

Aus der Klinik für Unfall- und Handchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Joachim Windolf

Bewegungsanalyse der Fingergrundgelenke

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von
Christos Koukos
(2014)

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. Joachim Windolf

Gutachter 1:PD Dr. med. S. Gehrman

Gutachter 2:Prof. Dr. med.T. Filler

Abkürzungsverzeichnis

MCP-Gelenk	Metacarpophalangeales Gelenk
Lig.	Ligament
Raw Max RUD	Ulnarduktion
Raw Min EF	Extension
Raw Max EF	Flexion
Raw Min RUD	Radialduktion
EIP	Extensor indicis proprius
FDP	Flexor digitorum profundus
FDS	Flexor digitorum superficialis
EDM	Extensor digiti minimi
ABQ	Abduktor digiti quinti
PIP- Gelenk	Proximales interphalageales Gelenk
DIP- Gelenk	Distales interphalageales Gelenk
EDC	Extensor digitorum communis
Fläche	Bewegungsumfang
M.	Muskel
EMG	Elektromyogram
GUI	Grafische Benutzeroberfläche
HG	Handgelenk

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	I
Inhaltsverzeichnis	II
1. Einleitung	1
1.1 Anatomie	2
1.2 Ziel der Arbeit	6
2. Material und Methode	7
2.1 Bewegungsanalysesystem	7
2.2 Aufbau des Armhalters	11
2.3 Versuchsdurchführung:	12
2.3.1 Fehleranalyse	13
2.6 Probanden	14
2.6.1 Die Einschlusskriterien	14
2.6.2 Ausschlußkriterien:	14
2.7 Datenauswertung	15
3. Ergebnisse	17
3.1.1 Bewegungsausmaß des Zeigefingergrundgelenks (D2)	17
3.1.2 Bewegungsausmaß des Mittelfingergrundgelenks (D3)	20
3.1.3 Bewegungsausmaß des Ringfingergrundgelenks (D4)	23
3.1.4 Bewegungsausmaß des Kleinfingergrundgelenks (D5)	26
3.2 Mittelwerte aller Grundgelenke	30
3.2.1 Mittelwert des Zeigefingergrundgelenks (D2)	30
3.2.2 Mittelwert des Mittelfingergrundgelenks (D3)	33
3.2.3 Mittelwert des Ringfingergrundgelenks (D4)	36
3.2.4 Mittelwert des Kleinfingergrundgelenks (D5)	39
3.3 Unterschiede der Beweglichkeit der Grundgelenke zwischen den Fingern	42
4. Diskussion	47
4.1. Versuchsmethodik:	47
4.2. Aussagen über Beweglichkeit der Fingergrundgelenke	49
4.3 Schlussfolgerung	58
5. Zusammenfassung	59
Literatur	60

Anhang.....	67
Danksagung.....	69
Eidesstattliche Versicherung.....	70

1. Einleitung

Die menschlichen Fingergrundgelenke verfügen über einen hohen Bewegungsumfang zur Erfüllung der Greiffunktion. Die Gelenke befinden sich nachgeschaltet in einer Reihe mit weiteren Gelenken der oberen Extremität und werden durch Muskeln bewegt, die über gleich mehrere Gelenke verlaufen. Die Fingergrundgelenke werden daher in ihrer Beweglichkeit durch die Stellung umgebender Gelenke wesentlich beeinflusst, vor allem durch das Handgelenk. Neben dynamischen Effekten zwischen Hand- und Fingergrundgelenken können statische Positionen des Handgelenks den maximalen Bewegungsumfang des Grundgelenks verändern (Abb. 1.1).



Abbildung 1.1.a Maximale Extension der Fingergrundgelenke bei maximaler Handgelenksflexion



Abbildung 1.1.b Maximale Flexion der Fingergrundgelenke bei maximaler Handgelenksflexion

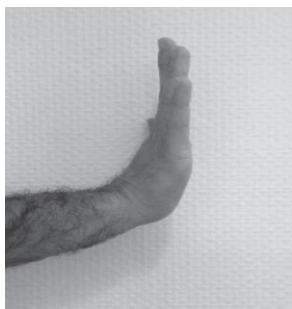


Abbildung 1.1.c Die maximale Extension der Fingergrundgelenke bei gleichzeitiger maximaler Handgelenksexension fällt geringer aus, als bei maximaler Handgelenksflexion (Abb. 1.1.a)



Abbildung 1.1.d Die maximale Fingergrundgelenkflexion bei maximaler Handgelenksexension. Der gleiche Effekt tritt bei maximaler Flexion der Fingergrundgelenke in maximaler Handgelenksexension auf, auch hier ist die Abhängigkeit der Beweglichkeit gut zu erkennen. Dies wird als Hand- und Fingergelenksynergismus bezeichnet.

Um den Zusammenhang zwischen der Finger- und der Handgelenkmotorik bzw. -stellung zu verstehen und gezielt z.B. auf Training und Vermeidung von potentiell riskanten Bewegungen Einfluss zu nehmen, müssen zuerst grundlegende Untersuchungen des normalen Bewegungsablaufes der Finger und des Handgelenks durchgeführt werden. Bisher ist nicht eingehend geklärt, welchen Einfluss die Handgelenksstellung auf das Bewegungsmaß der Grundgelenke (MCP-Gelenke) hat (Aleksandrowicz et al., 1974, Fick, 1904). Der komplexe Bewegungsablauf der Fingermotorik ist nur durch detaillierte Analysen in verschiedenen Handgelenksstellungen zu erfassen, da bereits bei leichten Winkeländerungen Effekte auftreten, die den Bewegungsumfang der Finger beeinflussen. Der Bewegungsumfang, speziell der MCP-Gelenke, projiziert auf die Bahnkugel, zeigt, dass der Flächenausschnitt ulnar größer ist als radial (Shiino, 1925).

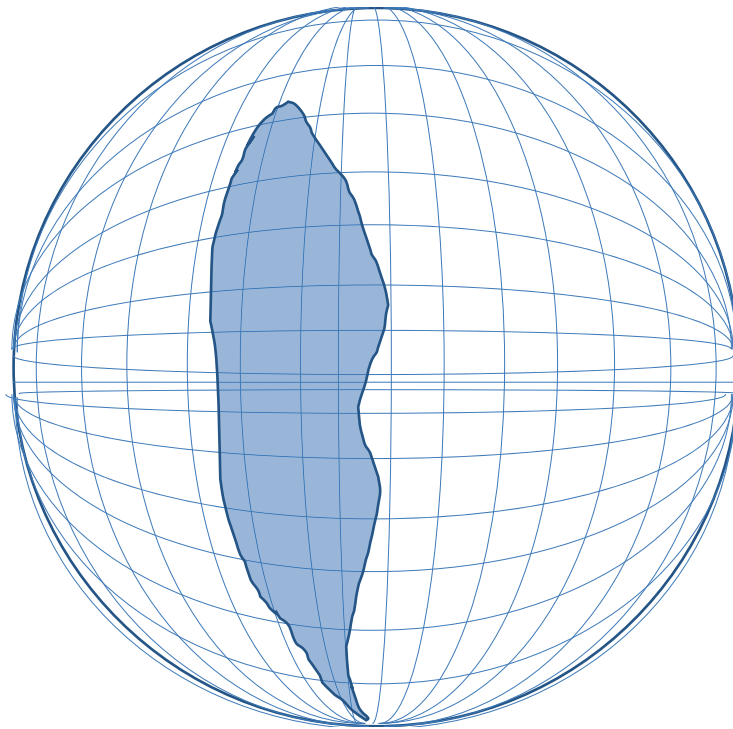


Abbildung 1.2 Die Verkehrsfläche des Zeigefingergrundgelenks auf die Bahnkugel

1.1 Anatomie

Die Finger (Zeige- bis Kleinfinger) bestehen aus je drei kurzen Röhrenknochen (Grund-, Mittel- und Endglied) und drei Gelenken (metacarpophalangeale, proximale interphalangeale und distale interphalangeale Gelenke). Die Gelenke

werden durch statische Strukturen, also knöcherne und ligamentäre, sowie dynamische Strukturen (Sehnen der Hand- und Unterarmmuskeln) stabilisiert.

Die Oberflächen der Köpfe der Mittelhandknochen sind asymmetrisch geformt. Auf der palmaren Seite sind sie breiter konfiguriert und laufen nach proximal in zwei Tuberkula articularia radial- und ulnarseitig aus. Auf der dorsalen Seite ist die intraartikuläre Fläche schmaler. In dorsopalmarer Richtung ist die Gelenkfläche größer als in radioulnarer, palmar reicht sie etwa 2mm weiter nach proximal als dorsal (Fick, 1904). Das Tuberculum articulare ist am Zeigefinger radial und am Kleinfinger ulnar stärker ausgezogen (Koebke and Stümpel, 1981). Die Metakarpalköpfe sind außerdem leicht nach ulnar verlagert, sodass die Ulnardeviation verbessert wird (Wise, 1975, Hakstian and Tubiana, 1967). Erkrankungen, die mit Deformierungen der Mittelhand und Veränderungen der ligamentären Stabilisatoren einhergehen, wie z.B. die rheumatoide Arthritis, können diesen Effekt noch verstärken.

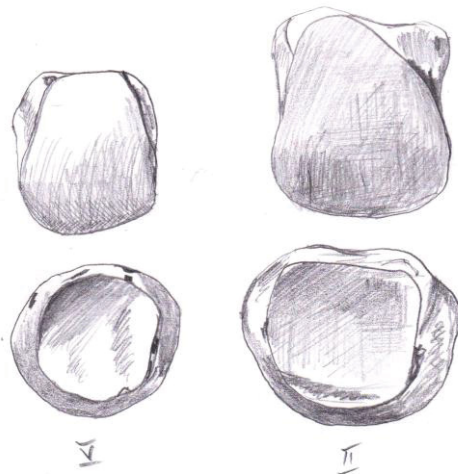


Abbildung 1.3 Gelenkfläche der Grundgelenke. Obere Reihe: Stirnflächen (Gelenkköpfe) der Mittelhandknochen V u. II. Untere Reihe: Gelenkpfannen der proximalen Phalangen V und II.

Die Gelenkkapsel verläuft umlaufend um das MCP-Gelenk und versiegelt es. Die palmare Platte (Abb. 1.5) liegt der Kapsel an und verläuft hohlhandwärts am MCP-Kopf bis hin zur Grundgliedbasis. Sie inseriert am Mittelhandknochen mit zwei

Bändern, die als Zügelbänder oder reign ligaments bezeichnet werden. Die palmare Platte ist an weitere Bänder (lig. transversum profundus) gebunden, die die Mittelhandknochenköpfe zusammenhalten (Bade et al., 1994). Die palmare Platte hat eine für die Hand wichtige biomechanische Funktion: Sie verhindert eine übermäßige Extension des MCP-Gelenks in schädliche Bereiche (Minami et al., 1985, Nordin and Frankel, 2001b), limitiert die Flexion, sowie die Radialduktion der MCP-Gelenke und vergrößert die Form der Gelenkpfanne. Hierbei werden die MCP-Gelenke durch radiale und ulnare Seitenbänder stabilisiert (Gratzer et al., 2001). Jedes Seitenband besteht aus zwei Teilen, dem lig. collaterale accessorium und lig. collaterale proprium. Das lig. collaterale accessorium ist sowohl in Streck- als auch in Beugestellung angespannt, das lig. collaterale proprium hingegen in Streckstellung entspannt und nur in Beugestellung gespannt (Kataoka et al., 2011, Schmidt and Lanz, 2003, Minami et al., 1984). Das lig. collaterale accessorium setzt am MCP-Kopf neben dem Bereich des Rotationszentrums des MCP-Gelenks an und ist aufgrund der ellipsoiden Form der Gelenkfläche nicht fixiert (Minami et al., 1985, Nordin and Frankel, 2001b, Kataoka et al., 2011), sondern ändert den Spannungsgrad als Funktion des Flexionwinkels (Park et al., 2003). Der Radius der intraartikulären konkaven Oberfläche der Basis des Grundgliedes ist größer als die konvexe Oberfläche des Mittelhandkopfes (Pagowski and Piekarski, 1977). Das lig. collaterale accessorium verläuft am Rand des lig. transversum profundus. Als übergreifende Bandverbindung setzt außerdem noch das lig. phalangoglenoideale an der palmaren Platte, den ligg. Collaterale, an der Grundgliedbasis und am ersten Ringband der Beugesehnen an. Ein rudimentärer Meniskus ragt in das Innere des Gelenks und vermindert punktuellen Kontakt zwischen den Oberflächen von Grundgliedbasis- und MCP-Kopf, entsprechend der Menisken des Kniegelenks (Fick, 1904). Das lig. phalangoglenoideale spielt biomechanisch auch eine wesentliche Rolle für die Gelenkbeweglichkeit, da es die dorsale Aufklappbarkeit des MCP-Gelenks während der Flexion verhindert (Abb. 1.5). Ein Band, das die Sehne des M. extensor digitorum communis und die palmare Platte verbindet, heißt Lamina transversa. Diese stabilisiert die Sehne des M. extensor digitorum communis, um ein seitliches Abgleiten zu verhindern.

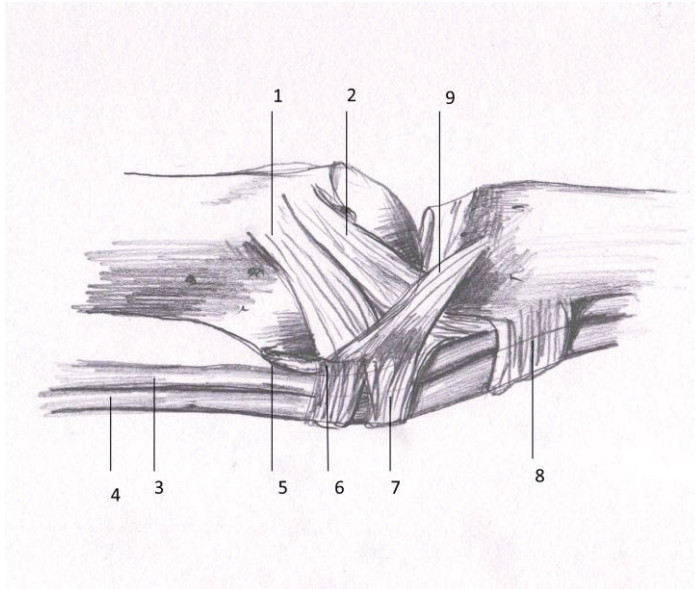


Abbildung 1.4 Die Anatomie des Kapselapparats mit den Seitenbändern des Fingergrundgelenks. Die Ringbänder A1 und A2 und die Sehnen des M. flexor digitorum profundus und superficialis. (1. lig. metacarpale accessorium, 2. lig. collaterale proprium, 3. FDP, 4. FDS, 5. palmare Platte, 6. lig. metacarpale transversum profundum, 7. Ringbänder der Beugesehnen A1, 8. A2, 9. lig. phalangoglenoidale.

Zwischen der Lamina transversa und der Kapsel liegen variationsreich einige Schleimbeutel (sog. bursae), die die Bewegung des Gelenks erleichtern.

Die MCP-Gelenke werden den extrinsischen Muskeln und den intrinsischen Muskeln überspannt. Die extrinsischen Muskeln sind M. flexor digitorum superficialis (FDS), M. flexor digitorum profundus (FDP), M. extensor digitorum communis (EDC), M. extensor indicis proprius (EIP), M. extensor digiti minimi (EDM) und die intrinsischen Muskeln. Hierzu gehören die Mm. lumbricales, M. abduktor digiti quinti (ADQ) und die Mm. interossei (palmar und dorsal). Die intrinsischen Faktoren insgesamt bestehen aus Bändern, intrartikulären Knorpelflächen, Gelenkkapsel, Nachbargelenkflächen und den oben genannten intrinsischen Muskeln. Die Mm. lumbricales sind für die Biomechanik der MCP-Gelenke wichtig. Sie verlaufen von der Sehne der Fingerflexoren und setzen sich an den Sehnen der Fingerextensoren.

Die stärkste Muskelgruppe, die auf die MCP-Gelenke einwirkt, ist die der extrinsischen Flexoren (FDS, FDP). Auch aus diesem Grund spielen die

extrinsischen Muskelkräfte eine größere Rolle für die Limitierung der Flexions- und Extensionsbewegungen des MCP-Gelenks als die intrinsischen Muskelgruppen (Knutson et al., 2000, Kamper et al., 2002).

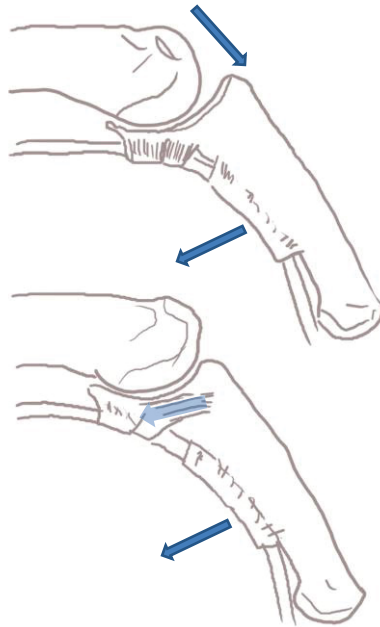


Abbildung 1.5 Der Effekt des Ligamentum phalangoglenoidale bei der Beugung des Fingergrundgelenks. a) Beugung ohne das lig. phalangoglenoideale, wobei ein dorsales Klaffen des Gelenkspaltes resultiert. b) Die Zugkraft des lig. phalangoglenoideale, die das abhebungsfreie Gleiten des MCP-Gelenks ermöglicht.

1.2 Ziel der Arbeit

Eine exakte Charakterisierung der Beweglichkeit der MCP-Gelenke ist bisher nicht vorgenommen worden. Das Ziel dieser Arbeit ist, die maximal möglichen aktiven Bewegungsumfänge der MCP-Gelenke der Zeige- bis Kleinfinger zu ermitteln. Da die MCP-Gelenkbeweglichkeit bekanntermaßen von der Stellung des Handgelenks abhängt, werden die Bewegungsumfänge der Grundgelenke bei unterschiedlichen statischen Positionen des Handgelenks gemessen. Hierdurch wird der vollständige Arbeitsbereich der MCP-Gelenke, sowohl in Extension-Flexion, als auch in Radial- und Ulnarduktion, abgebildet.

2. Material und Methode

Die MCP-Gelenke der Zeige- bis Kleinfinger verfügen über einen hohen Bewegungsumfang in Extension/Flexion und einen geringeren in Radial- und Ulnarduktion. Die Position des Handgelenks kann die Bewegungsumfänge mindern. Das Ziel der Studie, den maximal möglichen aktiven Bewegungsumfang der MCP-Gelenke bei unterschiedlichen Positionen des Handgelenks zu ermitteln und den Zusammenhang zwischen MCP- und Handgelenkmotorik quantitativ zu bestimmen, wird durch eine 3D-Bewegungsanalyse erreicht.

Die 3D-Bewegungsanalyse der MCP-Gelenke wurde mit Hilfe eines Systems durchgeführt, welches auf elektrogoniometrischer Technik beruht (Biometrics, UK). Nach Optimierung der Arbeitsschritte, sowie Vorversuchen wurde ein speziell konstruierter Armhalter verwendet. Die gewonnenen Daten wurden in der Folge mit einem eigens für die Studie konzipierten Programm prozessiert und anschließend ausgewertet. In den folgenden Abschnitten werden die verschiedenen Arbeitsschritte erläutert.

2.1 Bewegungsanalysesystem

Das Handgelenk war während der Bewegungen der jeweiligen MCP-Gelenke in fünf verschiedenen Flexions- und Extensionspositionen fixiert. Mit diesen fünf Handgelenkspositionen konnte der reguläre Bewegungsumfang in Extension/Flexion des Handgelenks maximal abgedeckt und somit der Effekt der Änderung des Bewegungsumfangs der MCP-Gelenke bei Änderung der Handgelenksposition quantifiziert werden. Um die maximalen Bewegungsumfänge der MCP-Gelenke zu berechnen, wurden die Bewegungsgrenzen aus den gemessenen Winkeldaten mit einem speziell erzeugten MatLab-Programm rekonstruiert und die Fläche innerhalb der Bewegungsgrenzen gemessen.

Die verwendeten elektronischen Goniometer (Abb. 2.1., Größe F35) werden von der Firma Biometrics Ltd. UK als „Twin axis Goniometer“ hergestellt und geeicht. Sie sind in der Lage in orthogonal zueinander liegenden Ebenen simultan Winkel bis 180° zu messen. Die Goniometer bestehen aus zwei mit einem Spiralelement verbundenen Endblöcken. Ein Endblock verfügt über zwei Output-Anschlüsse als

Kanäle für beide Bewegungsrichtungen. Mittels Kabel werden die Goniometer mit dem Computersystem verbunden. Zwischengeschaltet befindet sich eine I/O-Einheit (DataLink-Box) zur Verbindung der Kanäle und Bündelung der Signale in einen USB-Anschluß. Es existieren auch drahtlose Verbindungen zwischen Goniometern und Computer, die in dieser Arbeit allerdings keine Verwendung fanden. Über einem Bewegungsumfang von ± 90 Grad in jede Richtung, ist die Präzision der Goniometern ist auf ± 2 Grad geeicht. Dies gilt jedoch nur ohne eine Torsion der Goniometer, welche zu starken Abweichungen führen können. Daher wurde auf eine möglichst präzise Versuchsdurchführung geachtet, die zur Vermeidung von Torsionen der Goniometer optimiert wurde (Biometrics).

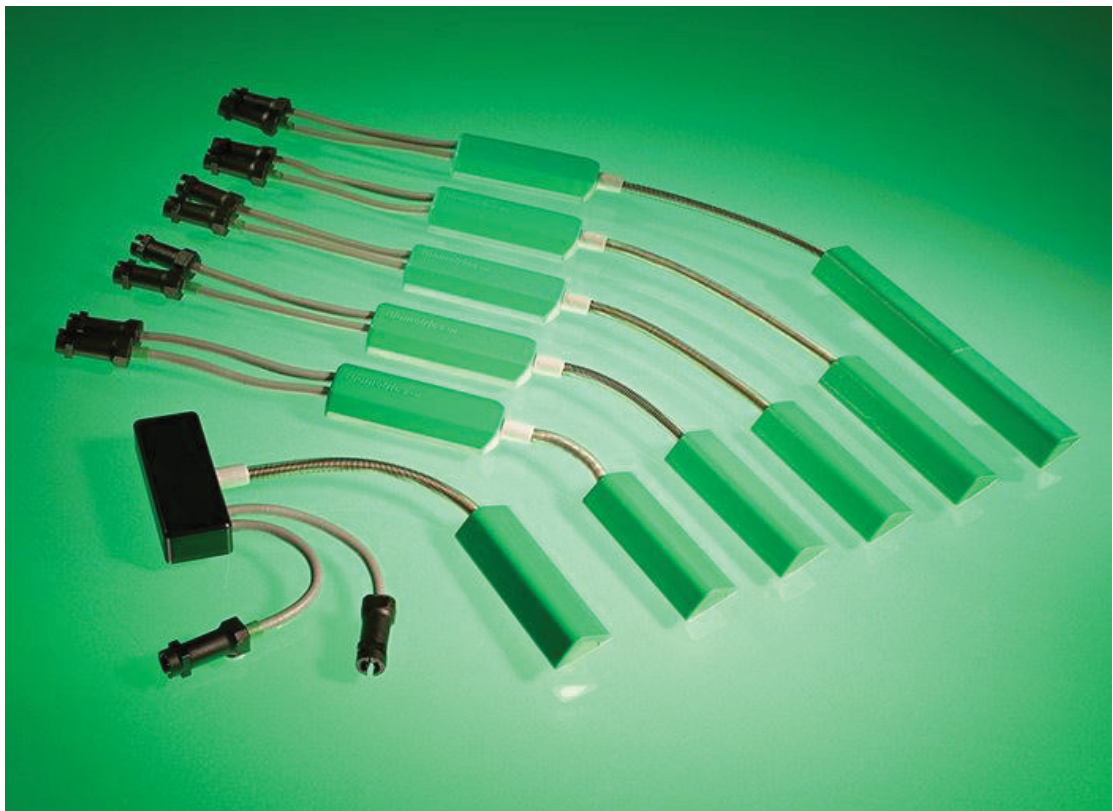


Abbildung 2.1 Mono- und biaxiale Goniometer, <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm> (Biometrics) Mit der freundlichen Genehmigung von Biometrics Ltd.

Einer der beiden Endblöcke des Goniometers wurde am Mittelhandknochen fixiert, der andere dorsal an der Grundphalanx (Abb. 2.4). Am Computer, welcher an das Elektrogoniometer angeschlossen ist, wird die momentane Position des MCP-Gelenks angezeigt und nach einfacher Umrechnung als Winkelpaar (Extension/Flexion & Radial-/Ulnarduktion) registriert. Der Computer zeichnet nun

mit einer vorgegebenen Frequenz die aktuelle Position mittels DataLINK® auf. Dies ist ein Programm der Herstellerfirma der Goniometer, welches analoge sowie digitale Datenquellen aus unterschiedlichen Sensoren grundlegend zur Verarbeitung bringen kann. Die Messdaten aus den Goniometern werden während der gesamten Bewegung des MCP-Gelenks kontinuierlich aufgezeichnet und werden vom Programm, falls erwünscht, automatisch konvertiert und in Kurven rudimentär grafisch dargestellt (Abb. 2.3). Dabei wird auf der X-Achse stets die Zeit dargestellt, auf den verschiedenen Y-Achsen die erreichten Gelenkwinkel. Zur weiteren Datenanalyse war die Programmumgebung für die vorliegende Arbeit allerdings nicht ausreichend geeignet, da eine zeitbasierte Darstellung der erreichten Gelenkwinkel nicht dem Ziel der Arbeit entsprach. Daher wurden die Winkeldaten über das Programm lediglich gespeichert und in einzelnen Dateien abgelegt, ohne die Rohdaten zu verändern. Jegliche weitere Datenprozessierung wurde mit einer Programmumgebung (MatLab®, The MathWorks, Inc.) durchgeführt, ohne dass dabei die Rohdaten verändert wurden.

Der Bewegungsumfang der MCP-Gelenke wird aus den vorhandenen Daten mit einem speziellen Programm in MatLab extrahiert, was eine 2D- und 3D-Darstellung der Daten ermöglicht. Die resultierenden Punktwolken stellen die Bewegungen der Gelenke auf der Fläche, bzw. der Bahnkugel, dar. Um die Fläche innerhalb der Bewegungsgraphen aus den Messdaten zu ermitteln, müssen die Grenzen der Bewegungsdaten berechnet werden. Diese sehr aufwändige Programmierung wurde in interdisziplinärer Zusammenarbeit mit den Kollegen des Instituts für Angewandte Mathematik, Universität Düsseldorf, erreicht (Krings, 2011). Die Programmierung auch dieser Abschnitte wurde in MatLab durchgeführt, um so die einzelnen Programmabschnitte in einer einzigen Anwendung zu automatisieren.



Abbildung 2.2 DataLINK-I/O-Box und Sensoren, <http://www.biometricsltd.com/datalink.htm>(Biometrics) Mit der freundlichen Genehmigung von Biometrics Ltd.

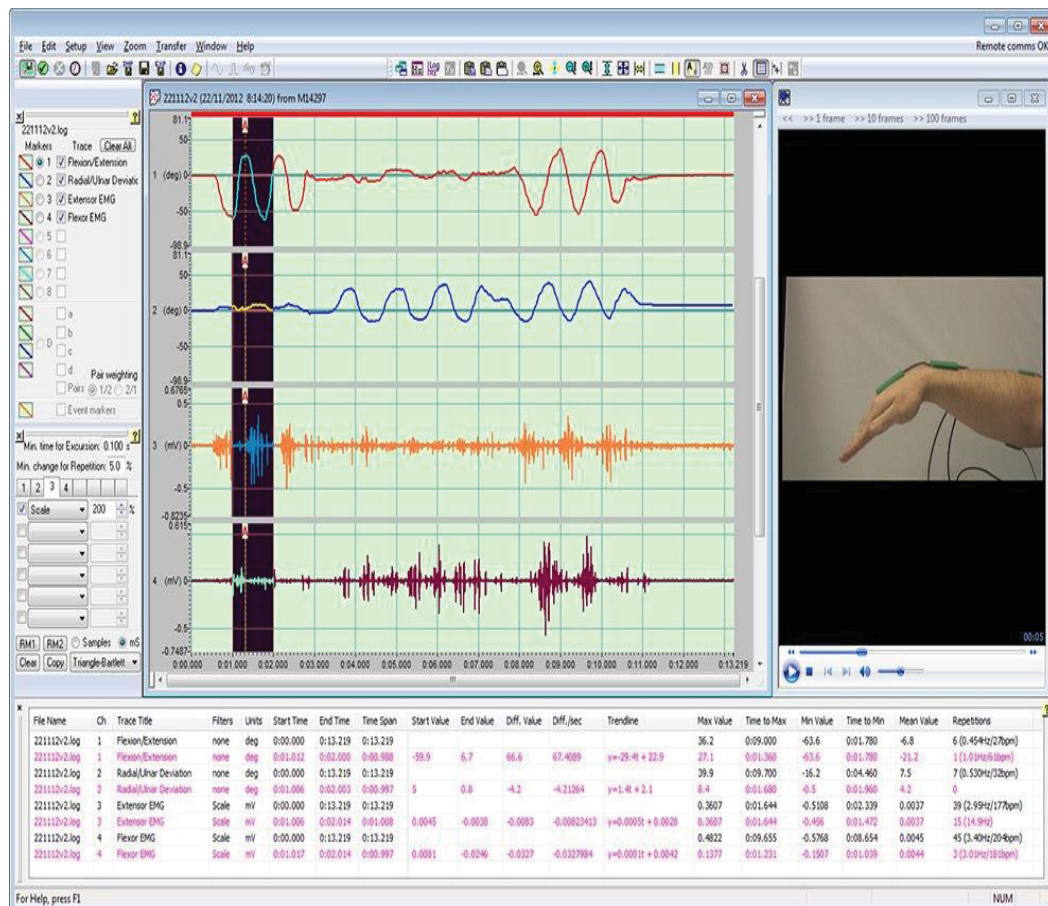


Abbildung 2.3 Analysis Software von Biometrics.

Das Biometrics Analysis Software ist ein modulares Programm mit mehreren Bedienfeldern. oben links: mehrere Input-Kanäle stehen hier zur Verfügung (hier Input 1: Extension/Flexion (°), Input 2: Ulnar-/Radialduktion (°), Input 3 EMG des Extensors (mV), Input 4: EMG des Flexors (mV)). In der Mitte ist die Ausgabe der verschiedenen Kanäle zu sehen (Kurven von Gelenken (°), vom EMG (mV)), rechts ein Video-Stream der Bewegungen, unten die Daten zu den aufgenommenen Kanälen (Max/Min, Dauer der Aufzeichnung, Filter).

<http://www.biometricsltd.com/analysis.htm>(Biometrics) Mit der freundlichen Genehmigung von Biometrics Ltd.

2.2 Aufbau des Armhalters

Eine Stabilisierung des Arms war notwendig, um standardisierte Bewegungen der MCP-Gelenke bei fixierter Position des Handgelenks zu erreichen. Dies konnte nach Konstruktion eines Armhalters erreicht werden, indem die übrigen, nicht betroffenen Gelenke (Schulter-, Ellenbogengelenke) ausreichend stabilisiert, das Handgelenk in vorgeschriebener Stellung gehalten und eine freie Beweglichkeit der MCP-Gelenke ermöglicht wurde.

Auf einer Holzfläche, die mit festgelegtem Winkel des Handgelenks (80°, 40°, 0°, -40°, -80°) markiert wurde, erfolgte die Bohrung von Löchern um die Fixierung eines die Mittelhand stabilisierenden Handblocks zu ermöglichen. Eine Abstützung des Unterarmes wurde höhenverstellbar mit weicher Auflage auf einem Unterarmcast erreicht (Abb. 2.4). Damit konnten die Probanden den Unterarm im Cast abstützen und somit eine Ellenbogenflexion von 90° bei Neutralposition in der Schulter erreicht werden. Ferner war der Armhalter so konstruiert, dass der Unterarm in neutraler Pro-/Supination gehalten wurde und das Handgelenk gut in Richtung Flexion/ Extension bewegen werden konnte.

Die Radial - / Ulnarduktion des Handgelenks wurde in Neutralstellung fixiert.

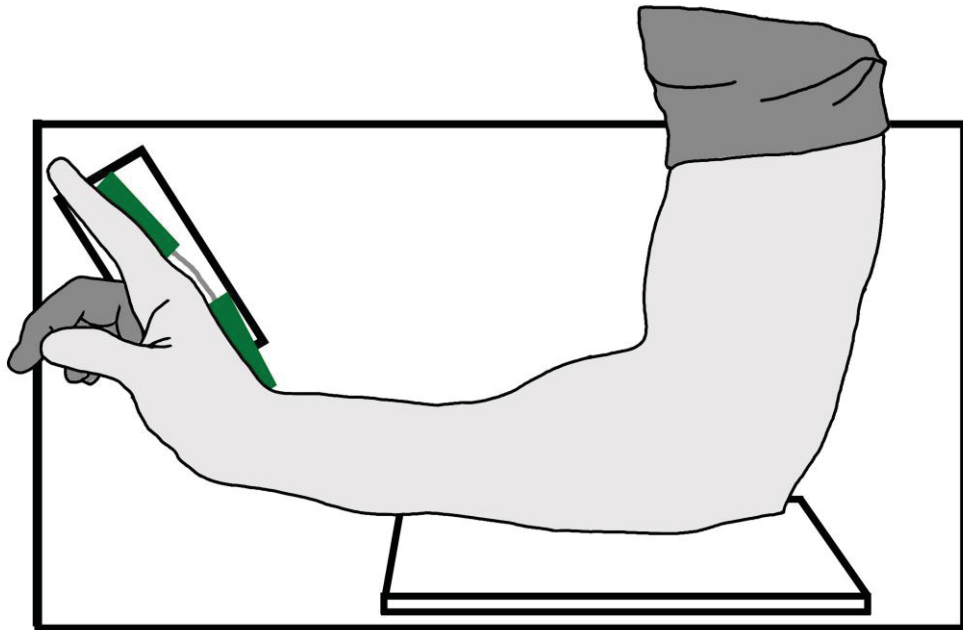


Abbildung 2.4 Zur Messung der Beweglichkeit des MCP-Gelenks des Zeigefingers in 40° Extension des Handgelenks wird der rechte Arm in einen speziell konstruierten Armhalter gelegt, um die Positionen der angrenzenden Gelenke zu standardisieren. Mit grün werden die Schenkel des Goniometers auf dem Mittelhandknochen und auf dem Grundglied des Zeigefingers abgebildet.

2.3 Versuchsdurchführung:

Eine 3D-Bewegungsanalyse der Fingergrundgelenke wurde bei vierzig gesunden Probanden durchgeführt. Die Datensätze von neun Probanden wurden aufgrund fehlerhafter Daten entfernt. Die Probanden führten aktive Flexions- und Extensionsbewegungen bei alternierender Radial- und Ulnarduktion in den Fingergrundgelenken, sodass der gesamte Bewegungsumfang des Grundgelenks abgedeckt wurde (Abb. 2.5).

Die Probanden trainierten initial vor den Messungen den Bewegungsablauf, um Berührungen der Grundphalanx des zu messenden Fingers gegen die Grundphalangen der Nachbarnfinger zu vermeiden. Beim Ringfinger konnten die Probanden diese Kollisionen nicht verhindern, sodass hier angenommen wird, dass das Bewegungsausmaß des MCP-Gelenks des Ringfingers durch den Effekt natürlicherweise und damit regelhaft eingeschränkt ist. Das Training der übrigen

Finger war hingegen notwendig, um die Messgenauigkeit zu verbessern und auch Datenaufnahmenfehler zu verhindern.

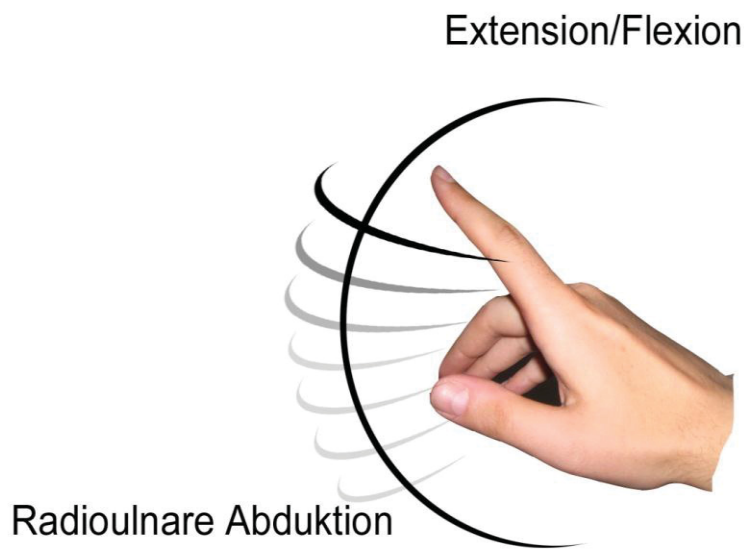


Abbildung 2.5 Ausgeführte MCP-Gelenkbewegungen des Zeigefingers in Richtung Radial/ und Ulnarabduktion und Extension/Flexion.

2.3.1 Fehleranalyse

Während der Datenerhebung wurden mehrere Probleme bei den ersten Probanden identifiziert. So wurden zum Beispiel bei Probanden mit ungenügender Fixierung der Messsonden an den Fingern der Flexion der Grundgelenke wurden unplausible Winkel, die wesentlich über 90° betragen, gemessen. Diese fehlerhaft erhobenen Werte beruhten darauf, dass die dem PIP-Gelenk aufliegenden Sonden am betroffenen Finger bei der Durchführung der Bewegung abgehoben wurden und dadurch vergrößerte Flexionswinkel aufzeichneten. Diese Messwerte wurden mit stabiler Fixierung des Sensors erneut erhoben. Hierdurch war die Beweglichkeit des PIP-Gelenks von sekundärer Bedeutung und infolgedessen blieb der Endblock des Goniometers (Sensor) unbeeinträchtigt. Damit kann die tatsächliche, maximale Flexion der MCP-Gelenke gemessen werden, welche bei der maximalen PIP-Gelenksflexion zu beobachten ist (Li, 2002, Kamper et al., 2002, Lee et al., 2008).

Ein zusätzliches Problem der Messmethodik durch Elektrogoniometrie ist eine mögliche Drehung der Goniometer um ihre Längsachse. Dabei kommt es zu hohen, fehlerhaften Abweichung bei der Messung der Hauptbewegungsachsen (Extension/Flexion, Radial/Ulnarabduktion). Dieser Effekt wurde vermieden, indem

beide Goniometerschenkel streng dorsal an Mittelhand und Fingergrundglied platziert wurden und keine Drehungen entlang der Längsachse auftraten, so wie es bei der MCP-Gelenkbewegung auch nicht zu erwarten ist (Cook et al., 2007).

2.6 Probanden

Die Rekrutierung und die Aufklärung mit schriftlichem Einverständnis der Probanden wurde im Universitätsklinikum Düsseldorf, Klinik für Unfall- und Handchirurgie, durchgeführt. Es bestand die Einwilligung der zuständigen Ethikkommission zur Durchführung der Studie (Studennummer 4305). Ebenso wurde der experimentelle Teil der Arbeit mit Bewegungsanalyse im Universitätsklinikum Düsseldorf unternommen. Die Untersuchungen erfolgen einmalig an den Probanden und wurden durch den Autor der vorliegenden Arbeit vorgenommen.

2.6.1 Die Einschlusskriterien

Die untersuchten Probanden lagen im Alter zwischen 18 und 70 Jahren. Sie waren gesund und ohne vorbestehende Handerkrankungen oder vorherige wesentliche Handverletzungen. Alle Probanden waren Rechtshänder.

2.6.2 Ausschlußkriterien:

Als Ausschlußkriterien wurden vorbestehende muskuloskeletale Erkrankungen der oberen Extremitäten (Gichtarthropathie, rheumatoide Arthritis, Arthrose, zentralnervöse Erkrankungen, Verletzungen, insbesondere vorherige Frakturen der oberen Extremität), eine fehlende schriftliche Einwilligung nach umfassender Information über die Studie und Schwangerschaft festgelegt.

Demgemäß wurden als Parameter das Probandenalter und -geschlecht, Vorerkrankungen und Medikation, sowie frühere Verletzungen oder Frakturen festgelegt.

2.7 Datenauswertung

Die Daten, die aus MatLab exportiert wurden, konnten als Zwischenschritt in tabellarischer Form (Excel©) dargestellt werden. Die Mittelwerte für die Bewegungsumfänge der MCP-Gelenke für jeden einzelnen Finger, sowie die Standardabweichungen wurden aus diesen Tabellen berechnet. Außerdem wurden Zweistichproben-t-Tests als statistische Methode angewandt, um die erreichten Gelenkwinkeln der einzelnen Finger sowie die korrespondierenden Winkel zwischen den verschiedenen Fingern miteinander zu vergleichen.

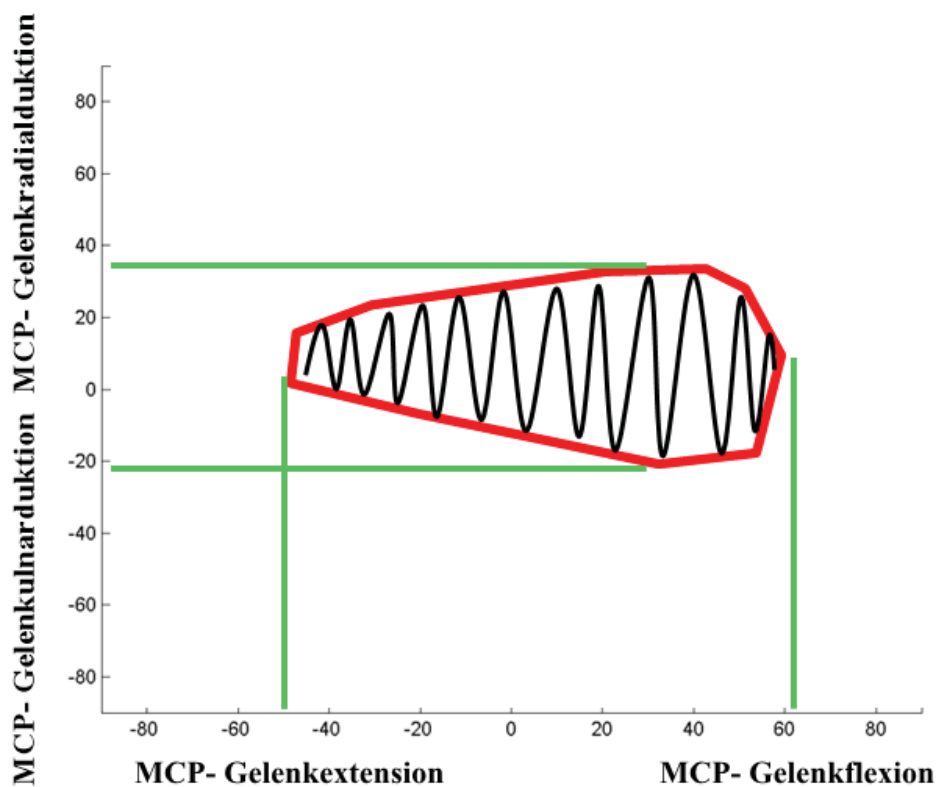


Abbildung 2.6 Datenberechnung. Die **schwarze** Linie entspricht der Bewegung des Zeigefingers beim Strecken (nach links) und Beugen (nach rechts) bei gleichzeitiger Radial- (oben) und Ulnar- (unten) duktion. Dadurch wird der gesamte Bewegungsumfang des MCP-Gelenks abgedeckt. Die **rote** umschließende Linie entspricht der maximalen Fläche, bzw. dem Bewegungsumfang des Gelenks. Die horizontalen und vertikalen **grünen** Linien zeigen die maximal erreichten Werte entlang der Hauptachsen.

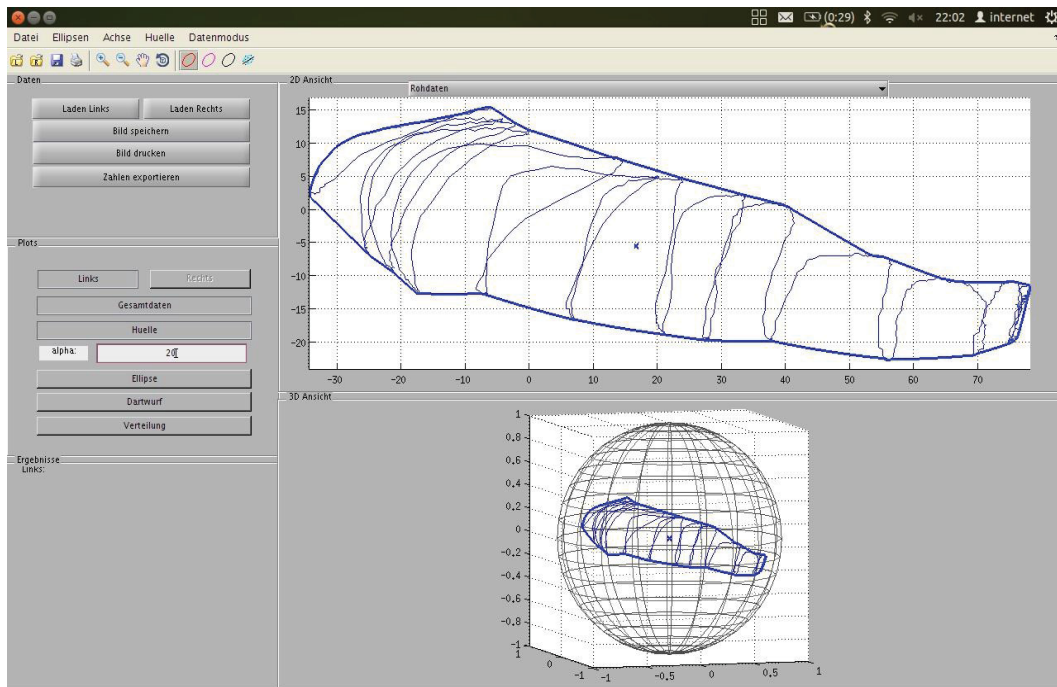


Abbildung 2.7 Die grafische Benutzeroberfläche (GUI) des speziell konzipierten Programms in der MatLab-Programmierungsumgebung. Das Programm dient zum Einlesen der Rohdaten aus dem 3D-Bewegungsanalysesystem (Biometrics), zur grafischen Darstellung in 2D und 3D der Winkeldaten, zur Berechnung der Bewegungshüllen, der Flächen und der Maximalwerte. Das GUI, entwickelt im Institut für Angewandte Mathematik, verfügt über interaktive Bedienungselemente, um redundante Berechnungen einfacher durchzuführen.

3. Ergebnisse

Von den insgesamt 40 rekrutierten und untersuchten Probanden wurden die Datensätze von 31 Probanden in die Studie aufgenommen und ihre MCP-Gelenkbeweglichkeit vollständig vermessen. Die restlichen neun Datensätze mussten aufgrund unplausibler Messwerte mit Datenlücken, unerwarteten Programmabbrüchen mit unvollständigem Datenstream, Fehlkalibrierungen und Ablösungen der Sensoren von der Finger- und Handrückenoberfläche während der Datenaufnahme und somit fehlerhaften Werten ausgeschlossen werden. Die aus dem Aufnahmeprogramm stammenden Rohdatensätze der Gelenkwinkel (Biometrics DataLink©) wurden durch ein MatLab©-Programm exportiert und mit diesem weiter verarbeitet. Anschließend konnten die Datensätze in tabellarischer Form dargestellt und als Bewegungsgrafiken visualisiert werden. Die weitere deskriptive statistische Auswertung erfolgte in Excel©.

Die Ergebnisse wurden sortiert und nach Finger und Handgelenkposition aufgeteilt. Der Mittelwert, sowie die Standardabweichung wurden ausgerechnet. Die erreichten Gelenkwinkel der einzelnen Finger, sowie die korrespondierenden Winkel zwischen den verschiedenen Fingern wurden mittels t-Test auf signifikante Unterschiede untersucht.

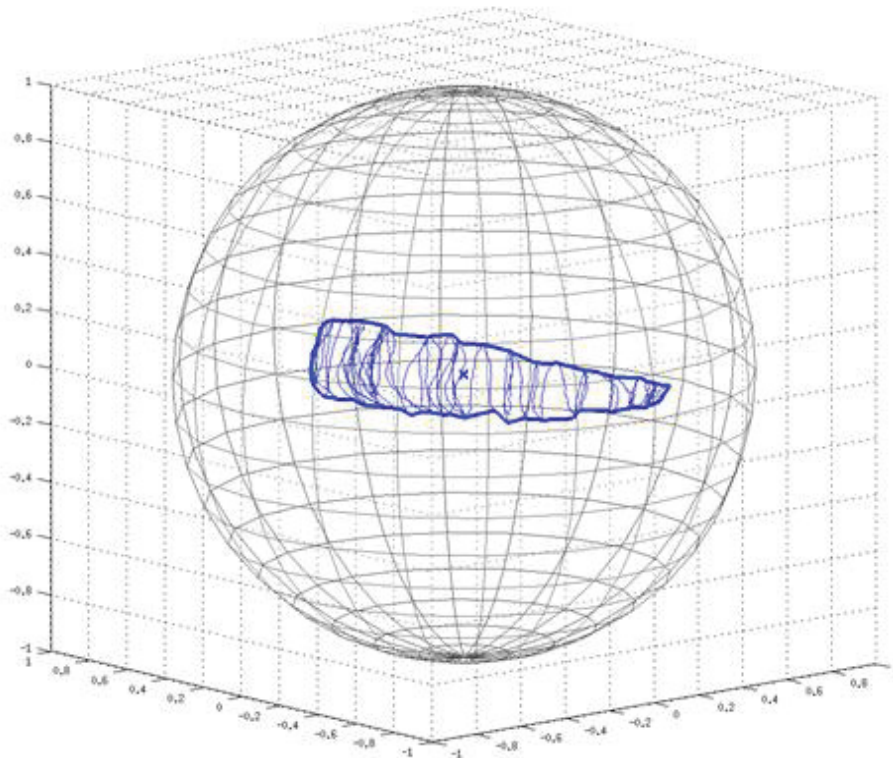
3.1.1 Bewegungsausmaß des Zeigefingergrundgelenks (D2)

Das maximale Gesamtbewegungsausmaß des Zeigefingergrundgelenks liegt bei der 0°-Position des Handgelenks vor (Tab. 1, Fläche - fett markiert). Das minimale Bewegungsausmaß des Zeigefingergrundgelenks findet sich bei 40° Handgelenkextension (Tab. 1, Fläche - rot markiert). Die maximale Extension des Zeigefingergrundgelenks liegt bei 80° Flexion des Handgelenks vor (Tab. 1, Min EF - fett markiert). Die minimale Extension findet sich bei 40° Handgelenkextension (Tab. 1, Min EF - rot markiert). Der maximale Wert der Flexion des Zeigefingers liegt bei 40° Extension des Handgelenks vor (Tab. 1, Max EF- fett markiert) und der minimale bei 80° Flexion(Tab. 1, Max EF- rot markiert).

Hier sieht man auch, dass die Abweichung der Ergebnisse in der Flexion in allen Winkeln nicht signifikant ist. Der maximale Wert der Ulnarduktion des Zeigefingers liegt bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 1, Max RUD- fett markiert) und der minimale Wert bei 40° Extension des Handgelenks (Tab. 1, Max RUD- rot markiert). Die Radialduktion hat ihren maximalen Wert bei 40° Flexion (Tab. 1, Min RUD- fett markiert) und den minimalen Wert bei 80° Flexion des Handgelenks (Tab. 1, Min RUD- rot markiert). Auch hier zeigt sich keine signifikante Abweichung in den fünf Handgelenkspositionen.

Handgelenk- position in Grad Flexion (-), Extension (+)	MaxRUD	MaxE F	MinRU D	MinEF	Center RUD	Cente r EF	Fläche
80°	22,6	81,9	-29,78	-16,78	28,4	-4,18	5499,69
40°	20,3	84,7	-30,34	-8,42	34,04	-6,35	4912,77
0°	20,7	83,5	-31,17	-23,44	25,91	-5,62	6040,46
-40°	20,4	79,7	-32,13	-24,34	24,02	-6,11	5954,71
-80°	21,8	79,5	-28,81	-25,93	23,12	-4,5	5735,16

Tabelle 1.1 Die Ergebnisse für das Zeigefingergrundgelenk aller Probanden in den 5 Positionen des Handgelenks. Max. und Min. Werte mit fetten und roten Zahlen entsprechend markiert. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)



Schema 1. Repräsentativer Bewegungsumfang des Zeigefingergrundgelenks eines Probandes in 80° Extension des Handgelenks (Einheit in rad).

3.1.1.1 Einfluß der Handgelenkposition auf das Zeigefingergrundgelenk (D2)

Der Unterschied bei der erreichten Ulnarduktion im Zeigefingergrundgelenk ist bei allen Handgelenkwinkeln nicht signifikant. Andererseits findet sich bei der Flexion ein signifikanter Unterschied zwischen 80° Handgelenkextension sowie 40° und 80° Handgelenkflexion. Die einzige signifikante Differenz bei Radialduktion zeigt sich zwischen 40° und 80° Flexion des Handgelenks. Bei der Extension ist nur der Unterschied zwischen der 0° Position des Handgelenks und 40° sowie 80° Handgelenksflexion nach t-Test insignifikant. Beim Bewegungsumfang findet sich ein signifikanter Unterschied zwischen 80° Handgelenkextension und 0° Handgelenkposition, sowie 40° Handgelenkflexion. Der Unterschied zwischen 80° Handgelenkextension und 80° Handgelenksflexion ist grenzwertig insignifikant. Zusätzlich zeigt sich eine signifikante Differenz beim Bewegungsumfang zwischen 40° Handgelenkextension und –flexion.

Handgelenkwinkel im Vergleich in Grad Flexion (-), Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center r EF	Fläche
80- 40	0,38	0,14	0,32	0,003	0,0006	0,47	0,06
80- 0	0,36	0,44	0,19	0,0001	0,0006	0,34	0,005
80 - -40	0,40	0,03	0,17	3,3E-05	4,9E-06	0,34	0,02
80- -80	0,33	0,03	0,22	8,4E-07	2,4E-06	0,22	<i>0,057</i>
0- 40	0,15	0,19	0,48	0,05	0,15	0,35	0,23
0- -40	0,45	0,08	0,25	0,41	0,22	0,41	0,484
0- -80	0,33	0,10	0,02	0,15	0,09	0,16	0,15
40- -40	0,20	0,1	0,20	0,0006	0,0008	0,21	0,08
40- -80	0,44	0,18	0,16	0,007	0,008	0,28	0,45
-40- -80	0,24	0,42	0,03	0,37	0,28	0,11	0,22

Tabelle 1.2 Vergleich der Handgelenkpositionen im Zeigefingergrundgelenk mittels t- Test. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)

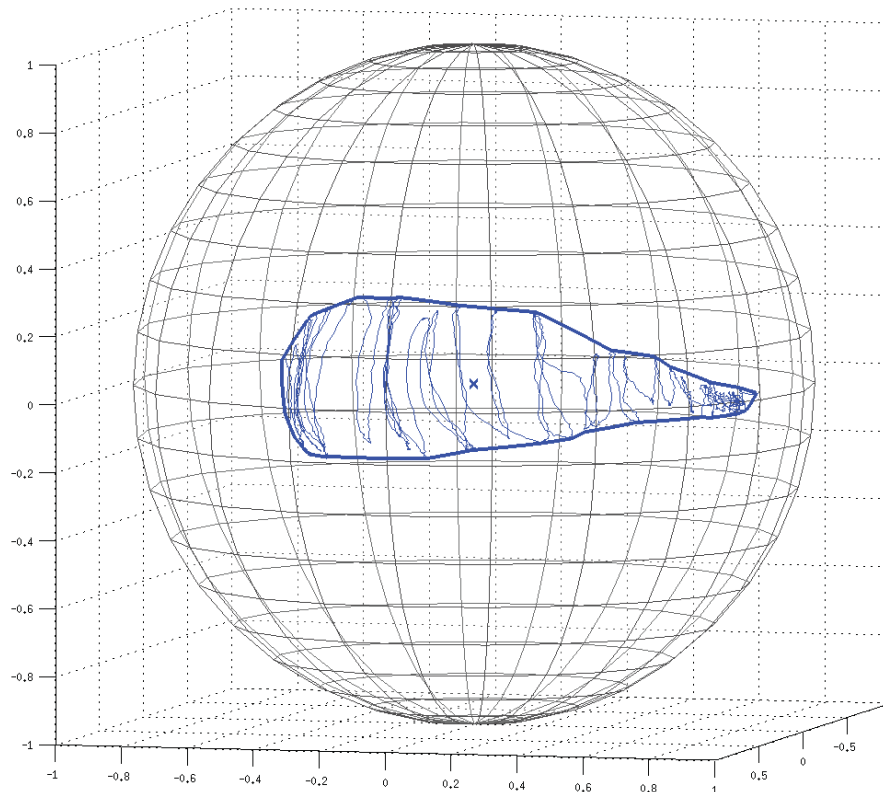
3.1.2 Bewegungsausmaß des Mittelfingergrundgelenks (D3)

Hier zeigt es sich, dass der maximale Bewegungsumfang des Mittelfingers, ebenfalls bei der 0° Position des Handgelenks vorliegt (Tab.2, Fläche- fett markiert). Der niedrigste Wert findet sich bei 80° Extension des Handgelenks (Tab.2, Fläche- rot markiert). Die maximale Extension des Mittelfingers liegt bei 0° vor (Tab. 2, Min EF- fett markiert). Der minimale Wert der Extension findet sich bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 2, Min EF- rot markiert). Der maximale Wert der Flexion des Zeigefingers liegt bei 80° Extension des Handgelenks vor (Tab. 2, Max EF- fett markiert) und der niedrigste bei 0° Position (Tab. 2, Max EF- rot markiert). Hier sieht man auch, dass die Abweichung der Ergebnisse genau wie beim MCP- Gelenk

des Zeigefingers in der Flexion der fünf Handgelenkspositionen nicht signifikant ist. Der maximale Wert der Ulnarduktion des Mittelfingers liegt bei 80° Flexion des Handgelenks (Tab. 2, Max RUD- fett markiert) und der minimale Wert bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 2, Max RUD- rot markiert). Die Radialduktion hat ihren maximalen Wert bei 0° (Tab. 2, Min RUD- fett markiert) und den niedrigsten Wert bei 80° Flexion des Handgelenks(Tab. 2, Min RUD- rot markiert).

Handgelenk- position in Grad Flexion (-), Extension (+)	MaxRUD	MaxEF	MinRUD	MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80	16,31	84,83	-15,9	-7,72	34,04	-0,37	3434,91
40	20,35	83,4	-13,11	-18,86	26,12	3,67	3924,74
0	21,78	79,53	-28,81	-25,93	23,12	-4,50	5735,16
-40	19,53	82,64	-12,58	-23,73	22,42	3,11	3855,61
-80	22,12	80,83	-9,62	-23,17	21,12	6,06	3799,23

Tabelle 2.1 Die Ergebnisse für das Mittelfingergrundgelenk aller Probanden in den fünf Positionen des Handgelenks. Max. und min. Werte mit fetten und roten Zahlen entsprechend markiert. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)



Schema 2. Repräsentativer Bewegungsumfang eines Probanden in 0° Position des Handgelenks des Mittelfingergrundgelenks (Einheit in rad)

3.1.2.1 Einfluß der Handgelenkposition auf das Mittelfingergrundgelenk(D3)

Der Unterschied der Ulnarduktion ist nur zwischen 80° Handgelenksexension und der 40° Handgelenksexension, sowie 0° Position des Handgelenks signifikant. Bei der Flexion des Mittelfingergrundgelenks ist die Differenz zwischen 80° Extension des Handgelenks und 0° Handgelenksposition signifikant. Die signifikanten Unterschiede für Extension findet sich zwischen der 80° Handgelenksexension und allen anderen Handgelenkspositionen. Zusätzlich ist die Differenz zwischen 0° Handgelenksposition und 40° Extension des Handgelenks signifikant. In der Radialduktion des MCP-Gelenks des Mittelfingers ist nur der Unterschied zwischen 40° Handgelenkflexion und den 80°, sowie 40° Handgelenkextensionen, nicht signifikant. Die Differenz des Bewegungsumfangs des Mittelfingergrundgelenks ist zwischen der 80° Handgelenksexension und der 40° Extension, sowie der 0° Position des Handgelenks, signifikant. Der Unterschied ist zwischen 0°

Handgelenksposition und allen anderen Handgelenkspositionen signifikant. (s. Tabelle 2.2)

Handgelenkswinkel im Vergleich in Grad Flexion (-), Extension (+)	Raw MaxRU D	Raw MaxEF	Raw MinRU D	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80- 40	0,02	0,39	0,25	0,002	0,02	0,03	0,04
80- 0	0,05	0,02	0,002	3,6E-06	1,06E-05	0,18	6,7E-05
80- -40	<i>0,07</i>	0,29	0,14	0,001	0,001	0,05	0,13
80- -80	<i>0,06</i>	0,10	0,0008	0,0002	8,11E-06	0,002	0,48
0- 40	0,23	0,1	0,0005	0,03	0,16	0,04	0,004
0- -40	0,23	0,13	0,0002	0,33	0,46	0,04	0,004
0- -80	0,23	0,13	0,0002	0,33	0,46	0,04	0,004
40- -40	0,34	0,25	0,48	0,12	0,13	0,35	0,38
40- -80	0,3	0,21	0,01	0,24	0,09	0,14	0,13
-40- -80	0,49	0,35	0,05	0,36	0,34	0,16	0,28

Tabelle 2.2 Vergleich der Handgelenkspositionen im Mittelfingergrundgelenk mittels t- Test. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang).

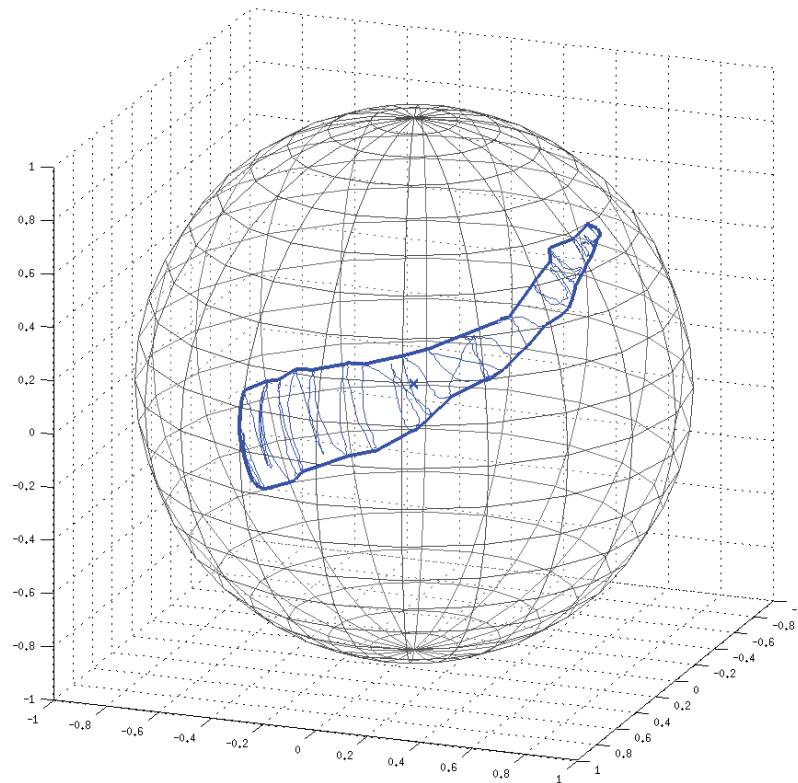
3.1.3 Bewegungsausmaß des Ringfingergrundgelenks (D4)

Der maximale Bewegungsumfang im Ringfinger befindet sich bei 0° Position des Handgelenks (Tab. 3, Fläche- fett markiert) und der niedrigste Wert bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 3, Fläche- rot markiert). Der höchste Wert in der Flexion liegt bei 40° Extension vor (Tab. 3, Max EF- fett markiert) und der niedrigste bei 40° Flexion des Handgelenks (Tab. 3, Max EF- rot markiert). Hier zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten in allen Handgelenkspositionen. Bei 80° Flexion des Handgelenks befindet sich der maximale Wert der Extension des Ringfingergrundgelenks (Tab. 3, Min EF- fett

markiert). Der minimale Wert liegt bei 80° Extension vor (Tab. 3, Min EF- rot markiert). Die Werte des Ringfingergrundgelenks in den fünf Handgelenkspositionen für Ulnarduktion zeigen keine große Abweichung voneinander. Der maximale Wert liegt bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 3, Max RUD- fett markiert) während die minimale Ulnarduktion bei 0° Position erreicht werden kann (Tab. 3, Max RUD- rot markiert). Die maximale Radialduktion findet sich in der 0° Position (Tab. 3, Min RUD- fett markiert) und die niedrigste bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 3, Min RUD- rot markiert).

Handgelenk- position in Grad Flexion (-), Extension (+)	MaxRUD	MaxEF	MinRUD	MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80	32,25	84,22	-3,26	-9,19	30,36	15,11	2912,58
40	28,94	87,24	-5,4	-14,69	28,38	11,97	3308,2
0	28,01	83,45	-8,11	-22,41	22,21	10,45	3418,74
-40	29,44	82,73	-5,73	-19,96	22,81	11,44	3203,5
-80	30,37	83,90	-5,38	-22,82	19,40	13,34	3164,1

Tabelle 3.1 Die Ergebnisse für das Ringfingerfingergelenk aller Probanden in den 5 Positionen des Handgelenks. Max. und Min. Werte mit fetten und roten Zahlen entsprechend markiert. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)



Schema 3. Repräsentativer Bewegungsumfang eines Probanden in 80° Extension des Handgelenks des Ringfingergrundgelenks (Einheit in rad).

3.1.3.1 Einfluß der Handgelenkposition auf das Ringfingergrundgelenk(D4)

Der Unterschied in der Ulnarduktion des Ringfingergrundgelenks ist in allen Handgelenkpositionen nicht signifikant. Die Differenz für die Flexion im MCP-Gelenk liegt nur zwischen 80° und 40° Handgelenksextenstion, und zwischen 0° Handgelenkposition und 40° Extension des Handgelenks signifikant. Die signifikanten Unterschiede in der Radialduktion des Ringfingergrundgelenks liegen zwischen 80° Handgelenksextenstion und 40° Handgelenksextenstion, sowie in der 0° Handgelenkposition. Die Unterschiede für die Extension im MCP-Gelenk des Ringfingers sind zwischen D4 80° und 40° Handgelenksextenstion, zwischen D4 0° Handgelenkposition und 40° Handgelenksflexion, 0° und 80° Handgelenksflexion, sowie zwischen 80° und 40° Handgelenksflexion, insignifikant.

Die signifikante Differenz des Bewegungsumfangs des Ringfingers zeigt sich nur zwischen 80° und 40° Handgelenksexension, sowie zwischen 80° Handgelenksexension und 0° Handgelenksposition.

Handgelenkwinkel im Vergleich in Grad Flexion (-), Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80- 40	0,14	0,03	0,02	0,01	0,12	0,03	0,07
80- 0	0,12	0,39	0,005	4,7E-06	0,001	0,03	0,003
80- -40	0,26	0,32	0,09	0,0003	0,0004	0,10	0,13
80- -80	0,31	0,41	0,29	0,001	0,0006	0,33	0,26
0- 40	0,19	0,05	<i>0,057</i>	6,9E-05	0,0008	0,15	0,3
0- -40	0,30	0,4	0,10	0,13	0,37	0,33	0,2
0- -80	0,27	0,49	0,08	0,46	0,15	0,10	0,15
40- -40	0,43	<i>0,07</i>	0,42	0,02	0,002	0,40	0,35
40- -80	0,37	0,12	0,38	0,007	0,0006	0,24	0,3
-40- -80	0,43	0,41	0,31	0,29	0,14	0,2	0,39

Tabelle 3.2 Vergleich der Handgelenkspositionen im Ringfingergrundgelenk mittels t- Test. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)

3.1.4 Bewegungsausmaß des Kleinfingergrundgelenks (D5)

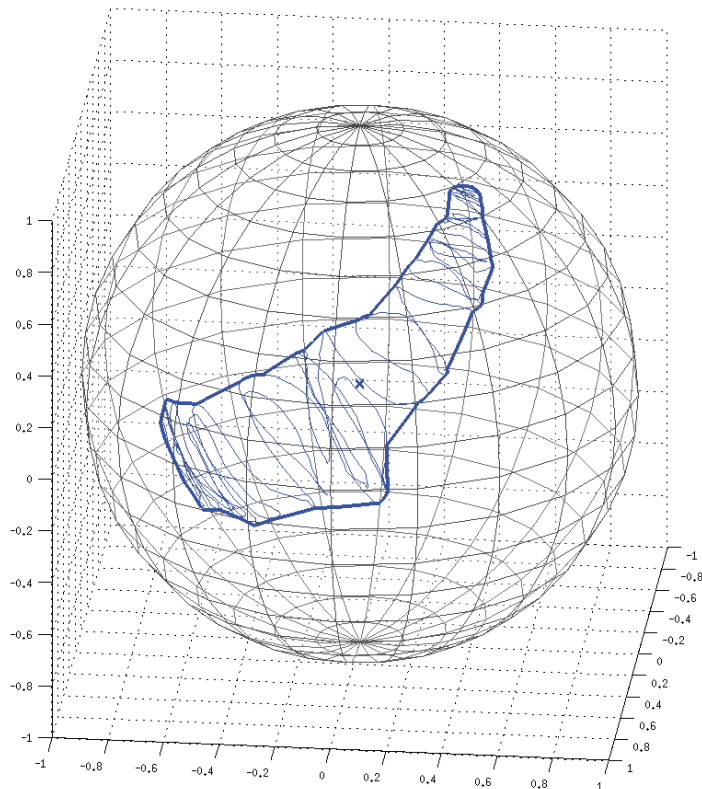
Der maximale Wert des vollständigen Bewegungsumfangs des Kleinfingergrundgelenks liegt in 0° des Handgelenks (Tab. 4, Fläche- fett markiert). Der minimale Bewegungsumfang des Kleinfingergrundgelenks befindet sich dagegen bei 80° Extension des Handgelenks (Tab. 4, Fläche- rot markiert). Die maximale Flexion findet man in der 0° Position (Tab. 4, Max EF- fett markiert). Die

minimale Flexion zeigt sich in der 40° Flexion des Handgelenks (Tab. 4, Max EF- rot markiert). Beim Kleinfingergrundgelenk zeigt sich keine signifikante Abweichung zwischen den Werten in der Ulnarduktion in allen Winkeln des Handgelenks. Der maximale Wert liegt in der 80° Extension vor (Tab. 4, Max RUD- fett markiert), und der minimale bei 0° (Tab. 4, Max RUD- rot markiert). Bei der Radialduktion findet der höchste Wert sich bei 40° Extension des Handgelenks (Tab. 4, Min RUD- fett markiert) und der niedrigste bei 80° Flexion (Tab. 4, Min RUD- rot markiert). Die Extension des Kleinfingergrundgelenks hat den minimalen Wert bei 80° Extension (Tab. 4, Min EF- rot markiert) und den maximalen bei 80° Flexion des Handgelenks. (Tab. 4, Min EF- fett markiert).

Der Ausschlag des MCP-Gelenks des Kleinfingers auf dem Diagramm (Schema 4) repräsentiert die maximale Ulnarduktion des Kleinfingergrundgelenks im Vergleich zu den restlichen Fingergrundgelenken.

Handgelenk- position in Grad Flexion (-), Extension (+)	MaxRUD	MaxEF	MinRUD	MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80	54,57	79,53	-14,38	-23,34	21,83	20,79	5432,14
40	48,94	82,88	-15,09	-25,43	21,26	18,07	5655,52
0	48,54	84,04	-14,76	-31,34	18,76	17,67	6043,93
-40	49,17	77,63	-11,67	-29,15	17,35	18,95	5681,59
-80	51,66	77,96	-11,29	-32,08	15,74	21,04	5806,72

Tabelle 4.1 Die Ergebnisse für das Kleinfingergrundgelenk aller Probanden in den 5 Positionen des Handgelenks. Max. und Min. Werte mit fetten und roten Zahlen entsprechend markiert. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)



Schema 4. Repräsentativer Bewegungsumfang eines Probanden in 40° Extension des Handgelenks des Kleinfingergrundgelenks(Einheit in rad).

3.1.4.1 Einfluß der Handgelenkposition auf das Kleinfingergrundgelenk(D5)

Der Unterschied des Bewegungsumfanges, sowie der Ulnarduktion des Kleinfingergrundgelenks, ist in allen Handgelenkpositionen nicht signifikant.

In der Kleinfingergrundgelenksflexion ist nur der Unterschied zwischen 0° Handgelenkposition und 40° Handgelenksflexion signifikant. Der einzige signifikante Unterschied für die Extension des MCP-Gelenks des Kleinfingers liegt zwischen 0° Handgelenkposition und 80° Handgelenkextension. In der Radialduktion des Kleinfingergrundgelenks ist der Unterschied, zwischen 80° Handgelenksflexion und 80° Handgelenkextension, signifikant. Hier zeigt sich desweiteren, dass der Unterschied zwischen 40° Handgelenkextension und 80° Handgelenksflexion, sowie zwischen 0° Handgelenkposition und 80° Handgelenksflexion, grenzwertig nicht signifikant ist. (s. Tabelle 4.2)

Handgelenkwinkel in Vergleich in Grad Flexion (-), Extension (+)	Raw MaxRU D	Raw MaxEF	Raw MinRU D	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
80- 40	0,18	0,13	0,40	0,36	0,48	0,20	0,47
80- 0	0,25	0,16	0,33	0,03	0,10	0,34	0,35
80- -40	0,22	0,29	0,08	0,12	0,06	0,48	0,43
80- -80	0,31	0,38	0,05	0,13	0,12	0,18	0,47
0- 40	0,45	0,49	0,41	0,09	0,12	0,33	0,39
0- -40	0,40	0,03	0,14	0,24	0,26	0,22	0,22
0- -80	0,23	0,08	0,06	0,44	0,29	0,05	0,33
40- -40	0,49	0,08	0,09	0,3	0,12	0,18	0,35
40- -80	0,17	0,22	0,055	0,18	0,09	0,04	0,44
-40- -80	0,25	0,27	0,25	0,35	0,48	0,08	0,46

Tabelle 4.2 Vergleich der Handgelenkspositionen im Kleinfingergrundgelenk mittels t- Test. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang)

3.2 Mittelwerte aller Grundgelenke

3.2.1 Mittelwert des Zeigefingergrundgelenks (D2)

3.2.1.1 80° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	22,63	81,89	-29,78	-16,78	28,39	-4,18	5499,69
SD	12,81	6,77	15,04	10,50	6,38	12,78	1642,91

Tabelle 5.2 Mittelwert aller Probanden D2 in 80° Extension des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.1.2 40° Extension des Handgelenks

	MaxRUD	MaxEF	MinRUD	MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,31	84,66	-30,34	-8,42	34,04	-6,35	4912,77
SD	12,83	8,60	13,25	9,67	6,59	11,66	1325,56

Tabelle 5.1. Mittelwert der Probanden D2 in 40° Extension des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.1.3 In 0° Position des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,74	83,49	-31,17	-23,44	25,91	-5,62	6040,46
SD	11,69	8,74	9,82	10,44	6,06	10,09	1778,54

Table 5.3 Mittelwert aller Probanden D2 in 0° Position des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD= Standardabweichung)

3.2.1.4. 40° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,43	79,69	-32,13	-24,34	24,02	-6,11	5954,71
SD	11,85	9,28	11,26	12,34	7,22	10,24	1958,23

Tabelle 5.4 Mittelwert aller Probanden D2 in 40° Flexion des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad , Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.1.5. 80° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,82	81,84	-30,61	-20,53	26,77	-5,65	5660,78
SD	1,00	2,27	1,27	7,24	4,38	0,97	451,76

Tabelle 5.5 Mittelwert aller Probanden D2 in 80° Flexion des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.1.6. Die gesamten Mittelwerte des Zeigefingergrundgelenks

Der gesamte Mittelwert des Grundgelenks des Zeigefingers für die Extension in allen Handgelenkspositionen beträgt 20,53° und für die Flexion 81,84°. Die entsprechenden Mittelwerte für Ulnar- und Radialduktion liegen bei 20,82° und 30,61°. Daraus ergeben sich die folgenden Bewegungsausmaße: **Extension/Flexion 20,53°-0-81,84°** und **Ulnar-/Radialduktion 20,82°-0-30,61°**.

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	21,78	79,53	-28,81	-25,93	23,12	-4,50	5735,16
SD	10,45	9,29	11,09	10,09	6,73	9,30	1573,62

Tabelle 5.6 Die Mittelwerte der ganzen Bewegungsausmaßen für den Zeigefinger. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2 Mittelwert des Mittelfingergrundgelenks (D3)

3.2.2.1 80° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	16,31	84,83	-15,90	-7,72	34,04	-0,37	3434,91
SD	8,20	8,48	8,13	12,19	10,09	6,60	1028,70

Tabelle 6.1 Mittelwert aller Probanden D3 in 80° Extension des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2.2 40° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRU D	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinE F	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,35	83,44	-13,11	-18,87	26,12	3,67	3924,74
SD	6,80	8,13	5,80	9,79	10,60	4,91	1308,08

Tabelle 6.2 Mittelwert aller Probanden D3 in 40° Extension des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2.3 In 0° Position des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	21,78	79,53	-28,81	-25,93	23,12	-4,50	5735,16
SD	10,45	9,29	11,09	10,09	6,73	9,3	1573,62

Tabelle 6.3. Mittelwerte aller Probanden D3 in 0° Position des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2.4 40° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	19,53	82,64	-12,6	-23,73	22,42	3,11	3855,61
SD	9,9	10,4	6,95	13,61	10,34	7,05	1848,58

Tabelle 6.4. Mittelwert aller Probanden D3 in 40° Flexion des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2.5. 80° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	22,12	80,83	-9,62	-23,17	21,12	6,06	3799,23
SD	8,94	9,47	5,46	13,45	8,42	6,36	1359,97

Tabelle 6.5 Mittelwert aller Probanden D3 in 80° Flexion des Handgelenks. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad , Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.2.6 Die gesamten Mittelwerte des Mittelfingergrundgelenks

Der gesamte Mittelwert des Grundgelenks des Mittelfingers für die Extension in allen Handgelenkspositionen beträgt 22,92° und für die Flexion 81,61°. Die entsprechenden Mittelwerte für Ulnar- und Radialduktion sind 20,95° und 16,03°. Das ergibt die folgenden Bewegungsausmaße **Extension/Flexion 22,92°-0-81,61°** und **Ulnar-/Radialduktion 20,95°-0-16,03°**.

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	20,95	81,61	-16,03	-22,92	23,19	2,09	4328,69
SD	2,33	2,1	7,5	7,27	5,19	4,11	906,17

Tabelle 6.6 Die Mittelwerte der ganzen Bewegungsausmaße für den Mittelfinger. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3 Mittelwert des Ringfingergrundgelenks (D4)

3.2.3.1 80° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	32,25	84,22	-3,26	-9,19	30,36	15,11	2912,54
SD	12,43	11,62	5,84	9,5	7,85	8,17	900,00

Tabelle 7.1 Mittelwert aller Probanden D4 in 80° Extension des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3.2 40° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	28,94	87,24	-5,4	-14,69	28,38	11,97	3308,2
SD	9,75	11,47	4,92	6,76	4,77	6,42	1168,2

Tabelle 7.2 Mittelwert aller Probanden D4 in 40° Extension des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3.3 In 0° Position des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	28,01	83,44895	-8,11	-22,41	22,21	10,45	3418,74
SD	10,66	10,63	5,8	8,16	8,1	7,94	818,84

Tabelle 7.3 Mittelwert aller Probanden D4 in 0° Position des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3.4 40° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	29,44	82,73	-5,73	-19,96	22,81	11,44	3203,50
SD	13,33	8,86	5,66	9,86	6,62	8,51	980,61

Tabelle 7.4 Mittelwert aller Probanden D4 in 40° Flexion des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3.5 80° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	30,37	83,90	-5,38	-22,82	19,40	13,34	3164,05
SD	11,67	8,59	7,92	11,64	7,97	8,69	1126,07

Tabelle 7.5 Mittelwert aller Probanden D4 in 80° Flexion des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.3.6 Die gesamten Mittelwerte des Ringfingergrundgelenks

Der gesamte Mittelwert des Grundgelenks des Ringfingers für die Extension in allen Handgelenkspositionen beträgt 17,81° und für die Flexion 84,31°. Die entsprechenden Mittelwerte für Ulnar- und Radialduktion sind 29,80° und 5,57°. Das ergibt die folgenden Bewegungsausmaße **Extension/Flexion 17,81°-0-84,31°** und **Ulnar-/Radialduktion 29,80°-0-5,57°**.

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	29,80	84,31	-5,57	-17,81	24,63	12,46	3201,41
SD	1,61	1,73	1,72	5,81	4,57	1,81	189,38

Tabelle 7.6 Die Mittelwerte der ganzen Bewegungsausmaßen für den Ringfinger. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4 Mittelwert des Kleinfingergrundgelenks (D5)

3.2.4.1 80° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	54,57	79,53	-14,38	-23,34	21,83	20,79	5432,14
SD	18,72	13,14	11,67	13,17	9,19	10,56	1960,42

Tabelle 8.1 Mittelwert aller Probanden D5 in 80° Extension des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad n, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4.2. 40° Extension des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	48,94	82,88	-15,09	-25,43	21,26	18,07	5655,52
SD	13,57	9,24	12,93	13,23	9,29	9,27	2378,21

Tabelle 8.2 Mittelwert aller Probanden D5 in 40° Extension des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4.3 0° Position des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	48,54	84,04	-14,76	-31,34	18,76	17,67	6043,93
SD	16,95	8,55	12,81	15,32	9,78	9,73	2412,20

Tabelle 8.3 Mittelwert aller Probanden D5 in 0° Position des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4.4 40° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	49,17	77,63	-11,67	-29,15	17,35	18,95	5681,59
SD	14,07	13,73	12,4	14,35	8,3	8,87	2161,89

Tabelle 8.4 Mittelwert aller Probanden D5 in 40° Flexion des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4.5 80° Flexion des Handgelenks

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	51,67	77,96	-11,29	-32,08	15,74	21,04	5806,72
SD	18,18	11,22	11,56	16,82	10	10,62	2429,95

Tabelle 8.5 Mittelwert aller Probanden D5 in 80° Flexion des Handgelenks (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.2.4.6 Die gesamten Mittelwerte des Kleinfingers

Der gesamte Mittelwert des Grundgelenks des Kleinfingers für die Extension in allen Handgelenkspositionen beträgt 28,27° und für die Flexion 80,41°. Die entsprechenden Mittelwerte für Ulnar- und Radialduktion sind 50,58° und 13,44°. Das ergibt die folgenden Bewegungsausmaße **Extension/Flexion 28,27°-0-80,41°** und **Ulnar-/Radialduktion 50,58°-0-13,44°**.

	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Center RUD	Center EF	Fläche
Mean	50,58	80,41	-13,44	-28,27	18,99	19,30	5723,98
SD	2,55	2,91	1,81	3,78	2,57	1,54	224,09

Tabelle 8.6 Die Mittelwerte der ganzen Bewegungsausmaßen für den Kleinfinger. (Raw MaxRUD = Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF = Flexion in Grad, Raw MinRUD = Radialduktion in Grad, Raw MinEF = Extension in Grad, Fläche = Bewegungsumfang, Mean = Mittelwert, SD = Standardabweichung)

3.3 Unterschiede der Beweglichkeit der Grundgelenke zwischen den Fingern

Der Unterschied in der Beweglichkeit zwischen den MCP Gelenke des Zeige-, Ring-, sowie Kleinfingers in 80° Handgelenksexension für die Ulnarduktion ist nach dem t-Test signifikant (s. Tabelle 9.1). Zwischen den MCP-Gelenken der Zeige- und Mittelfingern ist er allerdings nicht. Der Unterschied zwischen den restlichen MCP-Gelenken (D3-5) in 80° Extension des Handgelenks in Ulnarduktion ist ebenfalls signifikant (Tabelle 9.1)

In 40° Handgelenksexension ist der Unterschied zwischen den MCP-Gelenken des Zeige- und Kleinfingers für die Ulnarduktion signifikant. Ebenfalls signifikant ist die Differenz zwischen den restlichen MCP-Gelenken in 40° Extension des Handgelenks für die Ulnarduktion (Tabelle 9.2)

In der 0° Position des Handgelenks ist nur der Unterschied zwischen Zeige- und Mittelfinger für die Ulnarduktion nicht signifikant, ansonsten ist er zwischen allen anderen signifikant (Tabelle 9.3). Genau das gleiche gilt in der 40° und 80° Handgelenksflexion für die Ulnarduktion (Tabelle 9.4 & 9.5).

Für die Flexion der MCP-Gelenke ist die Differenz zwischen dem Mittelfinger mit dem Ring- sowie Kleinfinger in 0° Handgelenksposition signifikant und zusätzlich zwischen dem MCP-Gelenk des Ringfingers mit dem Zeige- sowie Mittelfinger (Tabelle 9.3).

In 80° und 40° Handgelenksexension bei der Radialduktion ist nur der Unterschied zwischen dem MCP-Gelenk des Mittel- und Kleinfingers insignifikant (Tabelle 9.1 & 9.2).

In 0° Position des Handgelenks bei der Radialduktion ist der Unterschied zwischen allen einzelnen MCP-Gelenken signifikant (Tabelle 9.3).

In 40° und 80° Handgelenksflexion ist nur der Unterschied zwischen D3 und D5, sowie zwischen D4 und D5 für die Radialduktion insignifikant (Tabelle 9.4 & 9.5).

Der Unterschied, zwischen D2, D3 und D4 mit D5 für die Extension in 80° Handgelenksexension ist signifikant (Tabelle 9.1).

In 40° Extension des Handgelenks ist der Unterschied zwischen dem MCP-Gelenk des Zeigefingers mit dem MCP-Gelenk des Mittel- sowie Ringfingers für die Extension insignifikant (Tabelle 9.2).

Die Differenz der Extension ist zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und den des Zeige-, Mittel- und Ringfingers in 0° Handgelenksposition signifikant (Tabelle 9.3).

In 40° Handgelenksflexion ist der Unterschied nur zwischen dem MCP-Gelenk des Ring- und Kleinfingers für die Extension der MCP-Gelenke signifikant (Tabelle 9.4).

Der Unterschied in Extension zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und den des Ring- und Mittelfingers, ist signifikant.(Tabelle 9.4)

Die Differenz des Bewegungsumfangs, zwischen D2, D3 und D4 mit D5 in 80° Extension des Handgelenks ist signifikant (Tabelle 9.1)

In 40° Handgelenksextension ist der Unterschied des Bewegungsumfangs zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und denen des Zeige- und Ringfingers signifikant (Tabelle 9.2)

In 0° Position des Handgelenks ist der Unterschied im Bewegungsumfang zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und den des Mittel- und Zeigefingers signifikant (Tabelle 9.3)

Die Differenz des Bewegungsumfangs ist zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und den MCP-Gelenken des Zeige- und Ringfingers in 40° Handgelenksflexion, signifikant (Tabelle 9.4).

Der Unterschied in 80° Handgelenksflexion ist zwischen dem MCP-Gelenk des Kleinfingers und den des Mittel- sowie Ringfingers signifikant. (s. Tabelle 9.5)

Fingergrundgelenke in korrespondierenden Winkeln in Grad Flexion (-) Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Fläche
D2 80-D3 80	<i>0.068</i>	0.42	9.08E-05	0.32	0.40
D2 80-D4 80	0.01	0.47	4.4E-08	0.43	0.15
D2 80-D5 80	5.23E-06	0.14	0.0002	0.0002	1.51E-05
D3 80-D4 80	0.0002	0.49	9.02E-05	0.34	0.10
D3 80-D5 80	5.95E-08	0.1	0.22	0.002	0.001
D4 80-D5 80	2.75E-05	0.15	0.001	0.001	0.009

Tabelle 9.1 Vergleich zwischen den Fingergrundgelenke in korrespondierenden 80° Handgelenksextensionswinkeln. Fett markiert= Signifikante Unterschiede (Raw MaxRUD= Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF= Flexion in Grad, Raw MinRUD= Radialduktion in Grad, Raw MinEF= Extension in Grad, Fläche= Bewegungsumfang)

Fingergrundgelenke in korrespondierenden Winkeln in Grad Flexion (-) Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Fläche
D2 40-D3 40	0.3024	0.388	0.0002	0.24	0.26
D2 40-D4 40	<i>0.065</i>	<i>0.058</i>	3.69E-06	0.27	0.44
D2 40-D5 40	7.99E-06	0.35	0.0004	0.005	0.001
D3 40-D4 40	0.0014	<i>0.058</i>	2.1E-05	0.041	0.26
D3 40-D5 40	8.36E-09	0.46	0.38	0.022	0.09
D4 40-D5 40	1.71E-05	0.09	0.0037	0.002	0.001

Tabelle 9.2 Vergleich zwischen den Fingergrundgelenke in korrespondierenden 40° Handgelenksextensionswinkeln. Fett markiert= Signifikante Unterschiede (Raw MaxRUD= Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF= Flexion in Grad, Raw MinRUD= Radialduktion in Grad, Raw MinEF= Extension in Grad, Fläche= Bewegungsumfang)

Fingergrundgelenke in korrespondierenden Winkeln in Grad Flexion (-) Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Fläche
D2 0-D3 0	0.33	0.1	0.02	0.15	0.09
D2 0-D4 0	0.03	0.38	1.7E-09	0.38	0.12
D2 0-D5 0	9.2E-07	0.5	3.9E-06	0.04	0.008
D3 0-D4 0	0.02	0.047	2.6E-07	0.3	0.19
D3 0-D5 0	5.53E-06	0.03	0.001	0.04	0.03
D4 0-D5 0	0.0006	0.41	0.03	0.01	0.4

Tabelle 9.3 Vergleich zwischen den Fingergrundgelenke in korrespondierenden 0° Handgelenkspositionswinkeln. Fett markiert= Signifikante Unterschiede (Raw MaxRUD= Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF= Flexion in Grad, Raw MinRUD= Radialduktion in Grad, Raw MinEF= Extension in Grad, Fläche= Bewegungsumfang)

Fingergrundgelenke in korrespondierenden Winkeln in Grad Flexion (-) Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Fläche
D2 -40-D3 -40	0.37	0.26	1.13E-06	0.45	0.28
D2 -40-D4 -40	0.02	0.26	1.84E-07	0.21	0.22
D2 -40-D5 -40	9.6E-08	0.12	6.68E-06	0.09	0.002
D3 -40-D4 -40	0.002	0.46	0.0007	0.15	0.41
D3 -40-D5 -40	1.16E-07	0.08	0.24	0.13	0.065
D4 -40-D5 -40	0.0006	0.07	0.06	0.025	0.01

Tabelle 9.4 Vergleich zwischen den Fingergrundgelenke in korrespondierenden 40° Handgelenksflexionswinkeln. Fett markiert= Signifikante Unterschiede (Raw MaxRUD= Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF= Flexion in Grad, Raw MinRUD= Radialduktion in Grad, Raw MinEF= Extension in Grad, Fläche= Bewegungsumfang)

Fingergrundgelenke in korrespondierenden Winkeln in Grad Flexion (-) Extension (+)	Raw MaxRUD	Raw MaxEF	Raw MinRUD	Raw MinEF	Fläche
D2 -80-D3 -80	0.49	0.14	9.59E-07	0.12	0.13
D2 -80-D4 -80	0.02	0.015	2.94E-07	0.23	0.05
D2 -80-D5 -80	1.16E-08	0.38	8.84E-06	0.12	0.002
D3 -80- D4 -80	0.001	0.05	0.04	0.46	0.21
D3 -80-D5 -80	1.97E-09	0.34	0.4	0.05	0.045
D4 -80-D5 -80	3.67E-05	0.058	0.08	0.045	0.22

Tabelle 9.5 Vergleich zwischen den Fingergrundgelenke in korrespondierenden 80° Handgelenksextensionswinkeln. Fett markiert= Signifikante Unterschiede (Raw MaxRUD= Ulnarduktion in Grad, Raw MaxEF= Flexion in Grad, Raw MinRUD= Radialduktion in Grad, Raw MinEF= Extension in Grad, Fläche= Bewegungsumfang)

4. Diskussion

Eine detaillierte 3D-Bewegungsanalyse der MCP-Gelenke der Hand wurde bei gesunden Probanden durchgeführt. Diese führten nach Positionierung in einem Armhalter, aktive Flexions- und Extensionsbewegungen bei alternierender Radial- und Ulnarduktion in den MCP-Gelenken durch, sodass der gesamte Bewegungsumfang der Gelenke abgedeckt wurde. Das Handgelenk war währenddessen bei fünf verschiedenen Flexions- und Extensionspositionen fixiert um einerseits den vollständigen Bewegungsumfang der MCP-Gelenke abzubilden und andererseits die Abhängigkeit des Bewegungsumfanges von der Handgelenkposition darzustellen. Die Bewegungen wurden mit einem Bewegungsanalysesystem (Biometrics) gemessen, welches auf biaxialen Elektrogoniometern beruht. Um die maximalen Bewegungsumfänge der MCP-Gelenke zu berechnen, wurden die Bewegungsgrenzen aus den gemessenen Winkeldaten mit einem speziell erzeugten MatLab-Programm rekonstruiert und die Fläche innerhalb der Bewegungsgrenzen gemessen. Die Messung der MCP-Gelenkbeweglichkeit in einer derart detaillierten Form wurde bisher noch nicht unternommen.

4.1. Versuchsmethodik:

Das Handgelenk wurde in fünf verschiedenen Positionen bezüglich Extension/Flexion im Armhalter fixiert, jedoch in Neutralstellung bezüglich Ulnar- oder Radialduktion, da diese Position nur einen vernachlässigbar geringen Effekt auf die MCP-Gelenkbeweglichkeit hat (Li, 2002).

Die Messmethodik der Elektrogoniometrie hat sich für die derartige Studie zur Funktionsanalyse der Finger bewährt. Im Vergleich zu anderen Messmethoden, z.B. optoelektronischen, ist die Elektrogoniometrie flexibler in der Anwendung und geeignet zur Messung der Finger- und Handgelenkbeweglichkeit. Optoelektronische Messmethoden können bei Messung der Fingergelenkbeweglichkeit entscheidende Nachteile im vorliegenden Versuchsaufbau mit sich bringen. Bei optoelektronischen Verfahren werden lichtreflektive Marker auf die zu untersuchenden Fingerglieder (Mittelhandknochen und Grundglied) geklebt und diese durch mehrere statisch positionierte Kameras während des Bewegungsablaufs erfaßt. Hierbei können diese

Marker sehr leicht durch die übrigen Finger verdeckt werden und es kommt in der Folge zu einem unterbrochenen Sichtkontakt zwischen Kamerasystem und Markern (Hermsdörfer, 2002). In einem Versuch zur Messung der Fingergelenkbeweglichkeit bei der Präzisionsgriffbewegung zwischen Daumen und Zeigefinger war dies ein bereits identifiziertes technisches Problem und hätte in dem vorliegenden Versuchsaufbau den limitierenden Faktor dargestellt (Gehrmann et al., 2008, Hermsdörfer, 2002). Mit der für die Studie eigens konstruierten und optimierten Untersuchungsapparatur wären die lichtreflektierenden Marker, welche auf den Fingergliedern und der Mittelhand aufgeklebt worden wären, während der Bewegungsphase der Finger verdeckt worden. Eine weitere mögliche Fehlerquelle ist eine Überlagerung der Marker und dadurch schwierige Differenzierung der Markersignale durch das Kamerasystem.

Allerdings ist auch die Verwendung der elektrogoniometrischen Methode mit Problemen behaftet, welche im Folgenden erörtert werden. Bei Probanden mit ungenügender Fixierung der Meßsonden an den Fingern wurden teilweise unplausible Winkel gemessen, da die Meßsonden ihre stabile Fixierung am Grundglied verloren. Bei zunehmender Beugung des MCP-Gelenks kommt es durch synergistische Effekte (Tanaka et al., 2005, Lee et al., 2008) am PIP-Gelenk zu einer unwillkürlichen Beugung, die zu einer Dislokation der am Grundglied befestigten Sonden führen kann. Zur Vermeidung dieses Effekts haben Buford et al. im Rahmen einer *in-vitro*-Studie an Leichenhänden eine K-Drahtfixation der DIP- und PIP-Gelenke des untersuchten Zeigefingers unternommen. Dadurch wurde die synergistische Bewegung des PIP-Gelenks bei MCP-Gelenkbewegung reduziert. In der vorliegenden Studie war diese Lösung nicht möglich, da sie als *in-vivo*-Studie bei gesunden Probanden konzipiert wurde. Die Behebung des Messfehlers wurde durch das Belassen der DIP- und PIP-Gelenke ohne Fixierung in einer bestimmten Stellung bei gleichzeitiger Fixierung des Goniometerschenkels lediglich am Grundglied erzielt. Somit wurden die zusätzlichen Bewegungen der distal gelegenen Fingergelenke vom Sensor nicht erfaßt. Hierdurch konnte auch die maximale Flexion der MCP-Gelenke gemessen werden, welche erst bei maximaler Flexion des PIP-Gelenks beobachtet wird (Li, 2002, Lee et al., 2008, Kamper et al., 2002).

Das in der Studie angewandte Bewegungsmodell richtet sich nach dem Ort der Sensorposition, der angewandten Methodik zur Datenaufnahme und der idealisierten Form der Gelenke.

Die Sensorposition entspricht der Position zur Messung bei konventioneller Goniometrie. Die Datenaufnahme mit Elektrogoniometern ist eine andere Art, die Winkel abzulesen, entspricht aber der der Konventionellen. Die Form des Fingergrundgelenkes ist ein Kugelgelenk. Das entspricht nicht ganz der Realität, da das Krümmungsprofil des Caput ossis metacarpi ellipsoidal gestaltet ist (Tamai et al., 1988, Pahnke, 1987). Das heißt, die Art der Methode zur Messung der MCP-Gelenke ist durchaus vergleichbar mit der der konventionellen Goniometrie, sodass auch die Ergebnisse der Studie auf klinische Messungen übertragbar sind.

Die Probanden wurden unmittelbar vor der Datenerhebung angewiesen die erforderlichen Bewegungsabläufe zu trainieren, um eine Kollision der Grundphalanx mit der des Nachbarfingers zu vermeiden. Beim Ringfinger zeigte sich, dass dies aus anatomischen Gründen nicht möglich ist. Das Ringfingergrundgelenk fällt in der Breite zu dem Mittelfingergrundgelenk kleiner aus (Landsmeer, 1955a)(s. Anhang Abb. C). Die Datenlage hierzu ist jedoch bezüglich der Dimensionen unklar. Mit dem Training der Bewegungsabläufe wurde die Messgenauigkeit erhöht und das Bewegungsausmaß der MCP-Gelenke maximiert.

Ein zusätzliches Problem der Messmethodik durch Elektrogoniometrie ist eine mögliche Drehung der Goniometer um ihre Längsachse (Abbildung 2.3): Dabei kommt es zu hohen, fehlerhaften Abweichung bei der Messung der Hauptbewegungsachsen (Extension/Flexion, Radial/Ulnarabduktion). Dieser Effekt wurde vermieden, indem beide Goniometerschenkel streng dorsal an Mittelhand und Fingergrundglied platziert wurden. Hierdurch traten keine Drehungen entlang der Längsachse auf.

4.2. Aussagen über Beweglichkeit der Fingergrundgelenke

Die hohe Beweglichkeit der MCP-Gelenke ist abhängig von der Handgelenkposition. Der maximale Bewegungsumfang des Kleinfingers entspricht beinahe dem des Zeigefingers (lediglich 0,0001% größer). Er ist jedoch 5% größer als der des Mittelfingers und 43% größer als der des Ringfingers. Die Muskelkräfte

bestimmen wesentlich den Bewegungsumfang der MCP-Gelenke. Diese Muskelkräfte bestehen aus den kontraktile und elastischen Komponenten, welche im folgenden Abschnitt ausführlich erläutert werden.

Es finden sich bei der Muskulatur verschiedene Faktoren, die die Kraft bei Kontraktion und somit die Gelenkbeweglichkeit beeinflussen (Nordin and Frankel, 2001a). Hierzu gehören die Länge der aus Sarcomeren bestehenden Muskelfasern und die Länge des Hebelarms am jeweiligen Muskel (An et al., 1983, Herzog and Read, 1993, Koh and Herzog, 1998, Vaz et al., 2012, Morgan et al., 1991). Die Muskelkontraktion verursacht über eine Muskelverkürzung die Gelenkbewegung. Eine größere Muskelfaserlänge mit vielen in Kette geschalteten Sarcomeren verursacht eine größere Muskelverkürzung als eine kleinere Muskelfaserlänge mit weniger in Kette geschalteten Sarkomeren. Der Hebelarm des Muskels ist der senkrechte Abstand zwischen dem Muskel und dem Rotationszentrum. Dieser hängt von dem Ansatz des Muskels, sowie von dem Winkel zwischen den Linien des Muskelzugs und des Ansatzes des Muskels am betroffenen Glied ab. (Herzog and Read, 1993, Kuechle et al., 1997, Loren et al., 1996, Wilson et al., 1999) Ein kürzerer Hebelarm verursacht eine größere Winkelauslenkung des Gelenks (Koh and Herzog, 1998).

Die Kraft einer Muskelkontraktion ist die Funktion von Querverbindungen zwischen Aktin- und Myosinketten innerhalb eines Sarcomers (Hall, 2011). Aktin und Myosin sind die kontraktile Komponenten des Muskels. Die maximale Spannungskraft des Muskels findet statt, wenn alle Aktin- und Myosin- Ketten in der ganzen Länge des Sarcomers in Verbindung stehen. Dies kann als Ruhelänge des Muskels definiert werden (Elftman, 1966, Gordon et al., 1966, Rassier et al., 1999, Linscheid, 2002). Eine zusätzliche Verkürzung ergibt im Sarcomer eine Beeinträchtigung der Aktin-Ketten miteinander. Die Kontraktionskraft nimmt dadurch ab, da die Aktin-Kontaktseiten für die Myosin- Moleküle nicht zu besetzen sind.

In-vivo wird der Muskel in der Abwesenheit einer Kontraktion passiv gestreckt. Es besteht eine bestimmte Länge, wo der Muskel dieser Streckung widersteht (Hawkins and Bey, 1997). Bei zunehmender Streckung übt der Muskel einen größeren Zug gegen diese Streckung aus (sog. passive stretch)(Esteki and Mansour, 1996). Die Komponenten des Muskels, wie das Bindegewebe, die den Zug erzeugen, werden

parallel elastische Komponenten genannt (Fukashiro et al., 2006, Hawkins and Bey, 1997).

Die Interaktion der kontraktilen und der elastischen Komponenten ergeben die Längen-/ Spannungsverbindung, welche der Blix- Kurve entspricht (Blix, 1895). Wenn eine Muskelfaser passiv gestreckt wird, z.B. M. extensor digitorum communis bei Handgelenksflexion, dann wirkt sie ähnlich einem Gummiband, das rein aus elastischen Komponenten besteht. Je mehr sie gestreckt wird, desto größer ist die Spannungskraft (Anhang Abb. B). (Keir et al., 1996, Schmidt and Lanz, 1985, Hawkins and Bey, 1997, Gordon et al., 1966)

Bei der Ruhelänge der Fasern kann die maximale Spannung aufgebaut werden. Mit zusätzlicher Streckung der Fasern nimmt die Spannungskraft der aktiven kontraktilen Komponenten ab. Da die passiven elastischen Komponenten bei einer maximalen Handgelenksbeugung einen zusätzlichen Effekt auf der EDC-Sehne haben, kann dies eine größere totale Spannungskraft ergeben (Fung, 1967, Esteki and Mansour, 1996, Li, 2002). Wenn das Handgelenk in Flexionstellung fixiert ist, sind die Extensoren unter größerer passiver Spannung und ihre Länge wird auch vergrößert, damit die passive Kraft Richtung Extension, infolgedessen, maximal wird. In diesem Fall sind die Beugesehnen verkürzt, da ihre Länge reduziert wird und die Spannungskraft auf ihrem minimalen Punkt ist (Rassier et al., 1999, Fukashiro et al., 2006). Wo die passive Spannungskraft der Strecksehnen gleich mit der aktiven Kraft der Beugesehnen ist, befindet sich der Flexionslimit. Ab hier kann keine weitere Beugung durchgeführt werden.

Die Beweglichkeit der Fingergrundgelenke ist von der Handgelenksposition abhängig. Es finden sich jedoch deutliche Unterschiede bezüglich der Ausprägung dieses Effekts wieder, welche im folgenden Abschnitt erläutert werden.

Die Faktoren, welche die Beweglichkeit des Fingergrundgelenks beeinflussen, sind in intrinsische und extrinsische aufgeteilt. Die intrinsischen Faktoren bestehen aus Bändern, Knorpelflächen, Gelenkkapseln, Nachbargelenkflächen und den kurzen Handmuskeln, wie z.B. Mm. interossei und der lumbrikalen Muskulatur. Zu den extrinsischen Faktoren gehören die Muskeln, die das MCP-Gelenk sowie das Handgelenk überqueren, also die Mm. extensor digitorum communis, flexor superficialis und profundus, extensor indicis proprius und extensor digiti

quinti/minimi (Knutson et al., 2000)(Fung, 1967, Muzykewicz et al., 2013, Li et al., 2000).

In dieser Studie konnte nachgewiesen werden, dass der maximale Bewegungsumfang bei allen MCP-Gelenken sich in der Neutralstellung des Handgelenks befindet. In dieser Handgelenksposition überwiegen die intrinsischen Faktoren, während die extrinsischen Strukturen entspannter sind (Knutson et al., 2000)(Keir et al., 1996, Muzykewicz et al., 2013). Die Flexion und Extension der MCP-Gelenke wird hier stark von den intrinsischen Muskeln mitbestimmt. Laut Buford et al. 2005 liegt der Anteil der intrinsischen Muskeln am Flexionsdrehmoment des Zeigefingergrundgelenks bei 24%. 22% entfallen auf die Mm. interossei und 2% auf die lumbrikale Muskulatur. Obwohl die intrinsische Muskulatur einen stärkeren Einfluss auf das Zeigefingergrundgelenk hat als auf die restlichen MCP-Gelenke, da die Spannungsfraktion höher als bei den restlichen Fingergrundgelenke ist (Buford et al., 2005), zeigen die restlichen Fingergrundgelenke durch die Verbindung der FDP-Sehnen einen ähnlichen Bewegungsumfang(Ranney and Wells, 1988, Buford et al., 2005, Muzykewicz et al., 2013).

Beim Zeige- und Mittelfinger hat sich gezeigt, dass die signifikanten Unterschiede in der MCP-Gelenkbeweglichkeit bei den extremen Handgelenkspositionen (Flexion und Extension) zu finden sind. Zwischen den Handgelenkspositionen in 40° Handgelenksflexion oder -extension und der Neutralstellung gab es keine große Abweichung und die Werte blieben relativ homogen. Das bestätigt die Theorie von Knutson et al., wonach in extremen Handgelenkswinkeln die sogenannten extrinsischen Faktoren des MCP-Gelenks eine größere Rolle als die intrinsischen spielen(Knutson et al., 2000, Li et al., 2000, Li et al., 2001).

Knutson et al untersuchten die Kraft der Zeigefinger von insgesamt acht Probanden (6 Männer und 2 Frauen). Ein Messgerät wurde konstruiert, welches das passive Drehmoment des rotierenden Finger ausmisst. Das Drehmoment wurde von einem Messinstrument ermittelt und die Winkelverschiebung von einem Potentiometer simultan gemessen. Das Bewegungsausmaß wurde durch einen Endschalter beschränkt, der die Richtung der Fingerrotation umkehrte. Die interphalangealen Gelenke wurden in Extension geschient und die restlichen Finger so fixiert, dass eine

freie Extension/Flexion des Zeigefingergrundgelenks möglich war. Das Handgelenk wurde ebenfalls in einem Armhalter fixiert und in 20° Steigerungsschritten sukzessiv in unterschiedliche Positionen, von 60° Extension bis 60° Flexion bewegt. Sowohl die Rotationskraft als auch der MCP-Gelenkwinkel wurden während der Zeigefingergrundgelenksbewegung durchgehend aufgezeichnet. Der Einfluss der intrinsischen und extrinsischen Komponenten auf das MCP-Gelenk wurden anschließend für die jeweilige Grundgelenksstellung mittels einer EMG-gestützten Formel quantitativ bestimmt. Anschließend wurde für die oben genannten Handgelenkspositionen der Anteil der intrinsischen und extrinsischen Komponenten an den MCP-Gelenkextensions- und flexionsgrenzen (Endextension und -flexion) ausgerechnet. Der Anteil der Kraft am MCP-Gelenk des Zeigefingers bei maximaler Extension und 60° Extension im Handgelenk beträgt 94% für die extrinsischen Faktoren und reduziert sich auf nur 14% bei 60° Flexion im Handgelenk. Bei maximaler Flexionsstellung im MCP-Gelenk war der extrinsische Einfluss mit 40% in 60° Handgelenkextensionsstellung und 88% in 60° Handgelenksflexionsstellung zu beziffern. Das bestätigen noch weitere Ergebnisse von Hu et al. (Hu et al., 2014). Die Kräfte in den intrinsischen Muskulatur reduzieren sich von 21% bis zu 66%, wenn der Apparat der Extensoren, insbesondere in Endflexion der MCP-Gelenke, mitbeteiligt wird. Daraus lässt sich ableiten, dass die extrinsischen Faktoren die Grenzen der MCP-Gelenkflexion/-extension wesentlich determinieren.

Tanaka et al. untersuchten in einer in-vitro Studie die Kraft der FDP-Sehne in Zone 2 nach Kleinert (Bereich von Mittelphalanx an der Insertion der Beugesehne des M. flexor digitorum superficialis bis A1-Ringband des Fingers). Hierbei wurde speziell auf die Korrelation zu den unterschiedlichen DIP- und PIP-Gelenksstellung im Zeigefinger und des Handgelenks während passiver MCP- Gelenksmanipulationen geachtet. Die MCP-Gelenkposition wurde mit Hilfe einer 2D-Bewegungsanalyse und unter Verwendung von lichtreflektiven Markern auf der radialen Seite des Zeigefingers ausgemessen. Die erste Gruppe der Leichenfinger wurde in DIP- und PIP- Gelenkflexion mit dem Handgelenk in 30° und 60° Flexion untersucht, außerdem in 0° und 30° sowie 60° Extension. Die zweite Gruppe der Leichenfinger wurde in DIP- und PIP- Gelenkextension mit dem Handgelenk in den schon oben genannten Positionen untersucht. Der Bewegungsumfang der MCP-Gelenke wurde in der Extension/ Flexion-Ebene in Korrelation mit der Kraft des FDP gemessen. Die

Hand- sowie die Fingergrundgelenkpositionen hatten einen signifikanten Effekt auf der Kraft der FDP- Sehne in dieser Studie. Bei 60° Flexionsstellung im Handgelenk war die Spannungskraft der Sehne deutlich geringer als in Extensionsstellung im Handgelenk. Der Höhepunkt der Spannungskraft der FDP- Sehne lag vor, wenn das Handgelenk in 60° Extension positioniert war und wenn die DIP- und PIP- Gelenke extendiert waren. Die Spannungskraft der Sehne des M. flexor digitorum profundus (FDP) ist am geringsten bei Flexion im MCP- und Handgelenk (Tanaka et al., 2005, Greenwald et al., 1994, Kursa et al., 2006), sodass man von einem sogenannten synergistischen Effekt der beiden Gelenke spricht (Kamper et al., 2002, Tubiana et al., 1989). Das erklärt zusätzlich, warum die maximale Fingergrundgelenkflexion in der vorliegenden Arbeit in den Zeige-, Mittel- und Ringfingern zwischen 40° und 80° Handgelenkextension lag. Das gilt jedoch nicht in gleicher Weise für den Kleinfinger. Hierzu gibt es keine experimentellen Studien, die den Effekt ausreichend erklären. Eine mögliche Erklärung ist, dass die Abwinkelung der FDP- Sehne im Karpaltunnel diesen Effekt zunichte machen könnte (Keir and Wells, 1999).

Dass in unserer Studie die maximale Extension des MCP-Gelenks des Zeigefingers bei 80° Handgelenkflexion liegt, beruht auf der erhöhten Spannung des stärksten Extensor, dem M. extensor digitorum communis, welcher das MCP-Gelenk in Extensionsstellung zieht. Infolgedessen wird eine maximale Extension des MCP-Gelenks des Zeigefingers ermöglicht (siehe auch hierzu (Li, 2002, Zhao et al., 2002)).

In unserer Studie wurden bei maximaler Handgelenkflexion im Zeige- und Mittelfingergrundgelenk die minimalen Werte für die Radialduktion nachgewiesen. Diese Beobachtung wird auch durch anatomische Studien gestützt (Gratzer et al., 2001, Bade et al., 1994). In ulnarer Richtung wirken auf den Zeige- und Mittelfinger im jeweiligen MCP-Gelenk bei Flexion bestimmte, nach ulnar orientierte Kraftvektoren ein. Der Bänder-, Beuge- und Strecksehnenapparat, auch Zancolli-Komplex genannt, gibt auf der radialen Seite derart nach, dass eine weitere Handgelenkflexion zu einer größeren Kraftenfaltung der Beugesehnenscheide nach ulnar führt (Gratzer et al., 2001, Muzykewicz et al., 2013, Linscheid, 2002).

Außerdem zeigt sich der Effekt einer insgesamt reduzierten Radial- und Ulnarduktion bei maximaler Handgelenksflexion im Zeige- und Mittelfingergrundgelenk. Dies kann einfach dadurch erklärt werden, dass die Seitenbänderlaxizität von 0° bis 90° Handgelenksflexion im Zeigefingergrundgelenk und von 30° bis 90° Handgelenksflexion im Mittelfingergrundgelenk abnimmt (Lutsky et al., 2014, Werner et al., 2003). Dieser Effekt wird in dem repräsentativen Bewegungsumfang der MCP-Gelenke (siehe Kapitel Ergebnisse, Schemen 1-4) nachgewiesen, wo die Ulnar- und Radialduktion bei der zunehmenden MCP-Gelenkflexion der Zeige- und Mittelfingers reduziert ist. In den MCP-Gelenken des Ring- und Kleinfingers wird dieser Effekt (Schemen 3 und 4) nicht in gleicher Weise beobachtet. Die Laxizität der Kollateralbänder am Ring- und Kleinfinger bleibt hier weitgehend in allen Handgelenkspositionen unverändert (Werner et al., 2003).

In unserer Studie wurde für die Ulnarduktion des MCP-Gelenks in den Mittel- und Ringerfingern die niedrigste Ausprägung aufgezeichnet. Eine mögliche Erklärung für diesen Effekt ist, dass das Ligamentum metacarpale superficiale das übermäßige Abspreizen der Grundphalangen in den MCP-Gelenken verhindert. In anatomischen Studien wurde nachgewiesen, dass die Breite der Bänder von Zeige- zum Ringfinger zunimmt und hier eine mechanische Bewegungseinschränkung, besonders in Mittel- und Ringfingern verursachen könnte (Gonzalez, 2006, Weis-Walter, 1989).

Außerdem verhindert beim MCP-Gelenk des Ringfingers zusätzlich die Position des benachbarten, größeren Metakarpalkopf des Mittelfingers die Radialduktion (Tamai et al., 1988)(s. Abb. C, Anhang). Dadurch wird das Bewegungsausmaß des MCP-Gelenks des Ringfingers deutlich reduziert. Weiterhin kann die geringe Radialduktion des Ringfingers dadurch erklärt werden, dass eine Kollision mit der Grundphalax des Mittelfingers nicht zu vermeiden war. Auch muskulär lässt sich der Effekt erklären: die Radialduktion des MCP-Gelenks des Ringfingers wird nur durch einen einfach gefiederten Muskel (M. interosseus palmaris) vermittelt. Die Ulnarduktion wiederum durch einen kräftigeren, zweifach gefiederten Muskel (M. interosseus dorsalis). Vice versa besteht für den Zeigefinger, durch die Symmetrie der Interosseusmuskulatur zum Mittelfinger, der gleiche Effekt für die eingeschränkte Ulnarduktion im Vergleich zu der Radialduktion des MCP-Gelenks des Zeigefingers (Gausepohl et al., 1998, Nordin and Frankel, 2001b, Landsmeer,

1955b). Weiterhin liegt keine anatomische knöchernen Struktur radial des Zeigefingers, welche die Radialduktion des MCP- Gelenks einschränkt.(s. Anhang, Abb. D)

Der Gesamtbewegungsumfang der MCP-Gelenke ist minimal, wenn das Handgelenk bei 80° extendiert ist. Die Spannung der palmaren extrinsischen Faktoren und insbesondere des FDP bei einer Handgelenksexension von 80° verursachen eine eingeschränkte Beweglichkeit der MCP-Gelenke(Keir et al., 1996). In dem oben genannten Vorgang ist die Sehne des EDC entspannt, jedoch ist die dorsale extrinsische Muskulatur (EDC) rigider als die palmare (FDP)(Schmidt and Lanz, 1985, Wright, 1962, Keir et al., 1996, Knutson et al., 2000, Esteki and Mansour, 1996).

Der maximale Bewegungsumfang sowie die maximale Ulnarduktion und Extension der MCP-Gelenke befinden sich im Kleinfinger. Der maximale Bewegungsumfang des Kleinfingers entspricht beinahe dem des Zeigefingers (nur 0,0001% größer). Er ist jedoch 5% größer als der des Mittelfingers und 43% größer als der des Ringfingers. Dieser hohe Bewegungsumfang des Kleinfingers im Vergleich zu den übrigen Fingern ist vor allem der ausgeprägten Ulnarduktion, sowie der Extension zuzuschreiben.

Die maximale Ulnarduktion kann durch den Zug der Sehne des kräftigen M. abduktor digiti quinti (oder minimi) nach ulnar begründet werden. Ferner spielt hier der EDQ aufgrund seiner zusätzliche Funktion, den Kleinfinger zu abduzieren eine Rolle (Blacker et al., 1976, van Aaken et al., 2011). Weiterhin liegt keine knöchernen anatomische Struktur ulnar des MCP-Gelenks des Kleinfingers, welche die Ulnarduktion begrenzt. Die Beweglichkeit des MCP-Gelenks des Kleinfingers nach ulnar wird eigentlich nur durch das nach ulnar stärker ausgezogene Tuberculum articulare (Koebke and Stümpel, 1981, Hakstian and Tubiana, 1967), die Kapsel, das Ligamentum metacarpale transversum profundum und superficialis, sowie die intrinsische Muskulatur auf der radialen Seite (Mm. lubricale, Mm. interossei) eingeschränkt (Muzykewicz et al., 2013).

Die hohe Extensionsfähigkeit des MCP-Gelenks des Kleinfingers resultiert aus der größeren Länge der Muskelfasern des M. extensor digiti minimi im Vergleich zu der des M. extensor indicis proprius (Lieber et al., 1992, Hirai et al., 2001, Kociolek and

Keir, 2011). Desweiteren hat der EDQ durch die am Kleinfinger vorliegende geringere Fingerlänge einen kürzeren Hebelarm (Friden and Lieber, 1998, Hirai et al., 2001, Park et al., 2003), sodass dies eine ausgedehntere Extensionsfähigkeit (siehe Abbildung B Blix- Curve) durch die höheren Spannungskräfte (kontraktile und elastische Elemente), insbesondere bei Handgelenksflexion, verursacht. Ferner besteht der EDQ aus zwei Sehnen, welche anscheinend eine verstärkte Extension ergeben (von Schroeder and Botte, 1995, Zilber and Oberlin, 2004, Hirai et al., 2001, Celik et al., 2008). Dieser hohe Bewegungsumfang des MCP-Gelenks des Kleinfingers ermöglicht funktionell den Grobgriff (Hume et al., 1990, Hayashi and Shimizu, 2013, Mentzel et al., 2011, MacDermid et al., 2004).

4.3 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Studie gelang es, eine detaillierte Bewegungsanalyse der MCP-Gelenke von Zeige- bis Kleinfinger durchzuführen. Die Untersuchung berücksichtigt erstmals auch den Einfluss der Handgelenksstellung auf das Bewegungsausmaß der MCP-Gelenke.

Der höchste Bewegungsumfang aller MCP-Gelenke war beim Kleinfinger zu finden (Extension 28°, Flexion 80°, Radialduktion 14°, Ulnarduktion 51°). Er ist jedoch nur unwesentlich größer (0,0001%) als der des Zeigefingers. Die geringste Beweglichkeit aller MCP-Gelenke lag vor, wenn das Handgelenk in einer stark extendierten Position (80°) gehalten wurde. Der maximale Gesamtbewegungsumfang hingegen befand sich in Neutralstellung des Handgelenks. Die maximale Flexion der MCP-Gelenke lag in der vorliegenden Arbeit in den Zeige-, Mittel- und Ringfingern zwischen 40° und 80° Handgelenksextension. Weiterhin lag die maximale Extension der MCP-Gelenke der Zeige-, Ring- und Kleinfinger bei 80° Handgelenksflexion. Die Extensions- und Flexionswerte unterschieden sich zwischen den Fingern nur geringfügig, insbesondere bei extremen Handgelenkpositionen. Jedoch unterschieden sich die Bewegungen wesentlich in der Radial- und Ulnarduktion. Hier wiesen der Ringfinger die geringste und der Kleinfinger die höchste Ulnarduktion im Vergleich zu den übrigen Fingern auf.

Die vorliegende Studie kann als Grundlage zur Beurteilung der Auswirkungen verschiedener Verletzungen oder degenerativer Prozesse auf die Funktion der MCP-Gelenke dienen. Die Ergebnisse können außerdem als Referenz zur Begutachtung der Gelenkfunktion verwendet werden, insbesondere bei Zuständen, bei denen die Beweglichkeit aufgrund starker Abweichungen sowohl der MCP-Gelenke, als auch der Handgelenke eingeschränkt ist. Bewegungseinschränkungen oder fixierte Stellungen im Handgelenk beeinflussen die Beweglichkeit der MCP-Gelenke. Zur klinischen Messung der Beweglichkeit der MCP-Gelenke sollte stets eine standardisierte Handgelenkposition nahe der Neutralstellung eingehalten werden, da es andernfalls zu hohen Messabweichungen kommen kann. Aus diesem Grund können die Ergebnisse in der vorliegenden Studie als Referenz verwendet werden.

5. Zusammenfassung

Die Fingergrundgelenke verfügen über einen hohen Bewegungsumfang, welcher von der Handgelenkstellung beeinflusst wird. Neben dynamischen Effekten zwischen Hand- und Fingergrundgelenken können statische Positionen des Handgelenks den maximalen Bewegungsumfang der Grundgelenke mindern. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war, den maximal möglichen aktiven Bewegungsumfang der Fingergrundgelenke bei unterschiedlichen statischen Positionen des Handgelenks zu ermitteln. Eine 3D-Bewegungsanalyse der Fingergrundgelenke wurde bei einunddreißig gesunden Probanden durchgeführt. Die Probanden führten aktive Flexions- und Extensionsbewegungen bei alternierenden Radial- und Ulnarduktionen der Fingergrundgelenke (Zeige- bis Kleinfinger) aus, wodurch der gesamte Bewegungsumfang der Grundgelenke abgedeckt wurde. Das Handgelenk war währenddessen in fünf verschiedenen Positionen von 80° Flexion bis 80° Extension fixiert. Die Bewegungen der Fingergrundgelenke wurden dabei mit einem Bewegungsanalysesystem gemessen, welches auf biaxialen Elektrogoniometern beruht. Um die maximalen Bewegungsumfänge der Fingergrundgelenke zu berechnen, wurden die Bewegungsgrenzen aus den gemessenen Winkeldaten mit einem speziell erzeugten MatLab-Programm rekonstruiert. Der höchste Bewegungsumfang aller Fingergrundgelenke war am Kleinfinger zu finden (Extension 28°, Flexion 80°, Radialduktion 14°, Ulnarduktion 51°), gefolgt von dem des Zeigefingers (0,0001% kleiner), des Mittel- und des Ringfingers (5% bzw. 43% kleiner). Die geringste Beweglichkeit der Fingergrundgelenke lag vor, wenn das Handgelenk bei 80° extendiert war. Die Extensions- und Flexionswerte unterschieden sich zwischen den Fingern nur geringfügig, insbesondere bei extremen Handgelenkpositionen. Wesentlich stärker unterschieden sich die Bewegungen jedoch in Ulnarduktion, hier wies der Ringfinger die geringste und der Kleinfinger die höchste Ulnarduktion auf. Die vorliegende Arbeit dient als Grundlage für ein besseres Verständnis der Auswirkungen verschiedener Verletzungen oder degenerativer Prozesse auf die Fingergrundgelenkbeweglichkeit. Die Ergebnisse können auch als normative Werte zur Begutachtung von Patienten mit Bewegungseinschränkungen der Fingergrundgelenke herangezogen werden.

Literatur

- ALEKSANDROWICZ, R., PAGOWSKI, S. & SEYFRIED, A. 1974. Anatomic-geometric and kinematic analysis of the metacarpo-phalangeal articulation of the III digit of human hand. *Folia Morphol (Warsz)*, 33, 353-61.
- AN, K. N., UEBA, Y., CHAO, E. Y., COONEY, W. P. & LINSCHIED, R. L. 1983. Tendon excursion and moment arm of index finger muscles. *J Biomech*, 16, 419-25.
- BADE, H., SCHUBERT, M. & KOEBKE, J. 1994. Functional morphology of the deep transverse metacarpal ligament. *Ann Anat*, 176, 443-50.
- BIOMETRICS, L. *Analysis Software* [Online]. UK. Available: <http://www.biometricsltd.com/analysis.htm> [Accessed 29.12.2013 2013].
- BIOMETRICS, L. *DataLINK DLK900* [Online]. UK. Available: <http://www.biometricsltd.com/datalink.htm> [Accessed 29.12.2013 2013].
- BIOMETRICS, L. *Twin Axis Goniometers SG65, SG75, SG110, SG110/A, SG150, SG150/B* [Online]. UK. Available: <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm> [Accessed 29.12.2013 2013].
- BLACKER, G. J., LISTER, G. D. & KLEINERT, H. E. 1976. The abducted little finger in low ulnar nerve palsy. *J Hand Surg Am*, 1, 190-6.
- BLIX, M. 1895. Die Lange und die Spannung des Muskels. *Skand Arch Physiol*, 5, 150-172.
- BUFORD, W. L., JR., KOH, S., ANDERSEN, C. R. & VIEGAS, S. F. 2005. Analysis of intrinsic-extrinsic muscle function through interactive 3-dimensional kinematic simulation and cadaver studies. *J Hand Surg Am*, 30, 1267-75.
- CELIK, S., BILGE, O., PINAR, Y. & GOVSA, F. 2008. The anatomical variations of the extensor tendons to the dorsum of the hand. *Clin Anat*, 21, 652-9.
- COOK, J. R., BAKER, N. A., CHAM, R., HALE, E. & REDFERN, M. S. 2007. Measurements of wrist and finger postures: a comparison of goniometric and motion capture techniques. *J Appl Biomech*, 23, 70-8.
- ELFTMAN, H. 1966. Biomechanics of muscle with particular application to studies of gait. *J Bone Joint Surg Am*, 48, 363-77.
- ESTEKI, A. & MANSOUR, J. M. 1996. An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment. *J Biomech*, 29, 443-50.

- FICK, R. 1904. Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung des bewegenden Muskeln 1. Teil. *Handbuch der Anatomie des Menschen* Jena: Fischer G.
- FRIDEN, J. & LIEBER, R. L. 1998. Evidence for muscle attachment at relatively long lengths in tendon transfer surgery. *J Hand Surg Am*, 23, 105-10.
- FUKASHIRO, S., HAY, D. C. & NAGANO, A. 2006. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *J Appl Biomech*, 22, 131-47.
- FUNG, Y. C. 1967. Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am J Physiol*, 213, 1532-44.
- GAUSEPOHL, T., KOEBKE, J., PENNIG, D. & THIEL, J. 1998. [Changes in the form of the interosseous hood during extension and flexion of the metacarpophalangeal joint]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 30, 220-5.
- GEHRMANN, S., TANG, J., KAUFMANN, R. A., GOITZ, R. J., WINDOLF, J. & LI, Z. M. 2008. Variability of precision pinch movements caused by carpal tunnel syndrome. *J Hand Surg Am*, 33, 1069-75.
- GONZALEZ, N. J. 2006. *Neuere Untersuchungen der Fasertexturen am palmodigitalen Übergang* Doktorarbeit, Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.
- GORDON, A. M., HUXLEY, A. F. & JULIAN, F. J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, 184, 170-92.
- GRATZER, J., VOKT, C. A. & BRENNER, P. 2001. [Morphological and functional interface between palmar plates of metacarpophalangeal joints and intrinsic muscles of the hand]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 33, 299-309.
- GREENWALD, D., SHUMWAY, S., ALLEN, C. & MASS, D. 1994. Dynamic analysis of profundus tendon function. *J Hand Surg Am*, 19, 626-35.
- HAKSTIAN, R. W. & TUBIANA, R. 1967. Ulnar deviation of the fingers. The role of joint structure and function. *J Bone Joint Surg Am*, 49, 299-316.
- HALL, J. E., PH.D 2011. Contraction of Skeletal Muscle. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. 12th ed.: W.B. Saunders, an imprint of Elsevier Inc.

- HAWKINS, D. & BEY, M. 1997. Muscle and tendon force-length properties and their interactions in vivo. *J Biomech*, 30, 63-70.
- HAYASHI, H. & SHIMIZU, H. 2013. Essential motion of metacarpophalangeal joints during activities of daily living. *J Hand Ther*, 26, 69-73; quiz 74.
- HERMSDÖRFER, J. 2002. Vorschlag einer standardisierten Untersuchung. *Bewegungsmessung zur Analyse von Handfunktionen*. . BOOKS ON DEMAND GMBH.
- HERZOG, W. & READ, L. J. 1993. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat*, 182 (Pt 2), 213-30.
- HIRAI, Y., YOSHIDA, K., YAMANAKA, K., INOUE, A., YAMAKI, K. & YOSHIZUKA, M. 2001. An anatomic study of the extensor tendons of the human hand. *J Hand Surg Am*, 26, 1009-15.
- HU, D., HOWARD, D. & REN, L. 2014. Biomechanical Analysis of the Human Finger Extensor Mechanism during Isometric Pressing. *PLoS One*, 9, e94533.
- HUME, M. C., GELLMAN, H., MCKELLOP, H. & BRUMFIELD, R. H., JR. 1990. Functional range of motion of the joints of the hand. *J Hand Surg Am*, 15, 240-3.
- KAMPER, D. G., GEORGE HORNBY, T. & RYMER, W. Z. 2002. Extrinsic flexor muscles generate concurrent flexion of all three finger joints. *J Biomech*, 35, 1581-9.
- KATAOKA, T., MORITOMO, H., MIYAKE, J., MURASE, T., YOSHIKAWA, H. & SUGAMOTO, K. 2011. Changes in shape and length of the collateral and accessory collateral ligaments of the metacarpophalangeal joint during flexion. *J Bone Joint Surg Am*, 93, 1318-25.
- KEIR, P. J. & WELLS, R. P. 1999. Changes in geometry of the finger flexor tendons in the carpal tunnel with wrist posture and tendon load: an MRI study on normal wrists. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14, 635-45.
- KEIR, P. J., WELLS, R. P. & RANNEY, D. A. 1996. Passive properties of the forearm musculature with reference to hand and finger postures. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11, 401-409.

- KNUTSON, J. S., KILGORE, K. L., MANSOUR, J. M. & CRAGO, P. E. 2000. Intrinsic and extrinsic contributions to the passive moment at the metacarpophalangeal joint. *J Biomech*, 33, 1675-81.
- KOCIOLEK, A. M. & KEIR, P. J. 2011. Modelling tendon excursions and moment arms of the finger flexors: anatomic fidelity versus function. *J Biomech*, 44, 1967-73.
- KOEBKE, J. & STÜMPEL, E. 1981. Untersuchungen zu einer Funktionsanalyse der Metacarpophalangealgelenke II - V der menschlichen Hand. *Verh Anat Ges*, 75, 275-276.
- KOH, T. J. & HERZOG, W. 1998. Increasing the moment arm of the tibialis anterior induces structural and functional adaptation: implications for tendon transfer. *J Biomech*, 31, 593-9.
- KRINGS, S. 2011. *Mathematische Modellierung der Beweglichkeit des Handgelenks*. Bachelor, Heinrich Heine Universität Düsseldorf.
- KUECHLE, D. K., NEWMAN, S. R., ITOI, E., MORREY, B. F. & AN, K. N. 1997. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. *J Shoulder Elbow Surg*, 6, 429-39.
- KURSA, K., LATTANZA, L., DIAO, E. & REMPEL, D. 2006. In vivo flexor tendon forces increase with finger and wrist flexion during active finger flexion and extension. *J Orthop Res*, 24, 763-9.
- LANDSMEER, J. M. 1955a. Anatomical and functional investigations on the articulation of the human fingers. *Acta Anat Suppl (Basel)*, 25, 1-69.
- LANDSMEER, J. M. 1955b. [The metacarpophalangeal joints and the insertion of the interosseous muscles]. *Ned Tijdschr Geneesk*, 99, 2689-90.
- LEE, S. W., CHEN, H., TOWLES, J. D. & KAMPER, D. G. 2008. Effect of finger posture on the tendon force distribution within the finger extensor mechanism. *J Biomech Eng*, 130, 051014.
- LI, Z. M. 2002. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *J Hand Surg Am*, 27, 886-96.
- LI, Z. M., ZATSIORSKY, V. M. & LATASH, M. L. 2000. Contribution of the extrinsic and intrinsic hand muscles to the moments in finger joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15, 203-11.

- LI, Z. M., ZATSIORSKY, V. M. & LATASH, M. L. 2001. The effect of finger extensor mechanism on the flexor force during isometric tasks. *J Biomech*, 34, 1097-102.
- LIEBER, R. L., JACOBSON, M. D., FAZELI, B. M., ABRAMS, R. A. & BOTTE, M. J. 1992. Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer. *J Hand Surg Am*, 17, 787-98.
- LINSCHIED, R. L. 2002. Historical perspective of finger joint motion: the hand-me-downs of our predecessors. The Richard J. Smith Memorial Lecture. *J Hand Surg Am*, 27, 1-25.
- LOREN, G. J., SHOEMAKER, S. D., BURKHOLDER, T. J., JACOBSON, M. D., FRIDEN, J. & LIEBER, R. L. 1996. Human wrist motors: biomechanical design and application to tendon transfers. *J Biomech*, 29, 331-42.
- LUTSKY, K., MATZON, J., WALINCHUS, L., ROSS, D. A. & BEREDJIKLIAN, P. 2014. Collateral Ligament Laxity of the Finger Metacarpophalangeal Joints: An In Vivo Study. *J Hand Surg Am*.
- MACDERMID, J. C., LEE, A., RICHARDS, R. S. & ROTH, J. H. 2004. Individual finger strength: are the ulnar digits "powerful"? *J Hand Ther*, 17, 364-7.
- MENTZEL, M., APIC, G., WACHTER, N. J., BAUKNECHT, S., GULKIN, D. & GULKE, J. 2011. [Assessment of force patterns of different primary grips through dynamic force measurement using a sensor glove]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 43, 155-61.
- MINAMI, A., AN, K. N., COONEY, W. P., 3RD, LINSCHIED, R. L. & CHAO, E. Y. 1984. Ligamentous structures of the metacarpophalangeal joint: a quantitative anatomic study. *J Orthop Res*, 1, 361-8.
- MINAMI, A., AN, K. N., COONEY, W. P., 3RD, LINSCHIED, R. L. & CHAO, E. Y. 1985. Ligament stability of the metacarpophalangeal joint: a biomechanical study. *J Hand Surg Am*, 10, 255-60.
- MORGAN, D. L., CLAFLIN, D. R. & JULIAN, F. J. 1991. Tension as a function of sarcomere length and velocity of shortening in single skeletal muscle fibres of the frog. *J Physiol*, 441, 719-32.
- MUZYKEWICZ, D. A., ARNET, U., LIEBER, R. L. & FRIDEN, J. 2013. Intrinsic hand muscle function, part 2: kinematic comparison of 2 reconstructive procedures. *J Hand Surg Am*, 38, 2100-2105 e1.

- NORDIN, M. & FRANKEL, V. H. 2001a. Biomechanics of the skeletal muscle. *In*: BUTLER, J. (ed.) *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. . 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- NORDIN, M. & FRANKEL, V. H. 2001b. Biomechanics of the wrist and Hand. *In*: BUTLER, J. (ed.) *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. . 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- PAGOWSKI, S. & PIEKARSKI, K. 1977. Biomechanics of metacarpophalangeal joint. *J Biomech*, 10, 205-9.
- PAHNKE, J. W. 1987. *Über die Articulationes metacarpophalangeales und interphalangeales der menschlichen Hand*. Med. Inaug.-Diss., Bayerische Julius-Maximilians-Universität.
- PARK, A. E., FERNANDEZ, J. J., SCHMEDDERS, K. & COHEN, M. S. 2003. The Fibonacci sequence: relationship to the human hand. *J Hand Surg Am*, 28, 157-60.
- RANNEY, D. & WELLS, R. 1988. Lumbrical muscle function as revealed by a new and physiological approach. *Anat Rec*, 222, 110-4.
- RASSIER, D. E., MACINTOSH, B. R. & HERZOG, W. 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol (1985)*, 86, 1445-57.
- SCHMIDT, H. M. & LANZ, U. 1985. [Glide amplitude of flexor and extensor tendons of the fingers of the human hand]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*, 17, 307-13.
- SCHMIDT, H. M. & LANZ, U. 2003. Übergang Hohlhand- Finger. *Chirurgische Anatomie der Hand*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- SHIINO, K. 1925. Einiges über die anatomischen Grundlagen der Greifbewegungen. *Z Anat Entwickl.-Gesch.*, 344-362.
- TAMAI, K., RYU, J., AN, K. N., LINSCHIED, R. L., COONEY, W. P. & CHAO, E. Y. 1988. Three-dimensional geometric analysis of the metacarpophalangeal joint. *J Hand Surg Am*, 13, 521-9.
- TANAKA, T., AMADIO, P. C., ZHAO, C., ZOBITZ, M. E. & AN, K. N. 2005. Flexor digitorum profundus tendon tension during finger manipulation. *J Hand Ther*, 18, 330-8; quiz 338.
- TUBIANA, R., MILLER, H. W. T. & REED, S. 1989. Restoration of wrist extension after paralysis. *Hand Clin*, 5, 53-67.

- VAN AAKEN, J., ZHU, J., FASEL, J. H. & BEAULIEU, J. Y. 2011. Investigation of radialization and rerouting of the extensor digiti minimi (EDM) in the abduction deformity of the little finger: a cadaver study. *Hand (N Y)*, 6, 202-5.
- VAZ, M. A., DE LA ROCHA FREITAS, C., LEONARD, T. & HERZOG, W. 2012. The force-length relationship of the cat soleus muscle. *Muscles Ligaments Tendons J*, 2, 79-84.
- VON SCHROEDER, H. P. & BOTTE, M. J. 1995. Anatomy of the extensor tendons of the fingers: variations and multiplicity. *J Hand Surg Am*, 20, 27-34.
- WEIS-WALTER, U. 1989. *Das Schwimmband. Beitrag zum anatomisch-funktionellen Verständnis des Bindegewebsgerüsts der Hand*. Med. Inaug.-Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg.
- WERNER, D., KOZIN, S. H., BROZOVICH, M., PORTER, S. T., JUNKIN, D. & SEIGLER, S. 2003. The biomechanical properties of the finger metacarpophalangeal joints to varus and valgus stress. *J Hand Surg Am*, 28, 1044-51.
- WILSON, D. L., ZHU, Q., DUERK, J. L., MANSOUR, J. M., KILGORE, K. & CRAGO, P. E. 1999. Estimation of tendon moment arms from three-dimensional magnetic resonance images. *Ann Biomed Eng*, 27, 247-56.
- WISE, K. S. 1975. The anatomy of the metacarpo-phalangeal joints, with observations of the aetiology of ulnar drift. *J Bone Joint Surg Br*, 57, 485-90.
- WRIGHT, R. J. J. V. 1962. *Relative importance of various tissues in joint stiffness*.
- ZHAO, C., AMADIO, P. C., ZOBITZ, M. E., MOMOSE, T., COUVREUR, P. & AN, K. N. 2002. Effect of synergistic motion on flexor digitorum profundus tendon excursion. *Clin Orthop Relat Res*, 223-30.
- ZILBER, S. & OBERLIN, C. 2004. Anatomical variations of the extensor tendons to the fingers over the dorsum of the hand: a study of 50 hands and a review of the literature. *Plast Reconstr Surg*, 113, 214-21.

Anhang

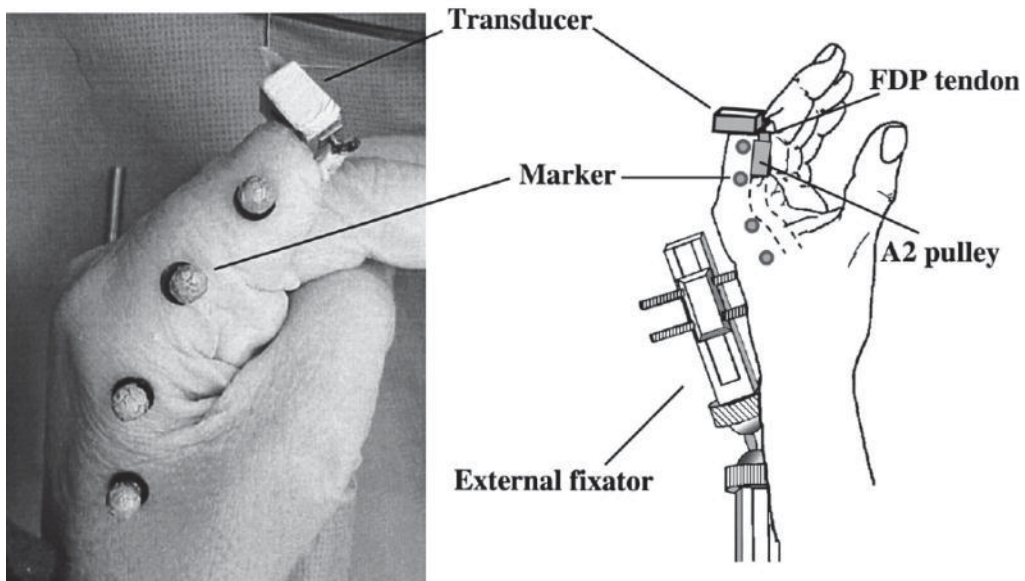


Abb. A Die Messung der Spannungskraft des M. flexor digitorum communis von Tanaka et al 2005. Hier ist die Positionierung der Marker abgebildet, sowie die Verwendung des Fixateur externe zur Fixierung des Handgelenks (Tanaka et al., 2005)

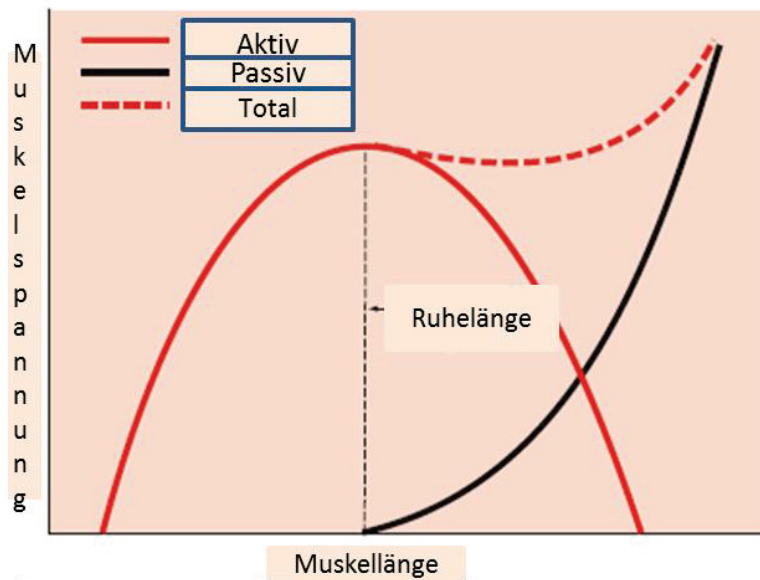


Abb. Blix Curve. Aktive und kontraktile Komponenten



Abb. C Die Bedeutung der Breite der MCP-Gelenke für den Bewegungsumfang der Gelenke. Auf der linken Darstellung zeigt es sich, dass die Radialduktion des Ringfingers (links) aufgrund der größeren Breite des Mittelfingers (rechts) eingeschränkt ist (siehe Richtungspfeil- grün). Deshalb ist die Beweglichkeit geringer eingeschränkt

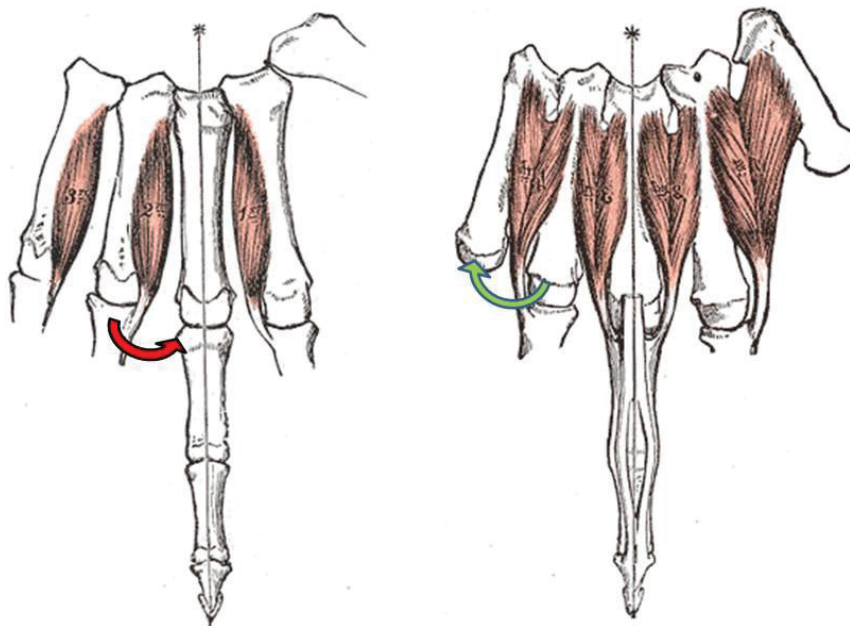


Abb. D: Mm. interossei. Auf der linken Seite zeigen sich die Mm. interossei palmares, welche eine Adduktion der Finger verursachen. Der Richtungspfeil (rot) zeigt die Radialduktion des Ringfingers. Auf der rechten Seite zeigen sich die Mm. interossei dorsales, welche die Abduktion der Finger verursachen. Jeder besteht aus zwei Anteile. Dies vermittelt eine kräftigere Abduktion der Finger im Vergleich zur Adduktion. Der Richtungspfeil (grün) zeigt die stärkere Muskelunterstützung bei Ulnarduktion des Ringfingers.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich sehr herzlich bei meinem Chef Dr. med. W. Schäfer für seine Hilfe bedanken und für alles, was ich bei ihm gelernt habe.

Herzlichen Dank gilt PD Dr. Sebastian Gehrman, Oberarzt für Unfallchirurgie und Handchirurgie, Universitätsklinikum Düsseldorf, für die gute persönliche Betreuung, Anregungen und Hinweise, sowie Unterstützung bei der Durchführung und Korrektur meiner Dissertation sowie für die Übernahme der Funktion als Doktorvater.

Herrn Georg Jansing und seinen Kollegen des Instituts für Angewandte Mathematik, Universität Düsseldorf, möchte ich für die sehr aufwändige Programmierung der Programmteile und die Zusammenarbeit bei der Konzeption danken.

Meinem Freund Suki Balota danke ich für seine Unterstützung und das Korrigieren des Manuskripts.

Allen meinen Freunden und Freundinnen, die ich hier in Deutschland kennen gelernt habe, und in der einen oder anderen Weise eine große Rolle in meinem Leben spielen, danke ich besonders.

Abschließend möchte ich meiner Mutter danken für ihre Unterstützung und das in mich gesetzte Vertrauen. Σεαγαπαωπολυμαμαμου. Meiner Schwester danke ich, die mich selbst am anderen Ende der Welt mit aufmunternden Telefonaten während des Schreibens ablenken konnte.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

30.06.2014, Christos Koukos

Unterschrift