkeit des Daumens im Grundgelenk der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade.

3.4.4 Einfluss anthropometrischer Faktoren

Die Zusammenhänge zwischen der Beugefähigkeit des rechten Daumengrundgelenks und konstitutionellen Variablen sind in Tabelle 13 dargestellt.

Die Beweglichkeit nahm mit der Körpergröße statistisch signifikant zu ($R = 0,20$; $p < 0,0001$) Für die übrigen Korrelationsuntersuchungen waren dagegen keine statistisch signifikanten Zusammenhänge gegeben ($p > 0,05$).

Tabelle 13: *Korrelation der aktiven Beweglichkeit des rechten Daumengrundgelenks mit konstitutionellen Variablen.*

| Zusammenhang zu... | Aktive Flexion im Daumengrundgelenk rechts(°) | |
|------------------------------------|---|-------------|
| | Korrelationskoeffizient | Signifikanz |
| Unterarmlänge in Supination rechts | 0,044 | 0,41 |
| Unterarmumfang rechts | 0,056 | 0,28 |
| Handgelenksumfang rechts | -0,092 | 0,077 |
| Körpergröße | 0,20 | < 0,0001 |
| Körpergewicht | 0,039 | 0,45 |
| Body-Mass-Index | -0,079 | 0,13 |

3.5 Grobkraft

3.5.1 Normwerte

Die Tabelle 14 zeigt die Normwerte der Grobkraft der rechten und linken Hand bei drei Wiederholungsmessungen, deren Mittelwert und Maximum. Die mittleren Werte lagen für die erste Messung bei 50,1 kg rechts und 47,7 kg links und nahmen bis zur dritten Messung um rund 2,5 % (rechts) bzw. 5 % (links) ab. Im

Mittel wurden bei drei Messungen rechts 49,0 kg und links 46,5 kg erreicht (Abbildung 16).

Tabelle 14: Normwerte der gemessenen Grobkraft beider Hände (n= 365) und 3 Wiederholungsmessungen. Angegeben ist außerdem der Mittelwert aus den 3 Messungen sowie die maximale Kraft.

| Kraftmessung (kg) Nummer... | rechts | | links | |
|--------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| | MW ± SD | Spannweite | MW ± SD | Spannweite |
| 1 | 50,1 ± 11,0 | 15,0 - 80,0 | 47,7 ± 10,7 | 15,0 - 84,0 |
| 2 | 48,8 ± 10,5 | 13,0 - 84,0 | 46,5 ± 10,5 | 15,0 - 78,0 |
| 3 | 48,1 ± 10,6 | 16,0 - 85,0 | 45,4 ± 10,3 | 15,0 - 75,0 |
| Mittelwert 1-3 | 49,0 ± 10,5 | 15,7 - 83,0 | 46,5 ± 10,3 | 15,7 - 77,3 |
| Maximum 1-3 | 51,3 ± 10,9 | 18,0 - 84,0 | 48,6 ± 10,6 | 17,0 - 84,0 |

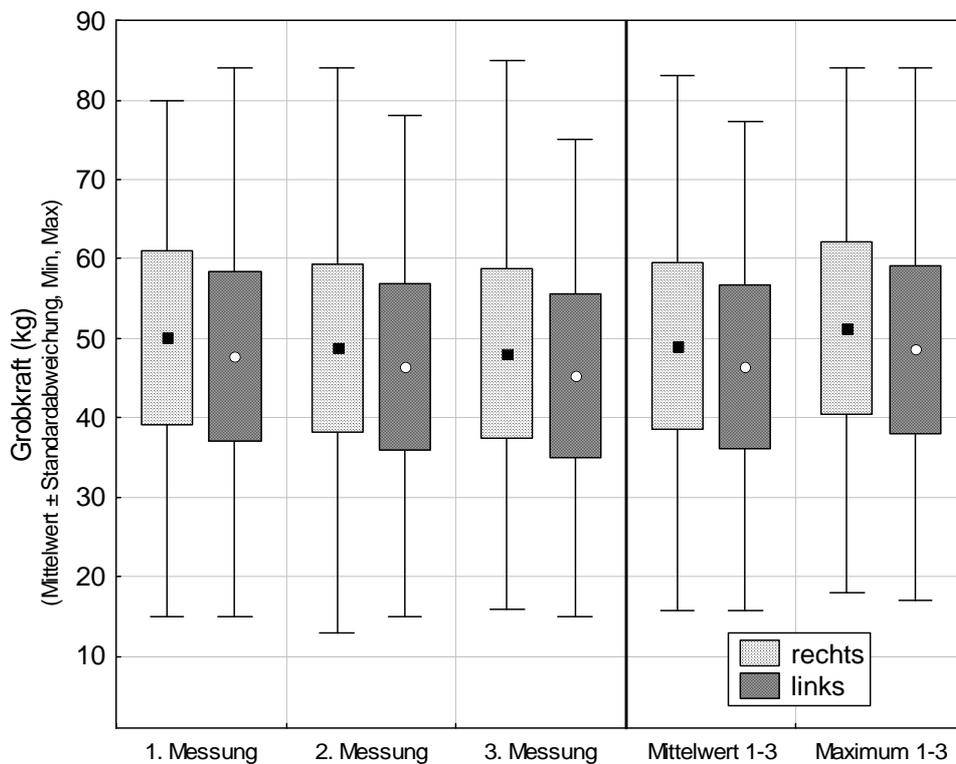


Abbildung 16: Grobkraft der rechten und linken Hand bei drei aufeinander folgenden Messungen, deren Mittel- und Maximalwert bei allen 365 Probanden.

Die entsprechenden Werte der 20 linkshändigen Probanden enthält Tabelle 15. Auch hier war ein Rückgang der Werte von Messung 1 nach Messung 3 festzustellen. Der Rückgang lag für die rechte Hand in der Größenordnung von 6 % und für die linke Hand bei 4,5 % (Abbildung 17). Auf eine separate Auswertung der rechtshändigen Probanden wurde verzichtet, da die Ergebnisse mit denen der Gesamtgruppe praktisch identisch sind.

Tabelle 15: Normwerte der gemessenen Grobkraft der rechten und linken Hand bei 20 linkshändigen Probanden und 3 Wiederholungsmessungen. Angegeben ist außerdem der Mittelwert aus den 3 Messungen sowie die maximale Kraft.

| Kraftmessung (kg) Nummer... | rechts | | links | |
|--------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| | MW ± SD | Spannweite | MW ± SD | Spannweite |
| 1 | 48,0 ± 10,6 | 27,0 - 65,0 | 48,2 ± 9,9 | 30,0 - 65,0 |
| 2 | 46,4 ± 9,9 | 27,0 - 64,0 | 48,0 ± 10,0 | 28,0 - 65,0 |
| 3 | 45,3 ± 10,0 | 26,0 - 62,0 | 46,5 ± 9,1 | 30,0 - 64,0 |
| Mittelwert 1-3 | 46,6 ± 10,1 | 26,7 - 63,7 | 47,6 ± 9,4 | 29,3 - 63,3 |
| Maximum 1-3 | 48,2 ± 10,5 | 27,0 - 65,0 | 49,4 ± 9,6 | 30,0 - 65,0 |

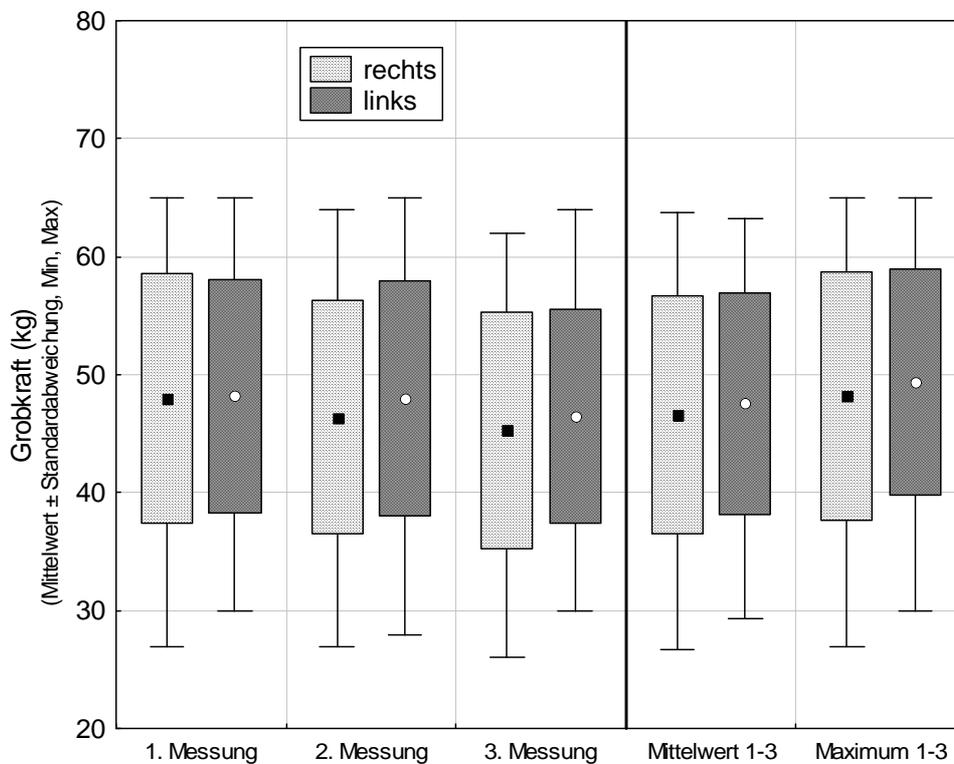


Abbildung 17: Grobkraft der rechten und linken Hand bei drei aufeinander folgenden Messungen, deren Mittel- und Maximalwert bei 20 linkshändigen Probanden.

3.5.2 Einfluss der Seite

Der Vergleich der rechten und linken Seite für alle Probanden ergab statistisch hoch signifikante Differenzen ($p < 0,0001$) sowohl für die einzelnen Kraftmessungen als auch für deren Mittelwert und Maximalwert. In allen Fällen war, wie aus Tabelle 14 hervorgeht, die Kraft der rechten Hand größer als die der linken Hand. Die Unterschiede zwischen linker und rechter Hand lagen sämtlich im Bereich von etwa 5 %.

Demgegenüber waren bei den Linkshändern die Unterschiede zwischen rechter und linker Hand in Bezug auf die Grobkraft kleiner. Hier war in allen Fällen die Kraft der linken Hand um etwa 0,4 bis 3,5 % stärker als die der rechten Hand (Tabelle 15). Die Stichprobengröße reichte für den Nachweis der statistischen Signifikanz dieses Unterschiedes allerdings nicht aus (p -Werte zwischen 0,15 und 0,88). Ein Unterschied dieser Größenordnung wäre erst bei einer mehr als zehnfach größeren Fallzahl statistisch signifikant nachweisbar gewesen.

3.5.3 Einfluss des Alters

Die Normwerte der Grobkraft in der rechten und linken Hand unterschiedlicher Altersklassen verdeutlichen Tabelle 16 und Tabelle 17. Die Grobkraft nahm mit zunehmendem Alter ab. Während beispielsweise der Maximalwert der Grobkraft auf der rechten Seite bei der Gruppe der 20 bis 30-Jährigen $56,3 \pm 8,5$ kg betrug, wiesen über 70-Jährige im Mittel einen Wert von $38,0 \pm 9,2$ kg auf. Dies entspricht einem Unterschied der Grobkraft beider Altersgruppen von rund 33 %. Die Korrelationskoeffizienten zur Beschreibung des Zusammenhanges zwischen dem Lebensalter und der Grobkraft waren sämtlich negativ mit Absolutwerten zwischen 0,47 und 0,59. Dieser Zusammenhang war also teilweise recht deutlich und in allen Fällen statistisch hoch signifikant ($p < 0,0001$).

Auffällig war zudem, dass die Korrelationskoeffizienten für beide Seiten bei der jeweils ersten Messung am höchsten und bei der dritten Messung am niedrigsten waren. Der Zusammenhang zwischen Alter und Kraft nahm also mit zunehmender Beanspruchung der Probanden durch mehrere Versuche ab, wobei bis zu einem Alter von etwa 50 Jahren die errechneten Mittelwerte weitgehend konstant verliefen und erst im höheren Alter ein, dann um so deutlicherer, Rückgang zu verzeichnen war.

Abbildung 18 (Mittelwerte aus drei Messungen) und Abbildung 19 (Maximalwerte aus drei Messungen) zeigen den Zusammenhang zwischen dem Alter und der Grobkraft grafisch. Auch hieraus wird deutlich, dass bis zum Alter von etwa 50 Jahren kein nennenswerter Rückgang nachzuweisen war.

Tabelle 16: Normwerte der Grobkraft der rechten Hand unterschiedlicher Altersklassen.

| rechts | Kraftmessung (kg) | | | | |
|------------------------------------|-------------------|-------------|-------------|----------------|-----------------|
| | Nummer 1 | Nummer 2 | Nummer 3 | Mittelwert 1-3 | Maximalwert 1-3 |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 55,6 ± 8,6 | 53,5 ± 7,9 | 51,4 ± 8,7 | 53,5 ± 8,1 | 56,3 ± 8,5 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 55,9 ± 9,0 | 53,8 ± 10,6 | 53,1 ± 10,2 | 54,3 ± 9,4 | 57,1 ± 9,2 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 54,7 ± 7,2 | 52,8 ± 7,3 | 51,9 ± 8,1 | 53,2 ± 7,2 | 55,6 ± 7,4 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 50,7 ± 9,6 | 49,6 ± 10,0 | 49,8 ± 9,9 | 50,0 ± 9,6 | 52,1 ± 9,9 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 45,6 ± 8,2 | 45,5 ± 7,6 | 45,0 ± 7,6 | 45,4 ± 7,6 | 47,2 ± 7,7 |
| über 70-Jährige (n=57) | 36,5 ± 9,2 | 36,5 ± 9,1 | 36,1 ± 8,8 | 36,4 ± 8,8 | 38,0 ± 9,2 |
| Gesamt (n=365) | 50,1 ± 11,0 | 48,8 ± 10,5 | 48,1 ± 10,6 | 49,0 ± 10,5 | 51,3 ± 10,9 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,59 | -0,53 | -0,47 | -0,54 | -0,57 |
| p-Wert | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 |

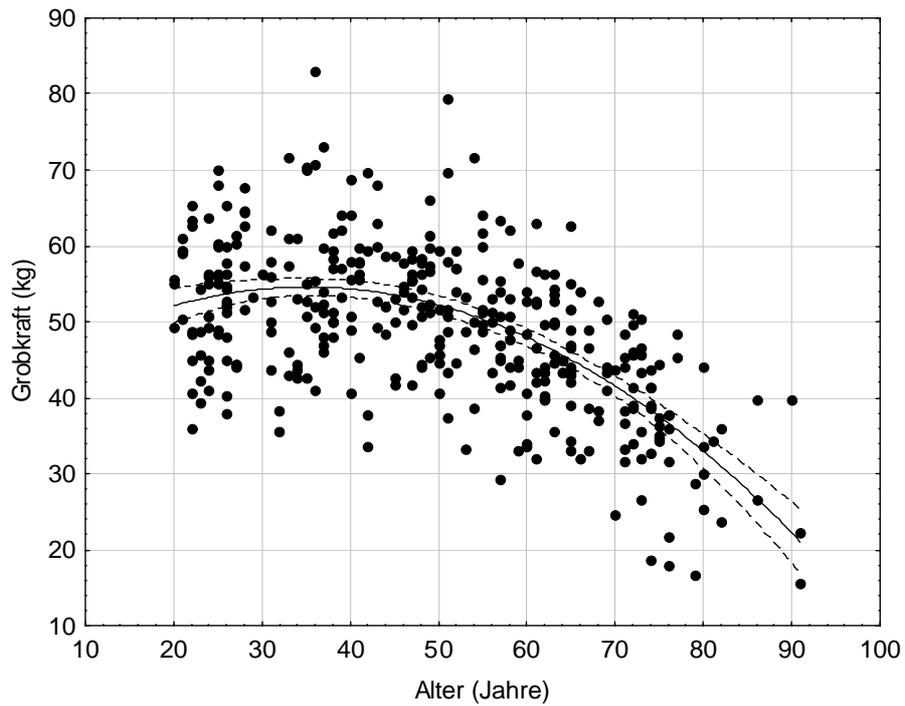


Abbildung 18: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und mittlerer Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel.

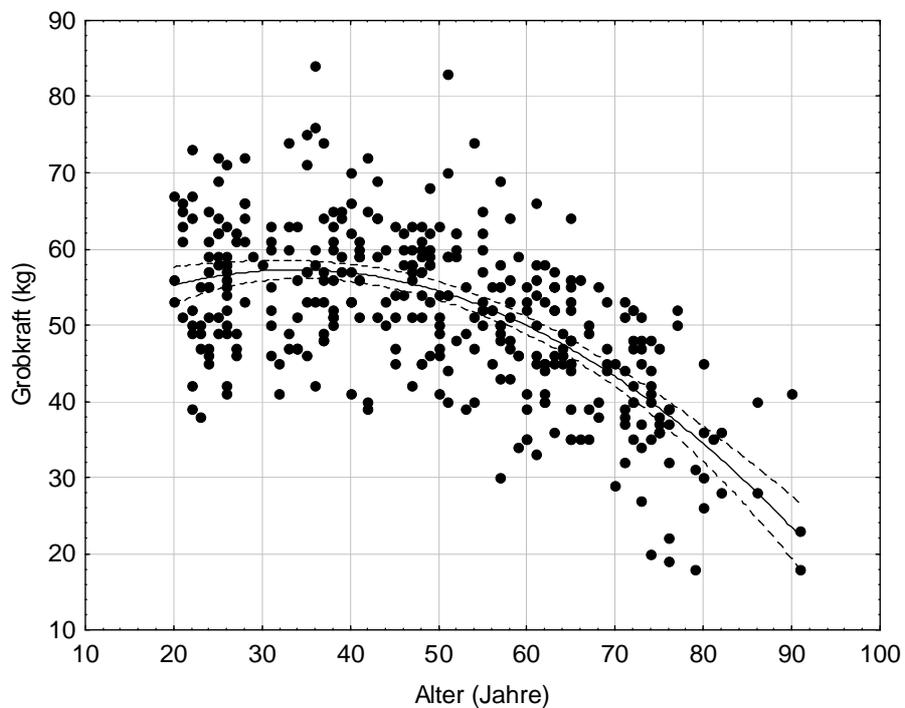


Abbildung 19: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und maximaler Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel.

Tabelle 17: Normwerte der Grobkraft der linken Hand unterschiedlicher Altersklassen.

| links | Kraftmessung (kg) | | | | |
|------------------------------------|-------------------|-------------|-------------|----------------|-----------------|
| | Nummer 1 | Nummer 2 | Nummer 3 | Mittelwert 1-3 | Maximalwert 1-3 |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 52,5 ± 7,9 | 51,0 ± 9,2 | 49,3 ± 8,9 | 50,9 ± 8,3 | 53,6 ± 8,1 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 53,4 ± 9,0 | 51,7 ± 8,8 | 50,2 ± 9,3 | 51,8 ± 8,8 | 54,2 ± 8,8 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 52,3 ± 8,2 | 50,2 ± 8,0 | 49,0 ± 8,4 | 50,5 ± 8,0 | 53,0 ± 8,0 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 48,9 ± 9,1 | 48,1 ± 9,4 | 47,0 ± 8,9 | 48,0 ± 9,0 | 49,9 ± 9,3 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 43,5 ± 7,5 | 43,2 ± 7,7 | 42,8 ± 7,5 | 43,2 ± 7,4 | 44,7 ± 7,6 |
| über 70-Jährige (n=57) | 33,9 ± 8,3 | 33,5 ± 7,9 | 33,1 ± 8,3 | 33,5 ± 8,0 | 35,0 ± 8,1 |
| Gesamt (n=365) | 47,7 ± 10,7 | 46,5 ± 10,5 | 45,4 ± 10,3 | 46,5 ± 10,3 | 48,6 ± 10,6 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,57 | -0,53 | -0,50 | -0,54 | -0,57 |
| p-Wert | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 | < 0,0001 |

3.5.4 Einfluss anthropometrischer Faktoren

Die Zusammenhänge zwischen dem Mittelwert der Grobkraft der rechten Hand und konstitutionellen Variablen sind in Tabelle 18 dargestellt.

Als statistisch signifikante Einflussfaktoren auf die Grobkraft erwiesen sich die Unterarmlänge, der Unterarmumfang, die Breite und Länge der Hand, die Körpergröße (Abbildung 20) und das Körpergewicht. Alle Zusammenhänge ergaben direkt positive Korrelationskoeffizienten, mit zunehmenden Werten der genannten Einflussfaktoren nahm tendenziell also auch die mittlere Grobkraft zu. Alle Zusammenhänge waren statistisch hoch signifikant ($p < 0,0001$). Dies galt nicht für den Handgelenksumfang ($p = 0,067$) und den BMI, der statistisch nahezu unabhängig von der Grobkraft war ($R = 0,031$; $p = 0,55$).

Tabelle 18: Korrelation zwischen dem Mittelwert der Grobkraft der rechten Hand und konstitutionellen Variablen.

| Zusammenhang zu... | Grobkraft der rechten Hand | |
|--|----------------------------|-------------|
| | Korrelationskoeffizient | Signifikanz |
| Unterarmlänge in Supination rechts | 0,29 | <0,001 |
| Unterarmumfang rechts | 0,38 | <0,001 |
| Länge distale Palmarfalte rechts | 0,22 | <0,001 |
| Länge distale Handgelenksfalte bis Spitze Mittelfinger DIII rechts | 0,30 | <0,001 |
| Handgelenksumfang rechts | 0,096 | 0,067 |
| Körpergröße | 0,39 | <0,001 |
| Körpergewicht | 0,25 | <0,001 |
| Body-Mass-Index | 0,031 | 0,55 |

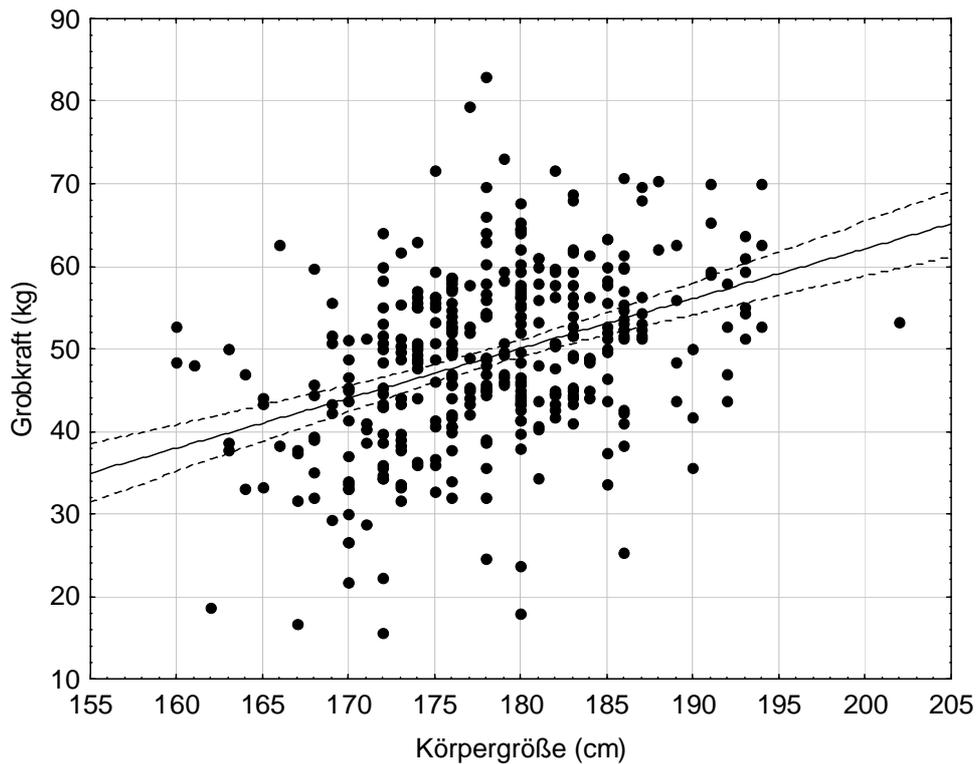


Abbildung 20: Zusammenhang zwischen Körpergröße der Probanden und mittlerer Grobkraft der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade.

3.6 Schlüsselgriff

3.6.1 Normwerte

Die mittlere Kraft beim Schlüsselgriff in der rechten Hand wurde unter Einbeziehung aller 365 Probanden mit $10,4 \pm 2,2$ kg und in der linken Hand mit $9,7 \pm 2,3$ kg gemessen. Bei den 20 Linkshändern waren die entsprechenden Werte mit $10,3 \pm 2,1$ kg (rechts) und $10,0 \pm 2,4$ kg (links) vergleichbar.

3.6.2 Einfluss der Seite

Der intraindividuelle Vergleich beider Unterarme und Hände ergab für alle 365 Probanden einen hoch signifikanten Seitenunterschied ($p < 0,0001$) von durchschnittlich 0,7 kg zugunsten der rechten Hand. Der sehr viel geringere Unterschied von 0,3 kg bei den Linkshändern erwies sich dagegen als nicht statistisch signifikant ($p = 0,28$), was möglicherweise auch an der geringen Fallzahl ($n = 20$) lag.

3.6.3 Einfluss des Alters

Die Normwerte der Kraft beim Schlüsselgriff in der rechten und linken Hand unterschiedlicher Altersklassen zeigt Tabelle 19 und Abbildung 21. Die Kraft nahm mit zunehmendem Alter ab, wobei sowohl rechts als auch links bis zu einem Alter von etwa 60 Jahren (rechts bis etwa 70 Jahre) ein relativ konstanter Verlauf gegeben war und erst bei älteren Probanden ein deutlicher Rückgang dieser Kraft festzustellen war. Die Korrelationskoeffizienten zur Beschreibung des Zusammenhanges zwischen Kraft und Alter waren statistisch hoch signifikant mit Werten von -0,29 (rechts) bzw. -0,32 (links).

Tabelle 19: Normwerte der Kraft beim Schlüsselgriff der rechten und linken Hand unterschiedlicher Altersklassen.

| | Kraft beim Schlüsselgriff (kg) | |
|-----------------------------|--------------------------------|------------|
| | rechts | links |
| 20 bis 30-Jährige (n=67) | 10,5 ± 1,9 | 10,2 ± 2,3 |
| 31 bis 40-Jährige (n=60) | 11,1 ± 1,8 | 10,3 ± 1,9 |
| 41 bis 50-Jährige (n=61) | 10,8 ± 1,9 | 10,2 ± 2,1 |
| 51 bis 60-Jährige (n=60) | 11,2 ± 2,3 | 10,2 ± 2,6 |
| 61 bis 70-Jährige (n=60) | 10,2 ± 1,8 | 9,3 ± 1,9 |
| über 70-Jährige (n=57) | 8,5 ± 2,3 | 8,0 ± 2,2 |
| Gesamt (n=365) | 10,4 ± 2,2 | 9,7 ± 2,3 |
| R (Korrelationskoeffizient) | -0,29 | -0,32 |
| p-Wert | < 0,0001 | < 0,0001 |

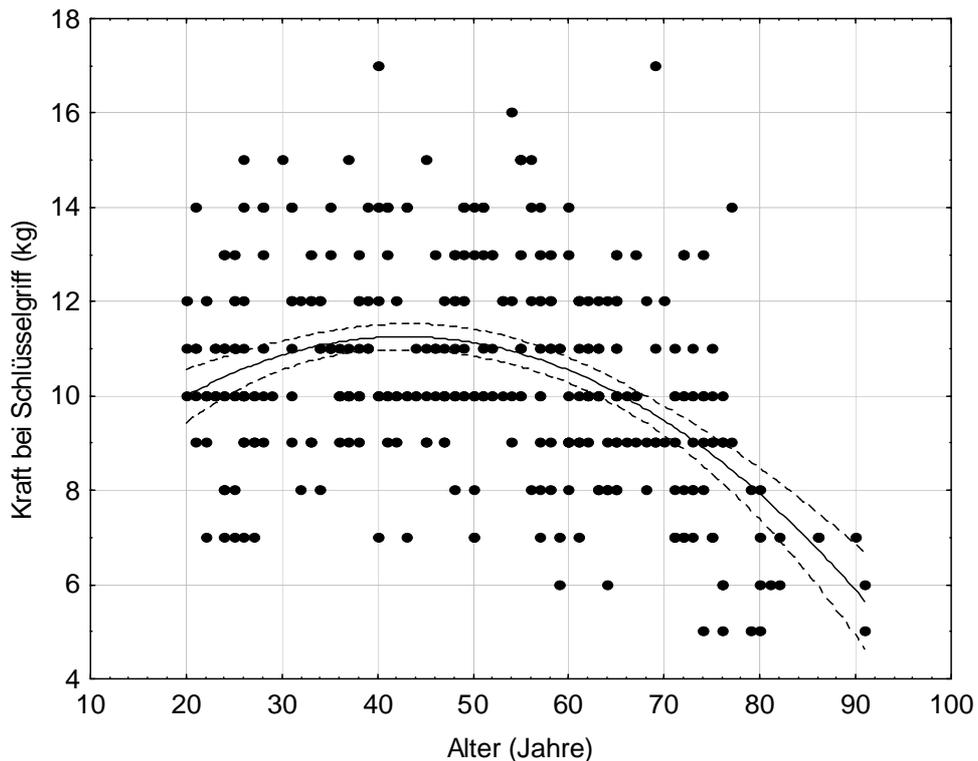


Abbildung 21: Zusammenhang zwischen Lebensalter der Probanden und Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsparabel zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsparabel.

3.6.4 Einfluss anthropometrischer Faktoren

Die Zusammenhänge zwischen der Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand und konstitutionellen Variablen sind in Tabelle 20 sowie in Abbildung 22 dargestellt.

Alle acht untersuchten Einflussfaktoren erwiesen sich als statistisch hoch signifikant. Die Zusammenhänge ergaben direkt positive Korrelationskoeffizienten.

Tabelle 20: *Korrelation der Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand mit konstitutionellen Variablen.*

| Zusammenhang zu... | Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand | |
|--|--|-------------|
| | Korrelationskoeffizient | Signifikanz |
| Unterarmlänge in Supination rechts | 0,22 | <0,001 |
| Unterarmumfang rechts | 0,38 | <0,001 |
| Länge distale Palmarfalte rechts | 0,21 | <0,001 |
| Länge distale Handgelenksfalte bis Spitze Mittelfinger DIII rechts | 0,19 | <0,001 |
| Handgelenksumfang rechts | 0,18 | <0,001 |
| Körpergröße | 0,25 | <0,001 |
| Körpergewicht | 0,31 | <0,001 |
| Body-Mass-Index | 0,19 | <0,001 |

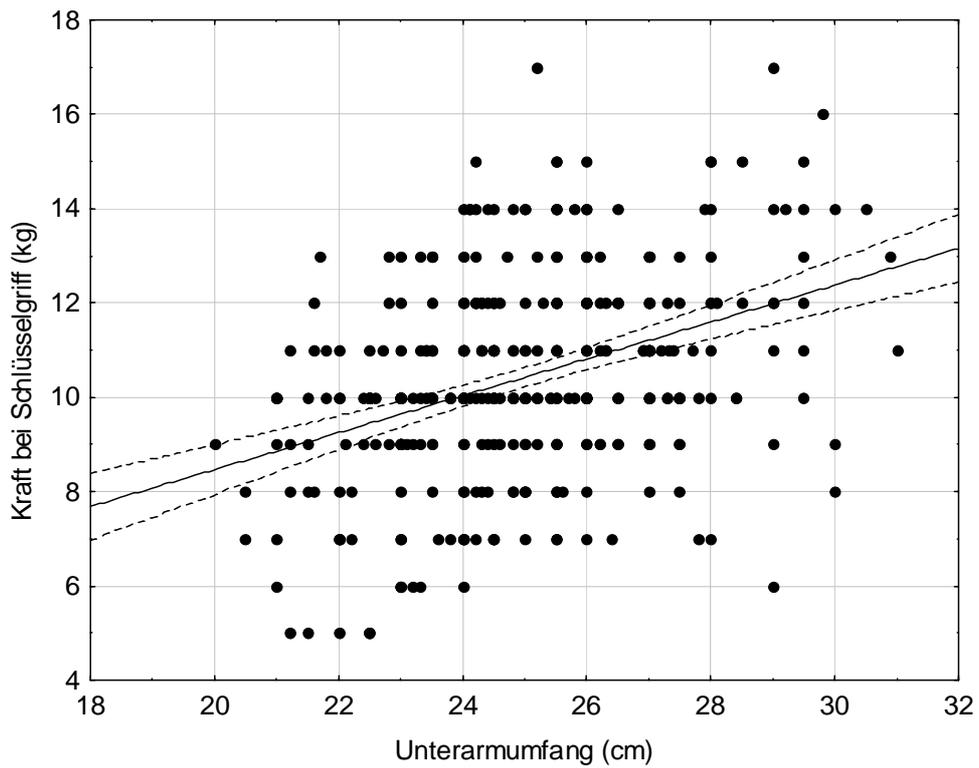


Abbildung 22: Zusammenhang zwischen Unterarmumfang der Probanden und Kraft beim Schlüsselgriff der rechten Hand. Die durchgezogene Linie ist die beste Ausgleichsgerade zwischen den Punkten, die gestrichelten Linien markieren das 95 %-Konfidenzintervall dieser Ausgleichsgerade.

4 Diskussion

4.1 Methodendiskussion

Es wurde mit 365 männlichen Probanden eine Stichprobengröße erreicht, die auch für den Vergleich der Untergruppen ausreichend war.

In den Altersdekaden von 20 bis 69 Jahren gelang eine ausgeglichene Gruppengröße von mindestens 60 Probanden. In der Gruppe ab dem 70. Lebensjahr erwies es sich als schwierig, ausreichend gesunde Probanden zu rekrutieren. Um die Studiendauer zu begrenzen, wurde daher festgelegt auch Probanden nach dem 80. Lebensjahr in diese Gruppe einzuschließen. Derart konnte eine Gruppengröße von 57 Probanden im Alter zwischen 70 und 91 Jahren erreicht werden. Wenngleich durch diese Maßnahme keine Veränderung in der Grundaussage bedingt wurde, so ergab die Überprüfung der Probanden der 7. Lebensdekade verglichen mit denen der 8. Lebensdekade höhere Werte.

Bei den bisher durchgeführten zahlreichen Studien bezüglich Handgelenksbeweglichkeit und Kraft im Handgelenk, fanden sich häufig eine geringe Probandenzahl, Alterslimitierungen und Unterschiede bezüglich der Herkunft der Probanden. Unter diesen Gesichtspunkten ist die Aussagekraft der vorliegenden Studie im Vergleich zu Beobachtungen anderer Untersucher durch die aktuelle Kohortengröße, die Geschlechtsspezifität und die homogene Rekrutierung im Altersverlauf deutlich gesteigert.

Darüber hinaus wurde die Untersuchung auf Probanden des kaukasischen Typs beschränkt, der als typisch für die europäische Bevölkerung angenommen werden kann. Derart wurden ebenfalls relevante soziokulturell bedingte Einflussfaktoren, wie beispielsweise die so genannte Chopstick-Arthrose bei der asiatischen Bevölkerung indirekt berücksichtigt (Hunter et al., 2004).

Auch könnte die Auswahl der Probanden die Daten beeinflusst haben, da die Rekrutierung überwiegend im Großraum München, hauptsächlich in den Stadtteilen und in einigen Vororten erfolgte. Zudem wurden auch ländliche Gebiete in die Studie mit einbezogen, diese erscheinen im Vergleich aber eher unterrepräsentiert. Daher sollten die Ergebnisse streng genommen nicht als Normwerte behandelt werden, sondern vielmehr als Referenzwerte angesehen werden.

Die Teilnehmer wurden unabhängig von der Händigkeit eingeschlossen, daher waren die Probanden weit überwiegend Rechtshänder. Nur 5,5 % der eingeschlossenen Probanden gaben an, Linkshänder zu sein. Die Zahl ist gering und schränkt die Aussagekraft der Analyse der Händigkeit auf die erhobenen Messgrößen deutlich ein. Spezielle Fragestellungen zu Normwerten bei Linkshändern und deren Beziehung zu Alter und den anthropometrischen Parametern können mit dem gewählten Studiendesign aufgrund der niedrigen Gesamtzahl nicht ausreichend sicher beantwortet werden, sodass eine Auswertung für Linkshänder unterblieb.

Im Rahmen der Erfassung der individuellen Daten der Teilnehmer wurde die Handdominanz erfragt. Für die vorliegende Studie wurde die Schreibhand als dominante Hand definiert, da diese stets einfach festzulegen ist und auch das Problem der Beidhändigkeit ausgeschaltet wird. Es bleibt zu berücksichtigen, dass vor allem im älteren Probandenkollektiv so genannte „umgelernte Linkshänder“ enthalten sein können. Früher war es unüblich mit der linken Hand zu schreiben, daher wurde die rechte Hand zur Schreibhand umtrainiert.

Es wurde für die Messung der Beweglichkeit die aktive Beweglichkeit gewählt. Die aktive Beweglichkeit bietet den Vorteil, dass die Selbstwahrnehmung des Probanden wie z.B. auch die Schmerzwahrnehmung berücksichtigt wird.

Zum Ausschluss von Hilfsbewegungen wurde die Messung von jeweils zwei Untersuchern durchgeführt. Nur Messungen mit übereinstimmender Beurteilung der Messergebnisse wurden gewertet.

Für die Messung der aktiven Pronation und Supination im Unterarm existieren verschiedene Methoden. Frühere Untersuchungen erbrachten eine gute Übereinstimmung verschiedener Untersuchungsgeräte für die aktive Unterarmrotation (McGarry et al., 1988, Armstrong et al., 1998, Karagiannopoulo et al., 2003). McGarry et al berichteten, dass die Ergebnisse vom Messverfahren mit dem konventionellen Goniometer gegenüber dem Gravitationsgoniometer weitestgehend unabhängig sind. Hingegen fiel jedoch eine deutliche Varianz bezüglich der Interpretation von Trick Bewegungen im Vergleich der Untersucher auf. In der eigenen Untersuchung wurde die Unterarmrotation mit einem selbstentwickelten Messgerät durchgeführt. Bei diesem Gerät wird ein senkrechter Griff umfasst und bei Pronation und Supination mitgedreht. Ein ähnliches Gerät wurde von Flowers et al. (2001) an Patienten mit Beeinträchtigungen des Bewegungsumfanges gegen ein übliches Goniometer getestet und zeigte bessere Test-Retest-Parameter. Der an der Handstellung gemessene Bewegungsumfang geht über den Bewegungsumfang in den Radioulnargelenken hinaus, da auch im distalen und proximalen Handgelenk sowie im Karpometakarpalgelenk eine gewisse Rotation erfolgt (Nakamura et al., 1999b, Gajdosik, 2001). Durch den Handschluss kommt es zu einer Verschiebung der Köpfchen der ulnaren Metakarpalia nach distal und lateral und damit zu einer relativen Zunahme der Supination (Morrey et al., 1985). Daher finden sich methodische Fehler und Messabweichungen zum einen durch den Untersucher selbst, sowie im Vergleich der Untersucher miteinander, als auch durch Trick Bewegungen. Deshalb wurden die Messungen immer von denselben zwei Untersuchern vorgenommen, die simultan die Genauigkeit der Messungen kontrollierten. Zudem wurde versucht, durch eine Art äußere Fixation am Untersuchungsgerät, den Einfluss von Trick Bewegungen gering zu halten. Die relative Zunahme der Supination zeigte sich auch darin, dass 31 % der Männer eine Supination über 110° erreichten, was am ehesten auf eine zusätzliche Beweglichkeit im Bereich des Karpus sowie der Hand und auf Trick Bewegungen zurückzuführen ist.

Die Grobkraft der Hand wurde in der Standardposition gemessen, wie es durch die American Society of Hand Therapists empfohlen ist (Fess, 1992) und als

Mittelwert aus 3 konsekutiven Messungen ermittelt (Mathiowetz et al., 1984, MacDermid et al., 1994, Stegink-Jansen et al., 2003). Aber im Gegensatz zu Haidar (2004) wurde der Dynamometer generell mit der 2. Griffeinstellung verwendet. Auch wenn unter diesen Bedingungen die maximale Griffstärke zwischen 2% und 20% bei bis zu 10% der Probanden unterschätzt werden kann (Firrell et Crain, 1996), scheint das angewandte Messverfahren am einfachsten durchführbar und am besten reproduzierbar zu sein.

Sowohl für die Grobkraft, als auch für den Schlüsselgriff wurde nicht zuletzt auch deshalb eine hohe Messgenauigkeit erreicht, weil vor jeder Messung eine automatische Kalibrierung des Dynamometers vorgenommen wurde, wie sie bei zahlreichen anderen Geräten nicht möglich ist.

Durch Standardisierung der Messungen wurde versucht, systematische Messfehler soweit möglich zu vermeiden. Zufällige Fehler, wie sie im Umfang einer jeden wissenschaftlichen Studie auftreten, waren hingegen nicht vermeidbar und sind hinsichtlich der Allgemeingültigkeit der erhobenen Ergebnisse entsprechend zu berücksichtigen. Bei der erreichten Kohortengröße von 365 Teilnehmern ist zu erwarten, dass sich zufällige Fehler ausgleichen.

4.2 Unterarmbeweglichkeit

Die aktive Pronation des Unterarmes lag im Mittel rechts bei $70,9^\circ$ (Spannweite 30° - 105°), links bei $70,4^\circ$ (Spannweite 30° - 110°). Für die Supination ergab sich rechts im Mittel $101,3^\circ$ (45° - 120°), links dagegen $104,5^\circ$ (40° - 120°).

Das Ausmaß der Supination war links statistisch signifikant größer als rechts. Während das Ausmaß der Supination weitgehend vom Alter unabhängig war, nahm das Ausmaß der Pronation mit dem Alter ab, wobei der Rückgang nur

rechts statistisch signifikant war. Die anthropometrischen Variablen zeigten keinen Zusammenhang mit dem Ausmaß der Pronation. Das Ausmaß der Supination war dagegen bei zunehmendem Unterarm- und Handgelenksumfang geringer. Eine Ursache für diesen Zusammenhang ließ sich aus den Daten nicht ableiten. Interessant ist, dass der Body-Mass-Index keinen statistisch signifikanten Zusammenhang mit der Unterarmbeweglichkeit zeigte. Möglicherweise ist die Unterarmbeweglichkeit bei Übergewicht nur dann eingeschränkt wenn die Fettverteilung nicht stammbetont ist, sondern auch die Extremitäten einschließt und damit zu einem höheren Unterarm- und Handgelenksumfang führt. Weitere Literatur zum Zusammenhang von Unterarmbeweglichkeit und Body-Mass-Index war nicht auffindbar.

Wie bereits erwähnt, war die Supination links statistisch signifikant größer als rechts. Ein ähnlicher Unterschied wurde auch von Günal et al. (1996) in einer türkischen Kohorte von 1000 Männern im Alter von 18-22 Jahren nachgewiesen. Sie fanden einen Seitenunterschied bei aktiver Supination von $1,7^\circ$ links gegenüber rechts. Daraus folgerten sie, dass die kontralaterale, gesunde Seite nicht immer eine verlässliche Größe bei der Beurteilung der Bewegungseinschränkung eines Gelenkes darstellt. Die aktuell gefundenen Messwerte der aktiven Supination ergaben für die Gruppe der 20-30 jährigen Probanden ein Seitenplus links von $1,4^\circ$ und im Vergleich aller Gruppen eine Seitendifferenz von $\sim 3^\circ$. Zusammenfassend ist ein Seitenunterschied für die Supination zwischen linkem und rechtem Unterarm von $1,4^\circ$ bzw. 3° als eher gering anzusehen, und spielt für die Funktion im Alltag eine untergeordnete Rolle. Daher kann die kontralaterale Seite unter Berücksichtigung der tendenziell größeren Supination links durchaus als gute Vergleichsgröße bei der Feststellung von Bewegungseinschränkungen herangezogen werden.

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen einmal mehr, dass im Unterarm die aktive Supination ausgeprägter ist als die aktive Pronation. Vermutlich erklärt sich dieser Unterschied neben biomechanischer Aspekte auch dadurch, dass die Einschränkung der Pronation durch Abduktion der Schulter und Flexion des

Ellbogens im Alltag im Gegensatz zur Supination gut kompensiert werden kann (Kapandji, 2001). Eine Reduktion der Supination betrifft funktionell hauptsächlich Alltagstätigkeiten, wie Essen oder körperliche Hygiene und wird daher vor allem durch die fehlenden Kompensationsmechanismen schneller registriert. Die klinische Erfahrung dahingehend zeigt auch, dass Individuen mit angeborener schmerzfreier Einschränkung der Umwendbewegung des Unterarmes eine eingeschränkte Pronation besser tolerieren als eine reduzierte Supination. Dies dürfte erklären warum eine extreme Einschränkung der Pronation (Minimum 30°) von den Betroffenen als gesund wahrgenommen wird und daher möglicherweise bei der Befragung vor Einschluss in die Untersuchung nicht angegeben wurde. Insgesamt wiesen 21 Männer rechts und 15 Männer links eine Pronation unter 50° auf. Im Gegensatz zur Pronation, war die Supination nur in 3 Fällen auf 50° oder weniger reduziert. Eine solche Einschränkung der Pronation und Supination ohne anamnestisches Trauma kann unter anderem durch Skelettanomalien wie eine undiagnostizierte Dislokation des Radiusköpfchens, axiale Abweichungen beider Unterarmknochen, sowie aufgrund von Tumoren wie z.B. Chondroblastome oder Exostosen entstehen. Deshalb sollten im Rahmen einer Untersuchung bei anamnestisch unbekanntem Trauma und doch deutlicher Bewegungseinschränkung zur Abklärung Röntgenbilder angefertigt werden.

Wie aus den Studienergebnissen ersichtlich, zeigt sich das Bewegungsausmaß der Supination vom Alter weitgehend unabhängig. Als Erklärung dient sicherlich, dass die Supination des Unterarmes bis ins hohe Alter zum „Selbstbedienen“, wie bereits oben beschrieben, notwendig bleibt. Daher kommt es alleine durch die Selbstversorgung der älteren Probanden und Alltagstätigkeiten zum täglichen Training, was zum Erhalt des Bewegungsumfangs der Supinationsbewegung beitragen kann.

4.3 Handgelenksbeweglichkeit

Für die aktive Beweglichkeit im Handgelenk ergaben sich folgende Mittelwerte und Spannweiten: Flexion rechts $69,0^\circ$ (30° - 92°), links $67,0^\circ$ (30° - 94°), Extension rechts $67,5^\circ$ (40° - 92°), links $69,3^\circ$ (18° - 92°). Ulnarabduktion rechts $47,4^\circ$ (20° - 75°), links $47,9^\circ$ (18° - 75°) und Radialabduktion rechts $22,6^\circ$ (8° - 46°), links $23,5^\circ$ (6° - 55°).

Trotz der sorgfältigen Anamnese und Beschränkung auf gesunde Probanden wiesen einzelne Probanden bei der aktiven Flexion und Extension im Handgelenk Werte unterhalb von 40° auf. Betroffen waren die Flexion rechts ($n=2$, Messwerte 30° bzw. 38°), die Flexion links ($n=4$, Messwerte je zweimal 30° und 38°) sowie die Extension links ($n=4$, Messwerte 18° , 30° , 32° , 35°). Die Hälfte dieser Probanden wies jeweils in mehreren Bewegungen Ausmaße unter 40° auf, bei der anderen Hälfte war, wie z.B. bei einem 76jährigen Probanden mit einer Extension von 18° links, das Ausmaß der Flexion links sowie der Extension und Flexion rechts im Normbereich. Verschiedene Erklärungen für die Einschränkung in der Bewegungsfähigkeit sind denkbar. Auch bei Patienten, bei denen aus anderer Indikation Röntgenbilder der Handgelenke erstellt wurden, traten Zufallsbefunde auf (Wong et al., 2007). Dabei handelte es sich um anatomische Varianten, asymptotische Arthrosen und posttraumatische Veränderungen, zum Beispiel sekundäre Arthrose nach skapholunärer Instabilität und anderen ligamentären Verletzungen. Diese Ursachen sind auch bei den hier beschriebenen Probanden mit Messwerten unterhalb des Normbereiches denkbar. Die Kompensation der Bewegungsausfälle war offensichtlich so vollständig, dass den Probanden die Einschränkungen nicht bewusst waren. Eine ätiologische Abklärung war im Rahmen der Studie leider nicht möglich.

Die aktive Flexion zeigte sich rechts größer als links, während es bei Extension und Radialabduktion gerade entgegengesetzt war. Bei der Unterarmbeweglichkeit lag links eine größere Supination vor als rechts. Das heißt, dass bei Probanden mit einer großen Supination am Unterarm eine geringere Flexion be-

stand und umgekehrt. In der Gesamtschau der Bewegungsumfänge ergibt sich daher, dass die Gesamtbeweglichkeit gleich bleibt, die Positionen allerdings variabel waren, und zwar schien die Unterarmdrehung von der Handgelenkbeweglichkeit abzuhängen oder umgedreht.

Alle vier gemessenen Bewegungsumfänge nahmen mit dem Alter statistisch signifikant ab. Auch mit zunehmendem Handgelenksumfang und mit zunehmendem BMI nahm der Bewegungsumfang in allen vier Richtungen ab, mit zunehmender Körpergröße dagegen zu. Für die zunehmende Unterarmlänge ließ sich eine Zunahme, für das zunehmende Körpergewicht dagegen eine Abnahme des Ausmaßes isoliert der Ulnarabduktion nachweisen.

Die gefundenen Mittelwerte waren in allen Bewegungsrichtungen, bis auf die Flexion, etwas höher als die von anderen Autoren berichteten Werte. Dort wurde der Normbereich bis 79° Flexion, bis 64° Extension, bis 21° Radialabduktion, sowie bis 38° Ulnarabduktion angegeben (Ryu et al., 1991; Brumfield et Champoux, 1984; Palmer et al., 1985). Auch Günal et al. (1996) gaben für 1000 männliche türkische Probanden im Alter von 18 bis 22 Jahren um rund 5° niedrigere Bewegungsausmaße an als die in der eigenen Studie gefundenen. Smahel und Klimova ermittelten dagegen für eine tschechische Kohorte mit 75° bis 81° für die Flexion, 67° bis 71° für die Extension, 22° bis 27° für die Abduktion und 58° bis 61° für die Adduktion etwas höhere Werte. Diese geringen Abweichungen sind möglicherweise durch leichte konstitutionelle Unterschiede in den Kohorten der deutschen, türkischen und tschechischen Probanden bedingt, mögliche Ursachen können auch in den etwas unterschiedlichen Lebensbedingungen liegen. Sie unterstreichen die Notwendigkeit von aktuellen nationalen Normwerten für die Beurteilung der Bewegungsumfänge von Patienten.

Die allgemeine Abnahme der Beweglichkeit im Handgelenk mit zunehmendem Alter wurde auch von anderen Autoren festgestellt (Chaparro et al., 2000, Smahel et Klimova, 2005). Ursachen können Altersveränderungen wie eine verminderte Dehnbarkeit der Bänder oder auch eine geringere Muskelkraft sein, da es

sich bei den gemessenen Werten um aktive Bewegungsumfänge handelte. Andererseits kann auch ein im Alter geringerer Trainingseffekt durch weniger körperliche Betätigung eine Rolle spielen.

In der eigenen Studie fanden sich für die Flexion und die Extension Seitendifferenzen, wobei die Flexion rechts größer als links und die Extension links größer als rechts war. Zwar gab es Differenzen zwischen rechter und linker Hand, doch waren dies allenfalls geringe Unterschiede, sodass sich hieraus keine Konsequenzen für die Vergleichbarkeit mit der gesunden Gegenseite ergaben. Prinzipiell kann daher die gesunde kontralaterale Hand gut zum Seitenvergleich herangezogen werden. Passend dazu konnten Smahel und Klimova (2005a) in einer Studie an Studenten, Senioren und Konzertpianisten keine Seitendifferenzen der Handgelenksbeweglichkeit feststellen. Diese Studie war allerdings kleiner ($n = 213$) und umfasste auch Frauen, wodurch vorhandene Unterschiede in dieser Studie möglicherweise nicht zur Darstellung kamen.

Zum Zusammenhang zwischen Handgelenksbeweglichkeit und Body-Mass-Index liegt keine Literatur vor. Die Handgelenksbeweglichkeit nahm in der eigenen Untersuchung mit zunehmendem Body-Mass-Index, aber auch mit zunehmendem Handgelenksumfang ab. Für die Ulnarabduktion ließ sich ein ähnlicher Zusammenhang mit dem Körpergewicht nachweisen. Body-Mass-Index und Handgelenksumfang zeigten eine signifikante, aber mäßiggradige Korrelation. Dies stützt die Vorstellung, dass Adipositas möglicherweise als Ursache für eine geringere Handgelenksbeweglichkeit angesehen werden kann. Inwiefern es sich um eine eher mechanische Behinderung der Bewegungsfähigkeit durch eine stärkere Fettschicht der Haut handelt oder möglicherweise ein mit der Adipositas einhergehender Bewegungsmangel ursächlich ist (Duvigneaud et al., 2008), lässt sich aus dem Studiendesign nicht abgrenzen.

Mit zunehmender Körpergröße nahm die Handgelenksbeweglichkeit zu, die Ulnarabduktion nahm auch mit der Unterarmlänge zu. Die Korrelation war allerdings schwach und lag für die gemessenen Bewegungsumfänge um $R = 0,2$.

Ein ähnlicher Zusammenhang bestand auch zwischen Körpergröße und Bewegungsumfang im Daumengrundgelenk, während Pronation und Supination im Unterarm keinen Zusammenhang mit der Körpergröße aufzeigten. Warum größere Männer einen höheren Bewegungsumfang aufwiesen, ist nicht ohne weiteres nachvollziehbar. Möglicherweise spielt die größere Kraftentfaltung eine Rolle. Eine Zunahme der Kraft mit zunehmender Körpergröße wurde in der eigenen Studie und auch in anderen Studien nachgewiesen (Chong et al., 1994, Vaz et al., 2002, Luna-Heredia et al., 2005, Kamarul et al., 2006, Mitsionis et al., 2008).

Diese Ergebnisse bestätigen trotz der festgestellten Seitendifferenzen die Annahme, dass bei der Beurteilung des Bewegungsumfanges im Handgelenk auf die Werte der gesunden Gegenseite zurückgegriffen werden darf. Schließlich sind die Unterschiede zwischen rechter und linker Hand allenfalls sehr gering. Wenn Normwerttabellen herangezogen werden, sollte allerdings das Alter berücksichtigt werden, da hier eine eindeutige negative Korrelation vorliegt. Die Korrelation mit dem Alter war sehr viel deutlicher als die Korrelation mit der Körpergröße und dem BMI. Dennoch erfordert die Beweglichkeitsmessung auch die Angabe von Gewicht und Körpergröße, da der BMI und die Körpergröße Einfluss auf die Beweglichkeit haben. Ohnehin sollte bei jeder gründlichen klinischen Untersuchung Körpergewicht und Größe dokumentiert werden.

4.4 Beweglichkeit des Daumengrundgelenks

Die aktive Beugung im Daumengrundgelenk betrug rechts im Mittel 54,8°, links 55,9° bei sehr großen interindividuellen Schwankungen. Die Spannbreite umfasste rechts und links jeweils Schwankungen zwischen 20° und 90°. Der geringe Seitenunterschied war zwar statistisch signifikant, hat aber keine wesentliche Bedeutung und kann daher vernachlässigt werden.

Während der Bewegungsumfang mit zunehmendem Alter zurückging, nahm er dagegen mit zunehmender Körpergröße zu. Die übrigen anthropometrischen Daten zeigten keinen Zusammenhang mit dem Umfang der aktiven Beugung im Daumengrundgelenk.

Auch frühere Studien fanden eine große interindividuelle Streuung der aktiven Beugung im Daumengrundgelenk (Jenkins et al., 1998; Shaw et Morris, 1992, Yoshida et al., 2003). Die Mittelwerte des Ausmaßes der Flexion im Daumengrundgelenk waren in geschlechtsgemischten Studien höher als in der eigenen Untersuchung und lagen für kaukasische Probanden zwischen 50 bis 75 Grad (Harris et Joseph, 1949; Joseph, 1951; Coonrad et Goldner, 1968, Palmer et Louis, 1978; Lister, 1984, Hume et al., 1990; Shaw et Morris, 1992; Durham et al., 1993, Jenkins et al., 1998), die japanischen Probanden von Yoshida et al. (2003) wiesen sogar einen Mittelwert von 77° auf. Diese Abweichung beruht vermutlich darauf, dass Frauen eine größere Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk aufweisen als Männer (Yoshida et al., 2003).

Zur Beurteilung der Daumenfunktion, beispielsweise im Rahmen von Therapiekontrollen oder bei medizinischen Begutachtungen, ist daher zu berücksichtigen, dass eine geringe Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk zwar Folge von pathologischen Zuständen sein kann, häufig aber auch bei gesunden Individuen zu beobachten ist. Andererseits ist eine Bewertung der individuellen Grundgelenkbeweglichkeit auch zur Indikationsstellung operativer Eingriffe hilfreich, etwa bei Arthrodesen im Bereich des Daumens (Yoshida et al., 2003).

Die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk nimmt in der vorliegenden Arbeit mit zunehmendem Alter ab. Dies hängt sicherlich auch damit zusammen, dass asymptotische, degenerative Gelenkveränderungen im Rahmen des natürlichen Alterungsprozesses auftreten, wie dies im Rahmen von Studien zur Arthrose der Hand (Armstrong et al., 1994, Chaisson et al., 1999) und auch bei beschwerdefreien Probanden nachgewiesen wurde (Smahel et Klimova, 2005b).

Die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk war links im Mittel um 1° größer als rechts. Auch Herck et al. (1996) fanden bei 63 Frauen und 36 Männern im Alter von 11 bis 83 Jahren an der nicht dominanten Hand eine um $1,3^\circ$ größere Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk. De Smet et al. (1993) bestätigten diese Differenz ebenfalls und folgerten aufgrund des geringen Unterschiedes, dass die kontralaterale Hand eine gute Referenz für die individuelle Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk darstellt. Andere Autoren fanden dagegen keinen Seitenunterschied (Joseph, 1951, Shaw et Morris, 1992, Jenkins et al., 1998, Smahel et Klimova, 2005b).

Zwar hat nach Herck et al. (1996) die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk keine überragende Bedeutung für die Mechanik der Handfunktion, so besteht jedoch ein Zusammenhang zwischen der Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk und größerer Verletzbarkeit bezüglich Bandverletzungen. Daumengrundgelenke mit reduzierter Beugefähigkeit zeigen eine Zunahme ligamentärer Verletzungen und eine signifikant höhere Inzidenz von indirekten Weichteilschädigungen (De Smet et al., 1993; Shaw et Morris, 1992).

Will man die Funktion des Daumens analysieren, sollte die Beugefähigkeit im Grundgelenk nicht isoliert, sondern in Zusammenhang mit der Oppositionsfähigkeit des Daumens betrachtet werden (Li et Tang, 2007). Entsprechend stellen Hume et al. (1990) fest, dass die durchschnittliche funktionelle Beweglichkeit des Daumengrundgelenks bei nur 21° Flexion liegt, was bei deren Probanden gerade einmal ein Drittel der Gesamtbeweglichkeit des Daumens ausmachte. Die Tatsache, dass sich in der vorliegenden Studie alle Probanden als gesund einstufen, obwohl die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk sehr stark variierte, lässt vermuten, dass sie tatsächlich von eher untergeordneter subjektiver Bedeutung ist (Smahel et Klimova, 2005). Es ist daher anzunehmen, dass die angrenzenden Gelenke, die an der Daumenbeugung beteiligt sind, also Daumensattelgelenk und Interphalangealgelenk, zu einem erheblichen Grade Einschränkungen der Beugefähigkeit auf Höhe des Grundgelenkes ausgleichen. Dies begünstigt zweifelsohne Situationen, die eine Versteifung des Ge-

lenks erfordern und erklärt auch die in der Regel hohe Zufriedenheit der Patienten nach Arthrodesen des Daumengrundgelenks (Rizzo M, 2006).

In Zusammenschau der erhobenen Befunde bestätigt sich eine große interindividuelle, aber nur geringe intraindividuelle Varianz der Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk, die auf der rechten Seite niedriger als auf der linken ist. Die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk nimmt mit zunehmendem Alter kontinuierlich ab. Die gesunde Gegenseite empfiehlt sich daher zur vergleichenden Beurteilung.

4.5 Grobkraft

Die Messung der Grobkraft der Hand ist eine einfache Methode um Unterarm und Handfunktion oder klinische Aspekte wie den Ernährungszustand zu bewerten.

Die Grobkraft nahm über die drei Messungen im Mittel gering ab. Der Mittelwert lag rechts bei 49,0 kg (16-83 kg), das Maximum bei 51,3 kg. Links lag der Mittelwert bei 46,5 kg (16-77 kg), das Maximum bei 48,6 kg. Die Seitenunterschiede waren statistisch signifikant. Die Grobkraft nahm mit dem Alter statistisch signifikant ab und war im Mittel bei den über 70-Jährigen um 33 % geringer als bei den 20 bis 29-Jährigen. Dieser Rückgang setzte vor allem in der Gruppe der 50 bis 59-Jährigen ein. Bei unterschiedlichen anthropometrischen Variablen zeigte sich eine positive Korrelation mit der Grobkraft. So nahm die Grobkraft mit steigender Unterarmlänge, Unterarmumfang, Breite und Länge der Hand sowie Körpergröße und Körpergewicht zu.

Die oben dargestellten Mittelwerte der Griffstärke der rechten und linken Hand liegen im Bereich anderer Studien an kaukasischen Probanden (Mathiowetz et

al., 1984, Hanten et al., 1999). Im asiatischen Raum wurden dagegen in China, Malaysia und Indien bis zu 30 % geringere Griffstärken gemessen (Chong et al., 1994, Vaz et al., 2002, Kamarul et al., 2006). Dies ist sicherlich auf Unterschiede in der Physiognomie zwischen Asiaten und Europäern zurückzuführen. Vor allem Körpergröße und Gewicht sind beim asiatischen Mann im Durchschnitt geringer und könnten damit die niedrigeren Griffstärken begründen. Zudem verändern sich Parameter wie die durchschnittliche Körpergröße und das durchschnittliche Körpergewicht über die Jahre. Diese Veränderung ist auch in Deutschland feststellbar, wobei im Mittel eine Gewichtszunahme nachgewiesen wurde (Benecke und Vogel, 2003). Diese Gewichtszunahme könnte als weiterer Einflussfaktor für den Kraftunterschied zwischen den Populationen angesehen werden.

Der Rückgang der Grobkraft mit dem Alter wurde von zahlreichen Autoren bereits beschrieben (Burke et al., 1953, Asmussen et Heeboell-Nielsen, 1955, 1956, 1962, Schmidt et Töws, 1970, Kellor et al., 1971, Thorngren et Werner, 1979, Mathiowetz et al., 1985, Andrews et al., 1996, Mitsionis et al., 2008). Chatterjee et al. (1991) untersuchten die maximale Griffstärke von 99 Rechtshändern im Alter von 7 bis 73 Jahren. Sie fanden eine Abnahme der Griffstärke mit zunehmendem Alter ab dem 21. Lebensjahr, während die Griffstärke bis zum 20. Lebensjahr zunahm. In der eigenen Untersuchung lag das Maximum der Griffstärke bei den Männern zwischen 35 und 40 Jahren. Frederiksen et al. (2006) fanden bei einer longitudinalen Untersuchung einen annähernd linearen Rückgang der Kraft im Handgelenk mit dem Alter im Altersbereich von 50 bis 85 Jahren.

Die Abnahme der Griffstärke im Handgelenk mit zunehmendem Alter könnte auf ein zunehmendes Trainingsdefizit im Alter (Richardson, 1953), eine reduzierte Testosteronausschüttung (Hettinger, 1961; Simonson, 1971) sowie eine Reduktion der Gesamtanzahl an Muskelfasern (Gutman et Hanzlekova, 1972) und eine Zunahme asymptomatischer degenerativer Gelenkveränderungen (Chaisson et al., 1999) zurückzuführen sein.

Die festgestellte Seitendifferenz war statistisch signifikant, mit etwa 4-5 % der gemessenen Griffstärke allerdings relativ gering. Sie lag im Rahmen der von Bohannon (2003) zusammengefassten Studien zur Griffstärke der dominanten und nicht dominanten Hand. Mehrere Studien fanden eine bis zu 10 % höhere Griffstärke der dominanten Hand (Petersen et al., 1989, Young et al., 1989, Crosby et al., 1994, Kamarul et al., 2006). Eine vermehrte Nutzung der rechten Hand bei Rechtshändern im Rahmen alltäglicher Aktivitäten mit entsprechendem Trainingseffekt könnte eine derartige Kraftdominanz physiologisch erklären (Lind et McNicol, 1968). Im Rahmen entzündlicher Gelenkerkrankungen kann die Seitendifferenz dagegen aufgehoben oder in das Gegenteil verkehrt sein (Swanson et al., 1970, Petersen et al., 1989, Fraser et al., 1999). Auch bei etwas unter 30 % der gesunden Rechtshänder lässt sich kein Unterschied in der Grobkraft der Hand nachweisen (Armstrong et Oldham, 1999, Zverev et Kama-dyaapa, 2001). Die so genannte „10%-Regel“ der Stärkendifferenz zwischen dominanter und nicht dominanter Hand können wir aufgrund unserer Daten nicht bestätigen.

Der nachgewiesene Zusammenhang zwischen anthropometrischen Daten und Griffstärke steht im Einklang mit anderen Untersuchungen an kaukasischen (Luna-Heredia et al., 2005, Mitsionis et al., 2008) und asiatischen Probanden (Chong et al., 1994, Vaz et al., 2002, Kamarul et al., 2006).

Die Ermittlung der Griffstärke hat auch allgemeinmedizinische Bedeutung, da eine Reduktion der allgemeinen Muskelkraft mit einer reduzierten Funktion alltäglicher Aktivitäten einhergeht (Avlund et al., 1994; Bassey et al., 1988; Hyatt et al., 1990; Rahman et al., 2002). Die Griffstärke im Handgelenk als repräsentativer Messwert für die allgemeine Muskelkraft kann auch bei der Diagnosestellung und dem Follow-up von Patienten mit neuromuskulären Erkrankungen eingesetzt werden (Wiles et al., 1990) und kann helfen, das Risiko für Komplikationen nach chirurgischen Eingriffen zu prognostizieren (Klidjian et al., 1980). Ein weiteres klinisches Anwendungsgebiet der Griffstärke ist nicht nur die funktionelle Beurteilung des nutritiven Status (Brozek, 1984, Vaz et al., 1996, Jee-

jeebhoy, 1998), sondern sie kann auch als Verlaufskontrolle einer nutritiven Intervention, zum Beispiel bei künstlicher Ernährung hospitalisierter Patienten dienen (Wilson et al., 1986, Efthimiou et al., 1988).

Zusammenfassend kann gefolgert werden, dass die Werte der gesunden Gegenseite wie bereits durch Reikeras (1983) vorgeschlagen, einen guten Vergleichsparameter darstellen, wobei im allgemeinen die Handdominanz eine geringere Rolle zu spielen scheint, als häufig angenommen.

4.6 Schlüsselgriff

Die mittlere Kraft im Schlüsselgriff lag bei 10,4 kg rechts und 9,7 kg links. In der Gesamtgruppe war der Unterschied statistisch signifikant. Bei den Linkshändern bestand ein Unterschied von 0,3 kg, der nicht statistisch signifikant war. Die Kraft nahm mit zunehmendem Alter ab, wobei links im Alter ab 60 Jahren, rechts im Alter ab 70 Jahren ein deutlicher Rückgang auftrat.

Alle anthropometrischen Messwerte in der eigenen Studie wiesen einen direkten Zusammenhang (positive Korrelation) mit der Kraft im Schlüsselgriff auf, d.h. mit zunehmender Unterarmlänge, Unterarmumfang, Handgelenksumfang, Handlänge, Handbreite, Körpergröße, Körpergewicht und BMI nahm die Kraft im Schlüsselgriff zu. Ähnliche Ergebnisse wurden vorher teilweise auch schon in einer chinesischen Population beobachtet (Chong et al., 1994). Bei ihrer Untersuchung an 437 gesunden chinesischen Probanden wiesen sie einen Zusammenhang zwischen Körpermaßen und Kraft im Schlüsselgriff nach. In ihrer Studie erwiesen sich in einer schrittweise multiplen Regression der Unterarmumfang und die Körpergröße als unabhängige Einflussfaktoren auf die Kraft im Schlüsselgriff. Für taiwanesischen Probanden wurde dagegen für die Kraft im Schlüsselgriff ein Zusammenhang mit der Länge von Daumen und Zeigefinger

sowie mit der Körpergröße und dem Körpergewicht festgestellt (Su et al., 1995). Die plausibelste Erklärung liegt in mechanischen Vorteilen in Bezug auf die Hebelarme und den muskulären Status.

Der Rückgang der Kraft im Schlüsselgriff im höheren Alter bestätigt ebenfalls die Ergebnisse anderer Autoren (Su et al., 1995, Ranganathan et al., 2001). Ranganathan et al. (2001) verglichen jüngere (20-35 Jahre, n=27) mit älteren (65-79 Jahre, n=28) Probanden und fanden bei den Älteren eine um 26 % geringere Kraft im Schlüsselgriff. Jansen et al. (2008) fanden bei 224 Probanden über 65 Jahren ebenfalls einen Rückgang der Kraft im Schlüsselgriff mit dem Alter.

Als Grund für den Rückgang der Kraft im Schlüsselgriff mit zunehmendem Alter, insbesondere nach dem 60. Lebensjahr, wird überwiegend eine Reduktion der Gesamtmuskelmasse durch den Verlust von funktionellen neuromuskulären Einheiten gesehen (Campbell et al., 1973, Landers et al., 2001, Forrest et al., 2005, 2007, 2008). Andererseits könnten auch eine selektive Atrophie von „fast-twitch“-Muskelfasern (Aniansson et al., 1986) oder eine reduzierte Fähigkeit, eine vollständige Muskelaktivierung im Alter herzustellen (Yue et al., 1999), Gründe für eine Kraftabnahme im Alter sein. Auch asymptotische degenerative Veränderungen der am Schlüsselgriff beteiligten Gelenke, zum Beispiel Arthrose im Daumensattelgelenk (Rhizarthrose) können zu einer Kraftreduktion beitragen (Chaisson et al., 1999; Haara et al., 2004).

Im allgemeinen war der Schlüsselgriff rechts um 7% stärker als links. Dieses Ergebnis war unabhängig von der Handdominanz, da auch bei Linkshändern die rechte Hand kräftiger war, wie es auch schon von Incel et al. (2002) beobachtet wurde. Daher sollten die Daten für den intra-individuellen Vergleich, der oft und gerne als einfache Kontrollmethode angewandt wird, entsprechend angepasst werden.

Der direkte Vergleich mit anderen in der Literatur berichteten Daten bleibt aufgrund der unterschiedlichen Einflussfaktoren auf die Messung des Schlüsselgriffs schwierig. In einer Studie aus der Region um Cambridge in England beschrieben auch Gilbertson und Barber-Lomax (1994) Normwerte des Schlüsselgriffs. Die Abweichung ihrer Messwerte zu denen einer früheren Studie von Mathiowetz et al. (1985) erklärten sie durch regional bedingte Unterschiede. Wir sind ebenfalls der Ansicht, dass nicht nur die Methode und Messgeräte, sondern auch soziokulturelle und genetische Faktoren die Messergebnisse beeinflussen können. Daher kann sich die individuelle Kraft im Schlüsselgriff aufgrund eines Wandels des Lebensstils, wie technische Modernisierung oder wechselnde Freizeitaktivitäten (Gilbertson und Barber-Lomax, 1994), aufgrund von Krankheiten, wie im Rahmen der sogenannten Chop Stick Arthrose der Asiaten (Hunter et al., 2004), Mangelernährung (Luna-Heredia et al., 2005) und genetischen Einflüssen, wie die anthropometrischen Faktoren (Handgröße, Unterarmlänge, etc.) verändern (Chong et al., 1994).

Erstaunlicherweise glichen die gefundenen Werte für die Kraft im Schlüsselgriff bei gesunden Männern den von Mathiowetz et al. (1985) bereits vor 20 Jahren erhobenen Werten, was eigentlich nicht für einen Einfluss von Modernisierung und neuerem Lebensstil auf die Kraftentwicklung im Schlüsselgriff spricht. Trotzdem benötigt man genauere Untersuchungen, denn die Unterschiede beider Probandengruppen und der Methode könnten die zu erwartenden Veränderungen kompensiert haben.

Zusammenfassend ist die Kraft im Schlüsselgriff altersabhängig und unabhängig von der Handdominanz rechts stärker als links. Weiterhin besteht eine positive Korrelation zwischen dem Schlüsselgriff und anthropometrischen Faktoren.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden 365 gesunde männliche Probanden kaukasischer Abstammung im Alter von 20 bis 91 Jahren hinsichtlich der aktiven Bewegungsumfänge der Unterarmdrehung, der Handgelenksbeweglichkeit und der Flexion im Daumengrundgelenk sowie hinsichtlich der Grobkraft und der Kraft im Schlüsselgriff untersucht. Zugleich wurden anthropometrische Daten, wie Körpergröße, das Körpergewicht und daraus abgeleitet der Body-Mass-Index sowie die Unterarmlänge in Supination, der Unterarmumfang, der Handgelenksumfang und die Handgröße erfasst.

Alle Messungen wurden standardisiert von zwei Untersuchern durchgeführt. Die Messung der Grobkraft der Hand erfolgte jeweils drei Mal und wurde gemittelt. Nur wenn beide anwesenden Untersucher die Ausführung gleich beurteilten, wurden die Messergebnisse akzeptiert.

Die Gruppe war ausreichend groß, um normative Werte für Männer unterschiedlichen Alters abzuleiten. Die Werte wurden für die einzelnen Altersgruppen als Mittelwerte und Spannweite der Messwerte dargestellt.

Eine statistisch signifikante Seitendifferenz ließ sich für die Supination im Unterarm, die Flexion, Extension und Radialabduktion im Handgelenk, die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk, die grobe Kraft bei Faustschluss und die Kraft im Schlüsselgriff nachweisen.

Mit zunehmendem Alter gingen das Ausmaß der Beweglichkeit in allen 4 gemessenen Richtungen am Handgelenk, die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk und tendenziell das Ausmaß der Pronation im Unterarm zurück. Die Grobkraft nahm ab der zweiten Hälfte des 4. Lebensjahrzehntes ab, die Kraft im Schlüsselgriff ab der zweiten Hälfte des 5. Lebensjahrzehntes.

Mit zunehmender Körpergröße nahm der Bewegungsumfang aller Handgelenksbewegungen und die Beugefähigkeit im Daumengrundgelenk zu. Die Kraft im Schlüsselgriff nahm mit allen erhobenen anthropometrischen Parametern zu. Bei der Grobkraft zeigten sich ähnliche Zusammenhänge, nur der Handgelenksumfang und der BMI waren statistisch nahezu unabhängig.

Die erhobenen Werte können helfen, aktuelle Referenzwerte für die Normalfunktion der Hand und des Unterarmes bereitzustellen.

Der Seitenvergleich bei gesunder Gegenseite ist bei der Beurteilung der Beweglichkeit in Unterarm, Handgelenk und Daumengrundgelenk sowie der Grobkraft und der Kraft im Schlüsselgriff grundsätzlich möglich, da die festgestellten Unterschiede gering waren. Dabei sollte die größere Kraft in der rechten Hand berücksichtigt werden.

Werden Normwert-Tabellen verwendet, so muss zur Beurteilung der Werte unbedingt das Alter des Patienten berücksichtigt werden. Einen geringeren Einfluss hat auch die Körpergröße und das Körpergewicht, die daher ebenfalls miteinbezogen werden sollten.

6 Literatur

Anakwe RE, Huntley JS, McEachan JE. Grip strength and forearm circumference in a healthy population. *J Hand Surg Eur Vol.* 2007. 32: 203-209

Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. *Phys Ther.* 1996. 76: 248-259

Aniansson A, Hedberg M, Henning GB, et al., Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: A follow-up study. *Muscle Nerve.* 1986. 9: 585-591

Armstrong CA, Oldham JA. A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *J Hand Surg [Br].* 1999. 24: 421-425

Armstrong AL, Hunter JB, Davis TR. The prevalence of degenerative arthritis of the base of the thumb in post-menopausal women. *J Hand Surg [Br].* 1994. 19: 340-341

Armstrong AD, MacDermid JC, Chinchalkar S, Stevens RS, King GJ. Reliability of range-of-motion measurement in the elbow and forearm. *J Shoulder Elbow Surg.* 1998. 7: 573-80

Asmussen E., Heeboell-Nielsen K. A dimensional analysis of physical performance and growth in boys. *K Appl Physiol.* 1955. 7: 593-603

Asmussen E., Heeboell-Nielsen K. Physical performance and growth in children. Influence of sex, age and intelligence. *J Appl Physiol.* 1956. 8: 371-380

Asmussen E, Heeboell-Nielsen K. Isometric muscle strength in relation to age in men and women. *Ergonomics*. 1962. 5: 167-169

Ateshian GA, Rosenwasser MP, Mow VC. Curvature characteristics and congruence of the thumb carpometacarpal joint: Differences between female and male joints. *J Biomech*. 1992. 25: 591-607

Avlund K, Schroll M, Davidsen M, et al. Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year-old men and women. *Scand J Med Sci Sports*. 1994. 4: 32-40

Balogun JA, Akomolafe CT, Amusa LO. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991. 72: 280-283

Bassey EJ, Bendall MJ, Pearson M. Muscle strength in the triceps surae and objectively measured customary walking activity in men and women over 65 years of age. *Clin Sci*. 1988. 74: 85-89

Bassey EJ, Harries UJ. Normal values for handgrip strength in 920 men and women aged over 65 years, and longitudinal changes over 4 years in 620 survivors. *Clin Sci (Lond)*. 1993. 84: 331-337

Bean CH, Tencer AF, Trumble TE. The effect of thumb metacarpophalangeal ulnar collateral ligament attachment site on joint range of motion: an in vitro study. *J Hand Surg [Am]*. 1999. 24: 283-287

Bechtol CO. Grip test; the use of a dynamometer with adjustable hand spacings. *J Bone Joint Surg*. 1954. 36A: 820-824

Benecke A, Vogel H. Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 16 Übergewicht und Adipositas. Robert-Koch-Institut, Berlin, 2003

Berger RA, Crowninshield RD, Flatt AE. The three-dimensional rotational behavior of the carpal bones. *Clin Orthop*. 1992. 167: 303-310

Berme N, Paul JP, Purves WK. A biomechanical analysis of the metacarpophalangeal joint. *J Biomech*. 1977. 10: 409-412

Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997. 78: 26 –32

Bohannon RW. Grip strength: a summary of studies comparing dominant and nondominant limb measurements. *Percept Mot Skills*. 2003. 96: 728-730

Boissy P, Bourbonnais D, Carlotti MM, Gravel D, Arsenault BA. Maximal grip force in chronic stroke subjects and its relationship to global upper extremity function. *Clin Rehabil*. 1999. 13: 354-362

Brand, PW, Hollister AM. *Clinical mechanics of the hand*. 3rd ed. St. Louis, MO, Mosby, 1999

Brozek J. The assessment of motor function in adults. In *Malnutrition and Behaviour: Assessment of Key Issues*, Nestle Foundation Publication Series vol 4, edited by J. Brozek and B. Schurch (Lausanne: Nestle Foundation): 268-279

Brumfield RH, Champoux JA. A biomechanical study of normal functional wrist motion. *Clin Orthop Relat Res*. 1984. 187: 23-25

Burke WE, Tuttle WW, Thompson CW, Janney CD, Wever RJ. The relation of grip strength and grip-strength endurance to age. *J Appl Physiol*. 1953. 5: 628-630

Campbell MJ, McComas AJ, Petito F. Physiological changes in ageing muscles. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1973. 36: 174-182

Chaisson CE, Zhang Y, Sharma L, Kannel W, Felson DT. Grip strength and the risk of developing radiographic hand osteoarthritis: results from the Framingham Study. *Arthritis Rheum*. 1999. 42: 33-38

Chaparro A, Rogers M, Fernandez J, Bohan M, Choi SD, Stumpfhauser L. Range of motion of the wrist: implications for designing computer input devices for the elderly. *Disabil Rehabil*. 2000. 22: 633-637

Chatterjee S, Chowdhuri BJ. Comparison of grip strength and isometric endurance between the right and left hands of men and their relationship with age and other physical parameters. *J Hum Ergol (Tokyo)*. 1991. 20: 41-50

Chong CK, Tseng CH, Wong MK, Tai TY. Grip and pinch strength in Chinese adults and their relationship with anthropometric factors. *J Formos Med Assoc*. 1994. 93: 616-621

Coonrad RW, Goldner JL. A study of the pathologic findings and treatment of soft-tissue injury of the thumb metacarpophalangeal joint. *J Bone Joint Surg*. 1968. 50A: 439-451

Critchley M. *Problems in Aging*, ed. By Cowdrey E.V. Williams and Wilkins, Baltimore: 518

Crosby CA, Wehbe MA, Mawr B. Hand strength: normative values. *J Hand Surg [Am]*. 1994. 19: 665-670

Dempsey PG, Ayoub MM. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. *Int J Industrial Ergonomics*. 1996. 17: 259-273

De Smet L, Urlus M, Spriet A, Fabry G. Metacarpophalangeal and interphalangeal flexion of the thumb: influence of sex and age, relation to ligamentous injury. *Acta Orthop Belg*. 1993. 59: 357-359

Desrosiers J, Bravo G, Hebert R, Dutil E. Normative data for grip strength of elderly men and women. *Am J Occup Ther*. 1995. 49: 637-644

Duvigneaud N, Matton L, Wijndaele K, Deriemaeker P, Lefevre J, Philippaerts R, Thomis M, Delecluse C, Duquet W. Relationship of obesity with physical activity, aerobic fitness and muscle strength in Flemish adults. *J Sports Med Phys Fitness*. 2008. 48: 201-110

Efthimiou J, Fleming J, Gomes C, Spiro SG. The effect of supplementary oral nutrition in poorly nourished patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Resp Dis*. 137: 1075-1082

Fess EE. *Clinical Assessment Recommendations*. 2nd ed. Chicago, IL: American Society of Hand Therapists. 1992

Firrell JC, Crain GM. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength. *J Hand Surg [Am]*. 1996. 21: 397-401

Flowers KR, Stephens-Chisar J, LaStayo P, Galante BL. Intrarater reliability of a new method and instrumentation for measuring passive supination and pronation: a preliminary study. *J Hand Ther*. 2001. 14: 30-35

Forrest KY, Zmuda JM, Cauley JA. Patterns and determinants of muscle strength change with aging in older men. *Aging Male*. 2005. 8: 151-156

Forrest KY, Zmuda JM, Cauley JA. Patterns and correlates of muscle strength loss in older women. *Gerontology*. 2007. 53: 140-147

Fraser A, Vallow J, Preston A, Cooper RG. Predicting "normal" grip strength for rheumatoid arthritis patients. *Rheumatology (Oxford)*. 1999. 38: 521-528

Frederiksen H, Hjelmberg J, Mortensen J, McGue M, Vaupel JW, Christensen K. Age trajectories of grip strength: cross-sectional and longitudinal data among 8,342 Danes aged 46 to 102. *Ann Epidemiol*. 2006. 16: 554-562

Fujita Y, Nakamura Y, Hiraoka J, et al. Physical-strength tests and mortality among visitors to health-promotion centers in Japan. *J Clin Epidemiol*. 1995. 48: 1349-1359

Gabriel MT, Pfaeffle HJ, Stabile KJ, Tomaino MM, Fischer KJ. Passive strain distribution in the interosseous ligament of the forearm: implications for injury reconstruction. *J Hand Surg [Am]*. 2004. 29: 293-298

Gajdosik RL. Comparison and reliability of three goniometric methods for measuring forearm supination and pronation. *Percept Mot Skills*. 2001. 93: 353-355

Galik K, Baratz ME, Butler AL, Dougherty J, Cohen MS, Miller MC. The effect of the annular ligament on kinematics of the radial head. *J Hand Surg [Am]*. 2007. 32: 1218-1224

Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN, Linscheid RL, Chao EYS. Wrist kinematics after limited intercarpal arthrodesis. *J Hand Surg*. 1989. 14A: 791-799

Garrow JS, Webster J. Quetelet's index (W/H²) as a measure of fatness. *Int J Obes*. 1985. 9: 147-153

Gilbertson L, Barber-Lomax S. Power and pinch grip strength recorded using the hand-held Jamar® dynamometer and B+L hydraulic pinch gauge: British normative data for adults. *Br J Occ Ther*. 1994. 57: 483-488

Greene WBB, Heckman JD. *The Clinical Measurement of Joint Motion*. 1. Aufl. American Academy of Orthopedic Surgeons, 1994

Günel I, Köse N, Erdogan O, Göktürk E, Seber S. Normal ranges of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *J Bone Joint Surg*. 1996. 78: 1401-1404

Gutman E, Hanzlekova V. *Age Changes in the Neuromuscular System*. 1972. Scientifica Ltd., Bristol: 82

Haara MM, Heliovaara M, Kroger H, Arokoski JP, Manninen P, Karkkainen A, Knekt P, Impivaara O, Aromaa A. Osteoarthritis in the carpometacarpal joint of the thumb. Prevalence and associations with disability and mortality. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 86: 1452-1457

Halpern CA, Fernandez JE. The effect of wrist and arm postures on peak pinch strength. *J Hum Ergol (Tokyo)*. 1996. 25: 115-130

Hanten WP, Chen WY, Austin AA. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. *J Hand Ther*. 1999. 12: 193-200

Harkonen R, Piirtomaa M, Alaranta H. Grip strength and hand position of the dynamometer in 204 Finnish adults. *J Hand Surg [Br]*. 1993. 18: 129-132

Harris H, Joseph J. Variation in extension of the metacarpophalangeal and interphalangeal joints of the thumb. *J Bone Joint Surg.* 1949. 31B: 547-549

Haskel WL, Phillips WT. In: Gisolfi C, Lamb D, Nadel E, editors. *Exercise training, fitness, health and longevity: Exercise in older adults.* Carmel: Cooper. 1995. pp11-47

Hazelton FT, Smidt GL, Flatt AE, Stephens RI. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. *J Biomech.* 1975. 8: 301-306

Herck I, Steenwerckx A, De Smet L, Fabry G. Is there a correlation between mobility of the thumb and mechanical hand function? *Acta Orthop Belg.* 1996. 62: 30-33

Herzog KH, Schiewe R. Die anatomische Bedingtheit chronischer Handgelenksschäden. *Z Orthop* 1963, 97: 311-321

Hettinger TL. *Physiology of Strength.* 1961. Thomas, Springfield, Ill.

Ho RW, Chang SY, Wang CW, Hwang MH. Grip and key pinch strength: norms for 15- to 22-year-old Chinese students. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei).* 2000. 63: 21-27

Hollister A, Buford WL, Myers LM, Giurintano DJ, Novick A. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *J Orthop Res.* 1992. 10: 454-460

Hollister A, Giurintano DJ. Thumb movements, motions and moments. *J Hand Ther.* 1995. 8: 106-114

Hume MC, Gellman H, McKellop H, Brumfield RH Jr. Functional motion of the joints of the hand. *J Hand Surg [Am].* 1990. 15: 240-243

Hunter DJ, Zhang Y, Nevitt MC, Xu L, Niu J, Lui LY, Yu W, Aliabadi P, Felson DT. Chopstick arthropathy: the Beijing osteoarthritis study. *Arthritis Rheum.* 2004. 50: 1495-1500

Hyatt RH, Whitelaw MN, Bhat A et al., Association of muscle strength with functional status of elderly people. *Age Ageing.* 1990. 19: 330-336

Imaeda T, An KN, Cooney WP 3rd. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. *Hand Clin.* 1992. 8: 9-15

Incel NA, Ceceli E, Durukan PB, Erdem HR, Yorgancioglu ZR. Grip strength: effect of hand dominance. *Singapore Med J.* 2002. 43: 234-237

Ishikawa J, Iwasaki N, Minami A. Influence of distal radioulnar joint subluxation on restricted forearm rotation after distal radius fracture. *J Hand Surg [Am].* 2005. 30: 1178-1184

Jansen CW, Niebuhr BR, Coussirat DJ, Hawthorne D, Moreno L, Phillip M. Hand force of men and women over 65 years of age as measured by maximum pinch and grip force. *J Aging Phys Act.* 2008. 16: 24-41

Jeejeebhoy KN. Nutritional assessment. *Gastr Clin North Am.* 1998. 27: 347-369

Jenkins M, Bamberger HB, Black I, Nowinski R. Thumb joint flexion. What is normal? *J Hand Surg [Br].* 1998. 23: 796-797

Joseph J. Further studies of the metacarpophalangeal and interphalangeal joints of the thumb. *J Anatomy.* 1951. 85: 221-229

Josty IC, Tyler MP, Shewell PC, Roberts AH. Grip and pinch strength variations in different types of workers. *J Hand Surg [Br]*. 1997. 22: 266-269

Kallman DA, Plato CC, Tobin JD. The role of muscle loss in the age related decline of grip strength: cross-sectional and longitudinal perspectives. *J Gerontol*. 1990. 45: 82-88

Kamarul T, Ahmad TS, Loh WY. Hand grip strength in the adult Malaysian population. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2006. 14: 172-177

Kapandji A. Biomechanics of pronation and supination of the forearm. *Hand Clin*. 2001. 17: 111-122

Karagiannopoulos C, Sitler M, Michlovitz S. Reliability of 2 functional goniometric methods for measuring forearm pronation and supination active range of motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003. 33: 523-531

Kasten P, Krefft M, Hesselbach J, Weinberg AM. How does torsional deformity of the radial shaft influence the rotation of the forearm? A biomechanical study. *J Orthop Trauma*. 2003. 17: 57-60

Kasten P, Krefft M, Schneider S, Hesselbach J, Weinberg AM. Pro- und Supinationseinschränkungen bei Torsionsfehlstellungen der Radiusdiaphyse vor und nach Ulnaosteotomie. *Orthopäde*. 2004. 33: 455-461

Kauer JM. Functional anatomy of the wrist. *Clin Orthop Relat Res*. 1980. 149: 9-20

Kellor M., Frost J., Silberberg N., Iversen I., Cummings R. Hand strength and dexterity. *Am J Occup Ther*. 1984. 28: 107-113

Kihara H, Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmer AK. The stabilizing mechanism of the distal radioulnar joint during pronation and supination. *J Hand Surg [Am]*. 1995. 20: 930-936

Klidjian AM, Foster KJ, Kammerling RM, Cooper A, Karran SJ. Relation of anthropometric and dynamometric variables to serious post-operative complications. *BMJ*. 1980. 281: 899-901

Kuhlmann JN, Fahrer M, Kapandji IA, Tubiana R. Stability of the normal wrist. In: Tubiana R. *The hand*. Vol. II., Saunders, 1985

Lamoreaux L, Hoffer MM. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clin Orthop*. 1995. 314: 152-155

Landers KA, Hunter GR, Wetzstein CJ, Bamman MM, Weinsier RL. The interrelationship among muscle mass, strength, and the ability to perform physical tasks of daily living in younger and older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001. 56: B443-448

LaStayo P, Hartzel J. Dynamic versus static grip strength: how grip strength changes when the wrist is moved, and why dynamic grip strength may be a more functional measurement. *J Hand Ther*. 1999. 12: 212-218

LaStayo P, Chidgey L, Miller G. Quantification of the relationship between dynamic grip strength and forearm rotation: a preliminary study. *Ann Plast Surg*. 1995. 35: 191-196

Lee JW, Rim K. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J Biomed Eng*. 1991. 13: 152-162

Li ZM, Kuxhaus L, Fisk JA, Christophel TH. Coupling between wrist flexion-extension and radial-ulnar deviation. *Clin Biomech.* 2005. 20: 177-183

Li ZM, Tang J. Coordination of thumb joints during opposition. *J Biomech.* 2007.40: 502-510

Lind AR., McNicol GW. Cardiovascular responses to holding and carrying weights by hand and by shoulder harness. *J Appl Physiol.* 1968. 25: 261-267

Lister G. *The hand: diagnoses and indications.* 2. Aufl. New York, Churchill Livingstone, 1984. pp 134-135

Loren GJ, Shoemaker SD, Burkholder TJ, Jacobson MD, Friden J, Lieber RL. Human wrist motors: biomechanical design and application to tendon transfers. *J Biomech.* 1996. 29: 331-342

Luna-Heredia E, Martin-Pena G, Ruiz-Galiana J. Handgrip dynamometry in healthy adults. *Clin Nutr.* 2005. 24: 250-258

MacDermid J, Kramer J, Woodbury M, McFarlane R, Roth J. Interrater reliability of pinch and grip strength measurements in patients with cumulative trauma disorders. *J Hand Ter.* 1994. 7: 10-14

Manson TT, Pfaeffle HJ, Herdon JH, Tomaino MM, Fischer KJ. Forearm rotation alters interosseous ligament strain distribution. *J Hand Surg [Am].* 2000. 25: 1058-1063

Marshall MM, Mozrall JR, Shealy JE. The effects of complex wrist and forearm posture on wrist range of motion *Hum Factors.* 1999. 41: 205-213

Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J Hand Surg [Am]*. 1984. 9: 222-226

Mathiowetz V, Kashman N. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1985. 66: 69-74

McGarry G, Gardner E, Muirhead A. Measurement of forearm rotation: an evaluation of two techniques. *J Hand Surg [Br]*. 1988. 13: 288-290

Metter EJ, Talbot LA, Schrage M, Conwit R. Skeletal muscle strength as a predictor of all-cause mortality in healthy men. *J Gerontol A Bio Sci Med Sci*. 2002. 57: B356-B365

Mitsionis G, Pakos EE, Stafilas KS, Paschos N, Papakostas T, Beris AE. Normative data on hand grip strength in a Greek adult population. *Int Orthop*. 2008 Apr 15. [Epub ahead of print]

Moghtaderi A, Izadi S, Sharafadinzadeh N. An evaluation of gender, body mass index, wrist circumference and wrist ratio as independent risk factors for carpal tunnel syndrome. *Acta Neurol Scand*. 2005. 112: 375-379

Morrey BF, An KN, Chao EY. Functional evaluation of the elbow. In: Morrey BF (Hrsg.). *The elbow and its disorders*. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1985, pp. 73-91

Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Yamazaki N. Three-dimensional magnetic resonance imaging of the interosseous membrane of forearm: a new method using fuzzy reasoning. *Magn Reson Imaging*. 1999a. 17: 463-470

Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Yamazaki N. In vivo motion analysis of forearm rotation utilizing magnetic resonance imaging. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999b. 14: 315-320

Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Seki T, Yamazaki N. Normal kinematics of the interosseous membrane during forearm pronation-supination--a three-dimensional MRI study. Hand Surg. 2000. 5: 1-10

O'Driscoll SW, Horii E, Ness R, Cahalan TD, Richards RR, An KN. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. J Hand Surg. 1992. 17A: 169-177

Oxford KL. Elbow positioning for maximum grip performance. J Hand Ther. 2000. 13: 33-36

Palmer AK, Louis DS. Assessing ulnar instability of the metacarpophalangeal joint of the thumb. J Hand Surg. 1978. 3: 542-546

Palmer AK, Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. Clin Orthop. 1984. 187: 26-35

Palmer AK, Werner FW, Murphy D, Glisson R., Functional wrist motion: a biomechanical study. J Hand Surg [Am]. 1985. 10: 39-46

Petersen P, Petrick M, Connor H. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. Am J Occup Ther. 1989. 43: 444-447

Pfaeffle HJ, Fischer KJ, Srinivasa A, Manson T, Woo SL, Tomaino M. A model of stress and strain in the interosseous ligament of the forearm based on fiber network theory. J Biomech Eng. 2006. 128: 725-732

Pfirrmann CW, Theumann NH, Chung CB, Botte MJ, Trudell DJ, Resnick D. What happens to the triangular fibrocartilage complex during pronation and supination of the forearm? Analysis of its morphology and diagnostic assessment with MR arthrography. *Skeletal Radiol.* 2001. 30: 677-685

Phillips WT, Haskell WL. Muscular fitness: easing the burden of disabilities in elderly adults. *J Aging Phys Activity.* 1995. 3: 261-289

Pryce JC. The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength. *J Biomech.* 1980. 13: 505-511

Rahman N, Thomas J, Rice M. The relationship between hand strength and the forces used to access containers by well elderly persons. *Am J Occup Ther.* 2002. 56: 78-85

Ranganathan VK, Siemionow V, Sahgal V. Effects of aging on hand function. *J Am Geriatr Soc.* 2001. 49: 1478-1484

Rantanen T, Era P, Kauppinen M, et al. Maximal isometric muscle strength and socio-economic status, health, and physical activity in 75-year-old persons. *J Aging Phys Act.* 1994. 2: 206-220

Rantanen T, Harris T, Leveille SG, et al. Muscle strength and body mass index as long term predictors of mortality in initially healthy men. *J Gerontol A Bi Sci Med Sci.* 2000. 55: M168-M173

Rantanen T, Avlund K, Suominen H, Schroll M, Frandin K, Perti E. Muscle strength as a predictor of onset of ADL dependence in people aged 75 years. *Aging Clin Exp Res.* 2002. 14: 10-15

Rantanen T, Volpato S, Ferruci L, et al. Handgrip strength and cause-specific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanism. *J Am Geriatr Soc.* 2003. 51: 6363-6641

Rauber, Kopsch, Anatomie des Menschen, Band 1 bis 4, 1. Auflage 1987

Reikeras O. Bilateral differences of normal hand strength. *Arch Orthop Traum Surg.* 1983. 101: 223-224

Richards LG, Olson B, Palmiter-Thomas P. How forearm position affects grip strength. *Am J Occup Ther.* 1996. 50: 133-138

Richards LG. Posture effects on grip strength. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997. 78: 1154-1156

Richardson, IM. Age and work. *Br J Ind Med.* 1953. 10: 269-273

Rizzo M. Thumb arthrodesis. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2006. 10: 43-46

Rütten A, Abu-Omar K, Lampert T, Ziese T. Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Heft 26 Körperliche Aktivität. Robert Koch-Institut, Berlin, 2005

Ryu JY, Cooney WP 3rd, Askew LJ, An KN, Chao EY. Functional ranges of motion of the wrist joint. *J Hand Surg (Am).* 1991. 16: 409-419

Sachs L. Angewandte Statistik: Anwendung statistischer Methoden. 11.Aufl. Berlin: Springer, 2002

Sarmiento A, Ebramzadeh E, Brys D, Tarr R. Angular deformities and forearm function. *J Orthop Res.* 1992. 10: 121-133

Savage R. The influence of wrist position on the minimum force required for active movement of the interphalangeal joints. *J Hand Surg.* 1988. 13B: 262-268

Schmidt RT, Töws JY, Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. *Arch Physiol Med Rehabil.* 1970. 51: 321-327

Schmidt HM. Die Anatomie des ulnokarpalen Komplexes. *Orthopäde.* 2004. 33: 628-637

Schmidt HM, Lanz U. *Chirurgische Anatomie der Hand.* 2. Aufl. Stuttgart, New York: Thieme, 2003

Schmidt HM, Geissler B. Die Gelenkflächen der *Articulatio carpometacarpea pollicis* des Menschen. *Gegenbaurs Morphol Jahrb.* 1083. 129: 505-531

Schulz CU, Pellengahr C, Anetzberger H. Dynamic palmar instability of the ulnar head. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 2003 May; 35(3):186-90

Sennwald GR, Zdrakovic V, Kern HP, Hilaire ACJ. Kinematics of the wrist and its ligaments. *J Hand Surg.* 1993. 18B: 805-814

Shaw SJ, Morris MA. The range of motion of the metacarpophalangeal joint of the thumb and its relationship to injury. *J Hand Surg [Br].* 1992. 17B: 164-166

Simonson E. *Effect of Age on Work Capacity and Fatigue*, ed. By Simonson E. Thomas, Springfield, Ill.

Skvarilova B, Plevkova A. Ranges of joint motion of the adult hand. *Acta Chir Plast.* 1996. 38: 67-71

Smahel Z, Klimova A. The effect of age and exercise on wrist mobility. *Acta Chir Plast.* 2005a. 47 :92-97

Smahel Z, Klimova A. The influence of age and exercise on the mobility of hand joints: 3. thumb joints. *Acta Chir Plast.* 2005b. 47: 47-50

Snib SA, Markides KS, Ray L, Ostir GV, Goodwin JS. Handgrip strength and mortality in older Mexican Americans. *J Am Geriatr Soc.* 2002. 1250-1256

Stegink-Jansen CW, Simper VK, Stuart HG Jr, Pinkerton HM. Measurement of maximum voluntary pinch strength: effects of forearm position and outcome score. *J Hand Ther.* 2003. 16: 326-336

Su CY, Chien TH, Cheng KF, Su CJ. A study of pinch strength in normal Taiwanese adults. *Gaoxiong Yi Xue Ke Za Zhi.* 1995. 11: 69-78

Swanson AB, Matev IB, de Groot G. The strength of the hand. *Bull Prost Res.* 1970. 10: 145-153

Tay SC, van Riet R, Kazunari T, Koff MF, Amrami KK, An KN, Berger RA. A method for in-vivo kinematic analysis of the forearm. *J Biomech.* 2007 Sep 11; [Epub ahead of print]

Thorngren K-G, Werner CO. Normal grip strength. *Acta Orthop Scand.* 1979. 50: 255-259

Tynan MC, Fornalski S, McMahon PJ, Utkan A, Green SA, Lee TQ. The effects of ulnar axial malalignment on supination and pronation. *J Bone Joint Surg Am.* 2000. 82: 1726-1731

Vaz M, Thangam S, Prabhu A, Shetty PS. Maximal voluntary contraction as a functional indicator of adult chronic undernutrition. *Br J Nutr.* 1996. 76: 9-15

Vaz M, Hunsberger S, Diffey B. Prediction equations for handgrip strength in healthy Indian male and female subjects encompassing a wide age range. *Ann Hum Biol.* 2002. 29: 131-141

Volz RG, Lieb M, Benjamin J. Biomechanics of the wrist. *Clin Orthop Relat Res.* 1980. 149: 112-117

Ward LD, Ambrose CG, Masson MV, Levaro F. The role of the distal radioulnar ligaments, interosseous membrane, and joint capsule in distal radioulnar joint stability. *J Hand Surg [Am].* 2000. 25: 341-351

Watanabe H, Berger RA, Berglund LJ, Zobitz ME, An KN. Contribution of the interosseous membrane to distal radioulnar joint constraint. *J Hand Surg [Am].* 2005. 30: 1164-1171

WHO. Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. WHO Technical Report Series 854. Geneva: World Health Organization, 1995.

Wiles CM, Karni Y, Nicklin J. Laboratory testing of muscle function in the management of neuromuscular disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1990. 53: 384-387

Williams PL, Warwick R (Hrsg) *Gray's anatomy.* 36. Aufl. Edinburgh, London, Melbourne, New York, 1980

Wilson DO, Rogers RM, Sanders MH, Pennock BE, Reilly JJ. Nutritional intervention in malnourished patients with emphysema. *Am Rev Resp Dis.* 1986. 134: 672-677

Wong AS, Jebson PJ, Murray PM, Trigg SD. The use of routine wrist radiography is not useful in the evaluation of patients with a ganglion cyst of the wrist. *Hand* 2007. 2:117-119

Woody R, Mathiowetz V. Effect of forearm position on pinch strength measurements. *J Hand Ther.* 1988. 1: 124-126

Yasutomi T, Nakatsuchi Y, Koike H, Uchiyama S. Mechanism of limitation of pronation/supination of the forearm in geometric models of deformities of the forearm bones. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002. 17: 456-463

Yoshida R, House HO, Patterson RM, Shah MA, Viegas SF. Motion and morphology of the thumb metacarpophalangeal joint. *J Hand Surg [Am].* 2003. 28: 753-757

Young VL, Pin P, Kraemer BA, Gould RB, Nemergut L, Pellowski M. Fluctuation in grip and pinch strength among normal subjects. *J Hand Surg [Am].* 1989. 14: 125-129

Yue GH, Ranganathan VK, Siemionow V, et al., Older adults exhibit a reduced ability to fully activate their biceps brachii muscle. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 1999. 54: 249-253

Zverev Y, Kamadyaapa D. Lateral asymmetry in grip strength: utility of the ten per cent rule. *East Afr Med J.* 2001. 78: 611-615

7 Danksagung

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

Mein spezieller Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. Christoph Schulz, der maßgeblich zu einem erfolgreichen Gelingen dieser Arbeit beitrug. Herr PD Dr. Christoph Schulz stand mir jederzeit mit seinem hohen Engagement, seiner persönlichen Erfahrung und seinem fachlichen Wissen bei. Seine Förderung hat mir ermöglicht, erste wissenschaftliche Kenntnisse für meine weitere Berufslaufbahn zu sammeln und erweiterte mein Interesse an der Forschung und an der Orthopädie. Ohne seine großzügige Förderung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Herrn Alexander Bürger danke ich ganz herzlich für die gute Zusammenarbeit, insbesondere bei der Erhebung der Messwerte und nicht zuletzt für eine sehr gute Freundschaft.

Abschließend gilt mein ausdrücklicher Dank meiner Familie, vor allem meinen Eltern, meinem Bruder Michael und Nadja, die mich stets in jeglicher Hinsicht förderten und die für meinen persönlichen Werdegang, den erfolgreichen Abschluss meines Medizinstudiums sowie für die Fertigstellung dieser Arbeit entscheidend waren.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Geburtsdatum/-ort:: 17.01.1979 in Offenbach am Main

Familienstand: ledig

Konfession: römisch-katholisch

Eltern: Dipl.-Ing. Michael Rickert
Gabriele Rickert geb. März

Schulbildung:

1985 – 1989 Grundschule in Klein-Welzheim

1989 – 1998 Franziskaner Gymnasium in Großkrotzenburg

Ersatzdienst:

1998 – 1999 Mitarbeiter in einem Kinderhort
„Kinderhaus Hainstadt“ in Hainburg

Studium:

10/1999 Beginn des Medizinstudiums an der Johann Wolfgang Goethe- Universität in Frankfurt am Main

03/2002 Physikum

03/2003 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

04/2003 Studienortwechsel an die Ludwig-Maximilians-Universität München

03/2005 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

04/2005 Beginn des Praktischen Jahres

08/2005 Studienortwechsel an die Johann Wolfgang Goethe-Universität/ Frankfurt am Main

03/2006 Ende des Praktischen Jahres

05/2006 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

06/2006 Erhalt der Approbationsurkunde

Praktisches Jahr:

Innere Medizin: Klinikum der Universität München/Großhadern
Kardiologie mit Schwerpunkt Pulmonologie
(2 Monate)

Klinikum der Universität München/Großhadern
Gastroenterologie (2 Monate)

Chirurgie:

Universitätsklinikum Frankfurt am Main
Abteilung für Allgemein- und Viszeralchirurgie
(5 Wochen)

Universitätsklinikum Frankfurt am Main
Abteilung für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie
(5 Wochen)

Universitätsklinikum Frankfurt am Main
Abteilung für Unfallchirurgie (6 Wochen)

Orthopädie:

Universitätsklinikum Frankfurt am Main
Orthopädische Klinik Friedrichsheim (4 Monate)

Beruflicher Werdegang:

seit 07/2006

Assistenzarzt in der Unfallchirurgie im Kreiskranken-
haus Gelnhausen (Main-Kinzig-Kliniken)/ Akademi-
sches Lehrkrankenhaus der Johann Wolfgang Goe-
the-Universität zu Frankfurt am Main

Famulaturen:

Unfallchirurgie: St. Vinzenz Krankenhaus, Hanau (2002)

Wiederherstellungs-
und Unfallchirurgie:

Krankenhaus Dritter Orden, München (2003)

| | |
|-------------------------------------|--|
| Orthopädie und Kinderorthopädie: | Orthopädische Klinik Großhadern, München (2004) |
| Neurologie: | Gemeinschaftspraxis Dr. med. Lehr, Simmern (2004) |
| Nebentätigkeiten: | |
| 2001 – 2003 | Studentischer Mitarbeiter in der Notfall Ambulanz des St. Vinzenz KKH, Hanau |
| 2002 – 2003 | Tutor zur Betreuung des Nerv- und Muskel- Praktikums im Zentrum der Physiologie, Frankfurt am Main |
| 2003 – 2004 | Studentischer Mitarbeiter im Forschungsinstitut Har- rison Clinical Research, München |