

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

**Messung der Beweglichkeit des Mittelhandknochens
an Ring- und Kleinfinger**

Dissertation

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

vorgelegt von
Abdullah Al Maktary

2019

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Sebastian Gehrman

Zweitgutachter: PD Dr. med. Christoph Schleich

Meiner Familie in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Zusammenfassung

Über die Beweglichkeit der Mittelhandknochen der Klein- und Ringfinger als messbarer Parameter der Funktion der karpometakarpalen (CMC)-Gelenke und des metakarpalen Bogens ist wenig bekannt. Es finden sich abweichende Angaben in der Literatur bezüglich der CMC-4/5-Gelenkbeweglichkeit. Außerdem finden sich bisher keine klinisch anwendbaren Methoden, die die Mittelhandknochen-(MHK)-beweglichkeit messen. Daher wurden in dieser Studie verschiedene Messmethoden entwickelt und auf klinische Anwendbarkeit untersucht. Das Ziel der Studie war, die Palmarflexion der Mittelhandknochen der Klein- und Ringfinger bei gesunden Probanden durch klinisch-experimentelle Untersuchung zu quantifizieren.

In dieser Studie wurden 44 Hände gesunder Probanden ($38,8 \pm 10,5$ LJ) mit drei verschiedenen Messmethoden untersucht. Die Ergebnisse aus einem Bewegungsanalysesystem basierend auf Elektrogoniometern, einer optischen Messung und einer sonografischen Messung im Wasserbad wurden miteinander verglichen. Es wurden sechs Messungen pro Hand mit der jeweiligen Methode und eine deskriptive statistische Analyse der Daten durchgeführt.

Es lassen sich vergleichbare Ergebnisse bei den drei Messmethode feststellen. Der Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5 bei der Sonografie betrug $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$, bei der elektrogoniometrischer Methode fand sich ein vergleichbarer Wert von $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$. Die Ergebnisse bei der optischen Messung lagen ebenfalls in diesem Bereich, jedoch fand sich hier eine größere Standardabweichung ($24,9^\circ \pm 6,2^\circ$). Die MHK-4-Beweglichkeit wurde sonografisch ermittelt und betrug $12,2^\circ \pm 3,0^\circ$. Zusätzlich wurden im Seitenvergleich vergleichbare Werte optisch und elektrogoniometrisch festgestellt, sonografisch zeigte sich ein zwar kleiner aber signifikanter Unterschied.

Von allen Methoden hat sich die sonografische Bewegungsmessung der Mittelhandknochen der Klein- und Ringfinger als klinisch praktikabelste Methode herausgestellt. Anhand der in dieser Studie ermittelten Werte und der sonografischen Messmethode können in Zukunft die funktionellen Ergebnisse verschiedener Therapieverfahren nach CMC-Gelenkverletzungen verglichen werden, auch können Rehabilitationsfortschritte nach solchen Verletzungen kontrolliert werden.

Abstract

The mobility of the small and ring finger Carpometacarpal joints and their metacarpals is a substantial contributor to hand function and metacarpal arch. There are only very limited data regarding the kinematics of these metacarpal bones. A variety of methods have been employed in this Study to perform an in vivo measurement of this motion; also to compare a novel ultrasound based method for measuring the maximum active metacarpal motion of the small and ring finger with two other techniques.

The metacarpal motion was measured using a sonographic instrument while the hand immersed in water, an electrogoniometer and an optical measurement device based on photographs in 44 hands of healthy volunteers with an average age of 38.8 ± 10.5 . Six measurements were performed per hand. The results were compared using descriptive statistical data analysis.

The mean of maximum small finger active metacarpal flexion (palmar flexion) was $25.1^\circ \pm 3.5^\circ$ when using ultrasound. It was $24.3^\circ \pm 3.6^\circ$ when using electrogoniometric and $24.9^\circ \pm 6.2^\circ$ when using optical method. These measurement similarities were statistically significant. The active metacarpal flexion of the fourth finger using ultrasound was $12.2^\circ \pm 3.0^\circ$. Quite similar values were identified for the left and right hand.

Ultrasound measurement of metacarpal motion in the small and ring finger can be accomplished in an accurate and applicable manner when compared to two other techniques.

This study demonstrates the ability for ultrasound measurement of small and ring finger metacarpal motion, which may find clinical applicability in quantifying motion recovery status post trauma or motion loss associated with arthritic change of the carpometacarpal Joints. The measurements obtained in this study may represent as reference range of small and ring finger metacarpal motion.

Abkürzungsverzeichnis

3D	Dreidimensional
ANOVA	Analysis of variance
CMC	Karpometakarpal
CT	Computertomografie
Lig.	Ligament
Ligg.	Ligamente
LJ	Lebensjahr
MCP	Metakarpophalangeal
MHK	Mittelhandknochen
MW	Mittelwert
PIP-Gelenk	Proximales Interphalangealgelenk
SD	Standardabweichung
Sono.	Sonografie

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG	
ABSTRACT	
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	I
INHALTSVERZEICHNIS	II
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	IV
DIAGRAMMVERZEICHNIS	V
1 EINLEITUNG	1
1.1 Funktionelle Anatomie	2
1.2 Querer metakarpaler Bogen.....	4
1.3 Metakarpale Palmarflexion.....	6
1.4 Zielsetzung.....	7
2 MATERIAL UND METHODIK	8
2.1 Einwilligung der Ethikkommission	8
2.2 Probanden	8
2.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien.....	8
2.2.2 Aufklärung und schriftliches Einverständnis.....	9
2.3 Material	9
2.3.1 Armhalter	9
2.3.2 Sonografie	11
2.3.3 Elektrogoniometer.....	11
2.3.4 ImageJ	12
2.3.5 Fotoapparat	13
2.4 Methoden	13
2.4.1 Studienaufbau.....	13
2.4.2 Definition der Zielparameter.....	13
2.4.3 Sonografische Messung	13
2.4.4 Elektrogoniometrische Messung.....	16
2.4.5 Optische Messung	18
2.5 Datenauswertung.....	19
3 ERGEBNISSE	20
3.1 Probanden	20

3.2 Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5.....	20
3.3 Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-4.....	21
3.4 Ergebnisse der MHK-5-Beweglichkeit.....	21
3.4.1 Ergebnisse der sonografischen Messung	21
3.4.2 Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung	24
3.4.3 Ergebnisse der optischen Messung	27
3.4.4 Vergleich aller Messmethoden mit Seitenvergleich	30
3.5 Ergebnisse der MHK-4-Beweglichkeit.....	33
4 DISKUSSION.....	36
4.1 Relevanz der MHK-4/5-Beweglichkeit.....	36
4.2 Anatomische Besonderheiten und Referenzpunkte	37
4.3 Diskussion der Versuchsmethodik	38
4.3.1 Versuchsdesign	38
4.3.2 Sonografische Messmethode	40
4.3.3 Elektrogoniometrische Messmethode	43
4.3.4 Optische Messmethode	44
4.3.5 Andere Messverfahren.....	46
4.4 Aussagen zur metakarpalen Beweglichkeit.....	47
4.5 Schlussfolgerung	52
LITERATURVERZEICHNIS.....	53
DANKSAGUNG	60

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 : Schematische Darstellung des Handskeletts	1
Abb. 2 : Gelenkflächen der rechten karpometakarpalen Gelenke II-V	3
Abb. 3 : Karpometakarpaler Bandapparat von streckseitig.	4
Abb. 4 : Karpometakarpaler Bandapparat von beugeseitig	4
Abb. 5 : Handbögen (modifiziert aus (Sangole and Levin 2008))	5
Abb. 6 : Metakarpaler Bogen.....	6
Abb. 7 : Vorder- und Seitansichten der Armhalterkonstruktion.....	10
Abb. 8 : Positionierung der Hand auf dem Armhalter.	10
Abb. 9 : DataLog-Box – Eingang der Elektrogoniometer	12
Abb. 10 : Single Axis Goniometer F35.	12
Abb. 11 : Funktionsleiste von ImageJ®	12
Abb. 12 : Sonografische Messung.....	15
Abb. 13 : Elektrogoniometrische Messung	17
Abb. 14 : Fotoaufnahmen aus der optischen Messung..	18

Abbildungsnachweise:

- 1- Bei Abb. 10 liegt das freundliche Einverständnis der Fa. Biometrics vor.
- 2- Für Abbildungen 1 - 9 und 12 - 14 liegen die Rechte beim Verfasser.

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-5.	22
Diagramm 2 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.....	23
Diagramm 3 : Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung des MHK-5 .	25
Diagramm 4 : Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.....	26
Diagramm 5 : Ergebnisse der optischen Messung des MHK-5.....	28
Diagramm 6 : Ergebnisse der optischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.....	29
Diagramm 7 : Vergleich der Mittelwerte des MHK-5 aller drei Messmethoden	31
Diagramm 8 : Vergleich der Ergebnisse aller drei Messmethoden mit Mittelwertstreuung des MHK-5.	32
Diagramm 9 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-4.	34
Diagramm 10 : Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-4 im Seitenvergleich.....	35

1 Einleitung

Die Biomechanik der karpometakarpalen Gelenke (CMC-Gelenke) und der Mittelhandknochen der Langfinger (Abb. 1) sind im Vergleich zum CMC-Gelenk des Daumens und den anderen Fingergelenken wenig erforscht (Holzbaur, Murray et al. 2005, Lee and Zhang 2009) .

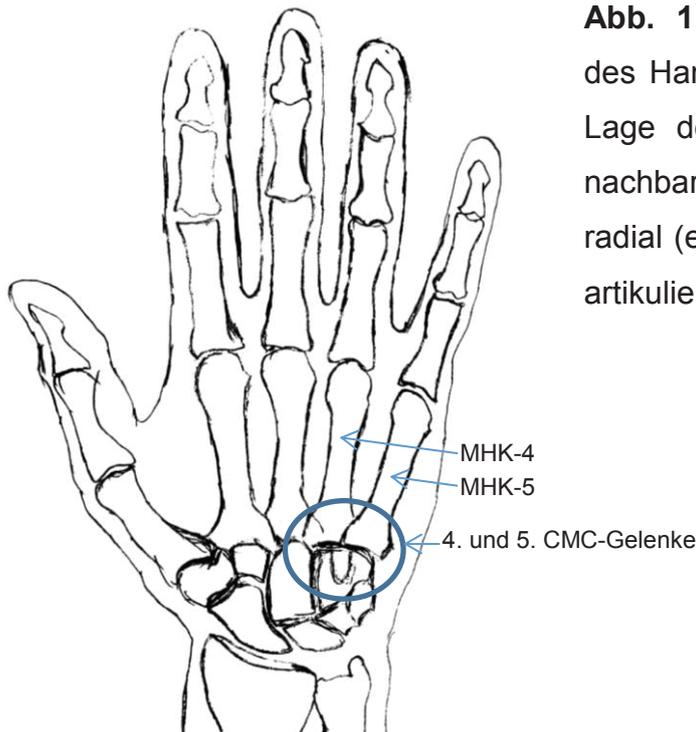


Abb. 1 : Schematische Darstellung des Handskeletts. Ulnar randständige Lage des CMC-5-Gelenks. Das benachbarte CMC-4-Gelenk liegt weiter radial (eingekreist). Die MHK-4 und -5 artikulieren mit dem Os hamatum.

Die Beweglichkeit der CMC-Gelenke der Langfinger ermöglicht die Bewegung der Mittelhandknochen (MHK) (Buffi, Crisco et al. 2013). Die bogenförmige Anordnung der MHK im sogenannten metakarpalen Bogen, ist eine wichtige Voraussetzung für die Erfüllung der Handfunktion (Al-Qattan and Robertson 1993). Hiermit sind Bewegungen der Hand wie die Hohlkrümmung zum Festhalten von Objekten, die Abflachung der Mittelhand zum Abstützen und die Anpassung der Mittelhand zum Ergreifen und Halten bestimmter Objekte möglich (Napier 1956, Katz, Downs et al. 1970, Clendenin and Smith 1984, Batmanabane and Malathi 1985, Bade, Koebe et al. 1993, Bushnell, Draeger et al. 2008, Kapandji 2009, Zumhasch 2012).

Einleitung

Somit liegt die Funktion der Langfinger-CMC-Gelenke darin, die Beweglichkeit der MHK und eine Hohlkrümmung der Mittelhand zu ermöglichen (Sangole and Levin 2008, Buffi, Crisco et al. 2013).

In der Literatur finden sich verschiedene, stark abweichende Angaben zur Beweglichkeit der CMC-Gelenke der Langfinger, diese Studien beruhen entweder auf Messungen an Leichenhänden, auf invasiven Messungen bei Probanden oder mathematischen Berechnungen der Beweglichkeit bei gesunden Probanden (Gunther 1984, Batmanabane and Malathi 1985, Bade, Koebke et al. 1993, El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Yu and Strauch 2004, Tubiana, Thomine et al. 2009, Buffi, Crisco et al. 2013). Allerdings sind die exakten Bewegungsausmaße der CMC-Gelenke aufgrund der anatomischen Gegebenheiten dieser Gelenke *in vivo* schwer zu ermitteln (Buffi, Crisco et al. 2013).

1.1 Funktionelle Anatomie

Die MHK zählen zu den Röhrenknochen und bestehen aus einem Kopf, einem Schaft und einer Basis. Der Schaft ist nach palmar stark konkav und nach dorsal leicht konvex gebogen (Doyle and Botte 2003, Schmidt and Lanz 2003). Die dorsale Seite des Schaftes ist dreieckig, wobei sich die Basis des Dreiecks distal mit relativ flachem Übergang zum Kopf befindet (Doyle and Botte 2003, Yu and Strauch 2004). Die Basen der MHK artikulieren z.T. zapfenartig mit der distalen Karpalreihe und zusätzlich mit den benachbarten metakarpalen Basen (Singh 1959, Schmidt and Lanz 2003) (Abb. 2).

Die Basis des MHK-5 artikuliert mit dem Os hamatum. Die Konfiguration der Gelenkfläche charakterisiert dieses Gelenk als Halbsattelgelenk und erlaubt somit mehr Beweglichkeit (Littler 1960, Posner and Kaplan 1984, Bade, Koebke et al. 1993, Sangole and Levin 2008)

Einleitung

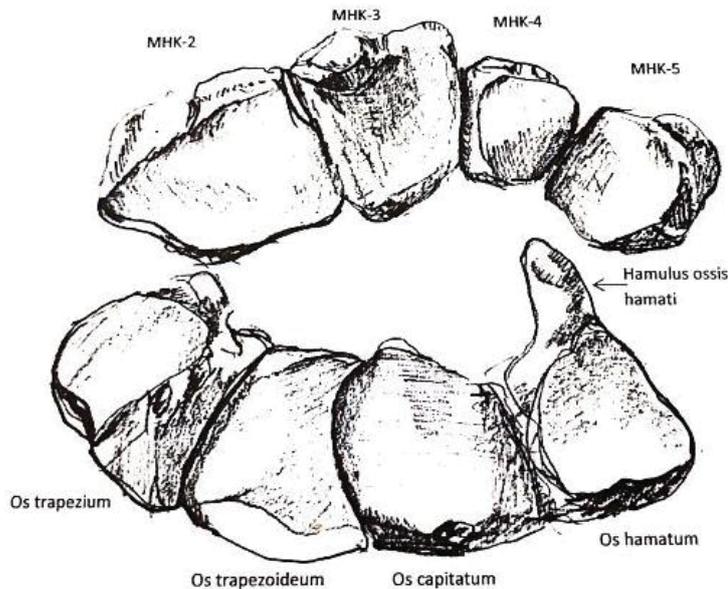


Abb. 2 : Gelenkflächen der rechten karpometakarpalen Gelenke II-V, obere Reihe Gelenkflächen der Mittelhandknochenbasen, untere Reihe Gelenkflächen der Handwurzel.

Die CMC-Gelenke des Zeige- und des Mittelfingers werden durch mehrere Bänder straff geführt. Hingegen werden die CMC-Gelenke des Ring- und insbesondere des Kleinfingers relativ locker nur durch wenige Bänder stabilisiert. Diese Bandführung erklärt u.a. die vermehrte Beweglichkeit des MHK-4 und -5. Insgesamt ist der MHK-3 der unbeweglichste und der MHK-5 der beweglichste MHK (Tagare, Elder et al. 1993, El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Nakamura, Patterson et al. 2001, Schmidt and Lanz 2003, Nanno, Buford et al. 2007) (Abb. 3, Abb. 4).

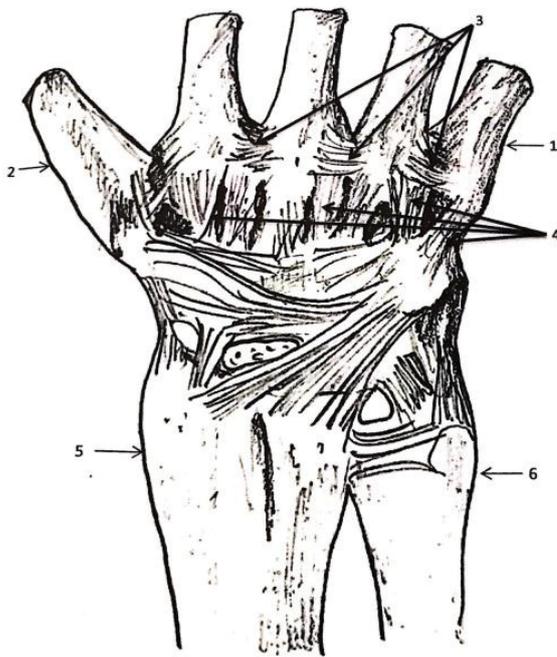


Abb. 3 : Karpometakarpaler Bandapparat von streckseitig.

1- MHK-5, 2- MHK-1, 3- dorsale intermetakarpale Ligg., 4- dorsale karpometakarpale Ligg., 5- Radius, 6- Ulna.

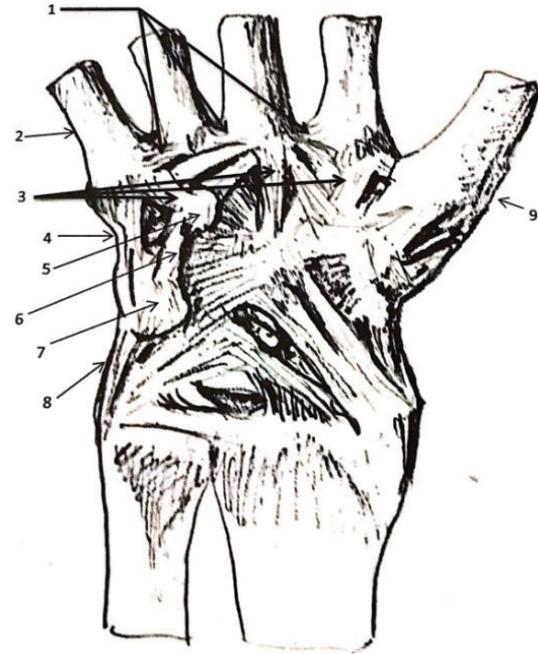


Abb. 4 : Karpometakarpaler Bandapparat von beugeseitig

1- palmare intermetakarpale Ligg., 2- MHK-5, 3- palmare karpometakarpale Ligg., 4- pisometakarpale Lig. , 5- Hamulus ossis hamati, 6- pisohamatum Lig., 7- Os pisiforme, 8- ulnares Kollateralband, 9- MHK-1.

1.2 Querer metakarpaler Bogen

Der quere metakarpale Bogen ist definiert als der Bogen, der entlang der transversalen Achse der MHK-Köpfe der Langfinger verläuft. Dieser entsteht durch die hohe Beweglichkeit der MHK-4- und -5 in Relation zu MHK-2 und -3 (Abb. 5). Seine Stabilität wird durch die Ligg. metakarpalia profundae gesichert (Littler 1960, Bade, Schubert et al. 1994, Dzwierzynski, Matloub et al. 1997, Yu and Strauch 2004, Sangole and Levin 2008, Kapandji 2009, Tubiana, Thomine et al. 2009).

Einleitung

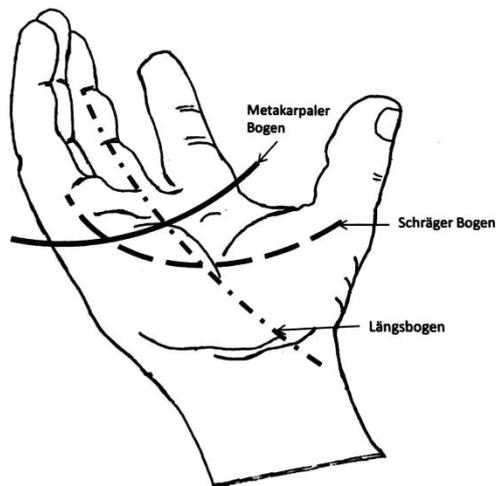


Abb. 5 : Handbögen (modifiziert aus (Sangole and Levin 2008))

Die Krümmung des Bogens ist von der Handstellung abhängig und somit variabel: In Ruheposition hat der Bogen eine leichte Beugstellung und einen Winkel von ca. 10° (Yu and Strauch 2004). Bei maximaler Opposition des Kleinfingers Richtung Daumen und extendierten Interphalangealgelenken und leicht gebeugtem metakarpophalangealen (MCP) Gelenk oder bei Kraftgriff, bewegen sich die MHK-4 und -5 in Palmarflexion (Abb. 6 A - C). Hierdurch erhält der Bogen eine stärkere Krümmung. Die Variabilität des queren metakarpalen Bogens ist eine wichtige Voraussetzung für die unterschiedlichen Griffarten der Hand und ermöglicht die Anpassungsfähigkeit der Mittelhand an Objekte (Jebson, Engber et al. 1994, Dzwierzynski, Matloub et al. 1997, Buffi, Crisco et al. 2013). Dabei wird aktive Anpassung des metakarpalen Bogens durch ein Zusammenspiel der intrinsischen und extrinsischen Handmuskulatur ermöglicht (Yu and Strauch 2004, Baker, Xiu et al. 2013).

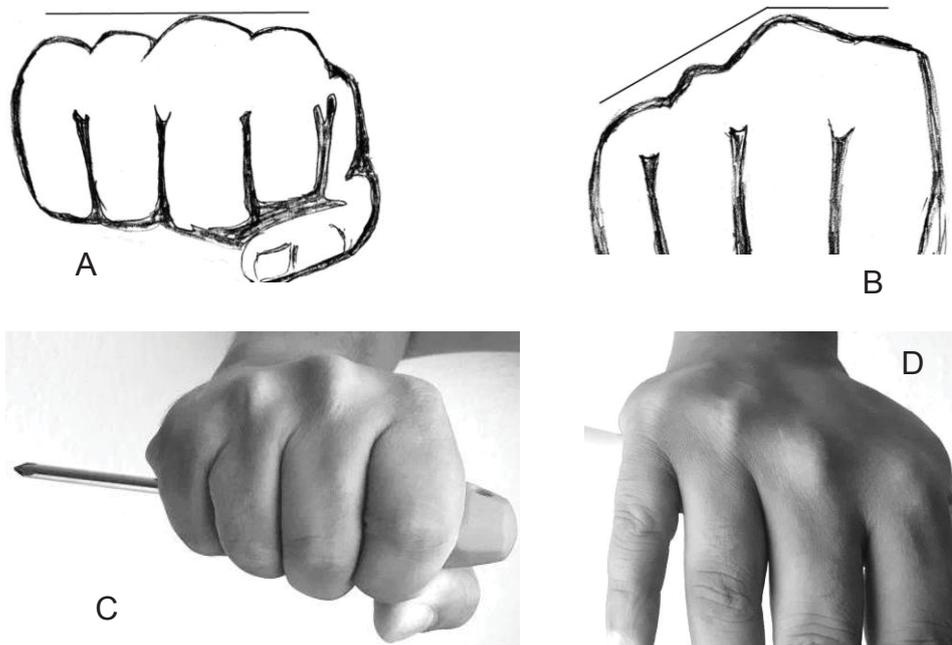


Abb. 6 : Metakarpaler Bogen

A) Bei Faustschluss ausgeglichen mit Mittelhandköpfen in einer Linie, bei Beugung in den CMC-Gelenken höhere Krümmung des metakarpalen Bogens (B), beim Kraftgriff starke Krümmung des metakarpalen Bogens(C), bei Abstützung auf der Hand sogar leicht extensierter metakarpaler Bogen möglich (D).

1.3 Metakarpale Palmarflexion

Die CMC-Gelenke des Klein- und Ringfingers stellen eine funktionelle Einheit dar. Die maximale Beweglichkeit des MHK-5 hängt von der Integrität der beiden Gelenke und ihrer Zusammenarbeit ab (Bade, Koebe et al. 1993, El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Tubiana, Thomine et al. 2009). Zwar hat das CMC-5-Gelenk drei passive Freiheitsgrade, allerdings erfolgt die Bewegung stets gekoppelt (El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Buffi, Crisco et al. 2013). Die Extension in beiden CMC-Gelenken erfolgt meistens nur passiv (Bade, Koebe et al. 1993). Die Beugung erfolgt hingegen aktiv und passiv (Abb. 6 C,D).

Einleitung

Die Palmarflexion von MHK-4 und -5 verläuft von dorsal-ulnar nach palmar-radial. Sie beginnt mit einer ausschließlichen Flexion und geht dann in eine kombinierte Supinations-, Adduktions- und Rotationsbewegung des jeweiligen MHK über. (Bade, Koebke et al. 1993). Dieser Bewegungsablauf wurde auch als „*metacarpal flexion*“ bezeichnet (Buffi, Crisco et al. 2013).

1.4 Zielsetzung

Die CMC-Gelenke der Hand ermöglichen die Bewegung der MHK im metakarpalen Bogen und spielen somit eine entscheidende Rolle in der Funktion der Hand. Trotz dieser Bedeutung existieren bisher nur begrenzte Daten bzgl. der Beweglichkeit dieses metakarpalen Bogens. Insbesondere fehlt eine Quantifizierung der Palmarflexion in den CMC-Gelenken 4 und 5. Das Ziel dieser Arbeit ist eine *in vivo* Messung der Palmarflexion in den CMC-Gelenke 4 und 5, dementsprechend der aktiven Beweglichkeit des MHK-4 und -5. Dabei sollen verschiedene Messverfahren miteinander verglichen werden.

2 Material und Methodik

Das Ziel dieser Studie ist die maximale aktive Palmarflexion des MHK-4 und -5 „*in vivo*“ zu ermitteln. Als nicht-invasive Methoden wurden elektrogoniometrische, sonografische und optische Messungen bei MHK-5-Beweglichkeitsmessung eingesetzt. Die MHK-4-Beweglichkeit wurde nur sonografisch ermittelt.

2.1 Einwilligung der Ethikkommission

Die Einwilligung der Ethikkommission der Heinrich-Heine Universität zur Durchführung dieser Studie lag vor (Studennummer: 4716).

2.2 Probanden

Es wurden 22 gesunde Probanden (44 Hände) rekrutiert. Nach der Rekrutierung der Probanden wurde eine Aufklärung durchgeführt, das schriftliche Einverständnis eingeholt und anschließend die Untersuchungen vorgenommen. Jede Versuchsperson wurde durch drei Messmethoden - sonografisch, elektrogoniometrisch sowie optisch - untersucht.

2.2.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Folgende Einschlusskriterien wurden berücksichtigt:

- freiwillige Teilnahme,
- schriftliches Einverständnis,
- Alter zwischen 18 und 70 Jahre,
- keine vorhergehenden Verletzungen oder Erkrankungen der Hand,
- keine systemischen Erkrankungen, die mit einer veränderten Handbeweglichkeit einhergehen

Vorbestehende neuro- und muskuloskeletale Erkrankungen der oberen Extremität, z.B. zentralnervöse oder periphere Nervenerkrankung, Verletzungen des Bewegungsapparates, z.B. Frakturen, Sehnenverletzungen oder Weichteil-

schäden führten zum Ausschluss der Probanden. Systemische Erkrankungen wie Gichtarthropathie, rheumatoide Arthritis sowie Psoriasis waren ebenfalls Ausschlusskriterien, außerdem eine fehlende schriftliche Aufklärung sowie Schwangerschaft.

2.2.2 Aufklärung und schriftliches Einverständnis

Alle Probanden wurden vor Durchführung der Studie schriftlich über den Studienablauf aufgeklärt.

2.3 Material

2.3.1 Armhalter

Um die Beweglichkeit des MHK-5 elektrogoniometrisch und optisch zu untersuchen wurde ein Armhalter aus Holz konstruiert. Dadurch sollte eine Stabilität der angrenzenden Gelenke erreicht werden, ohne dass die MHK-Beweglichkeit beeinträchtigt wird. Mehrere Konstruktionen wurden in Vorversuchen getestet. Die folgende Konstruktion wurde für am geeignetsten erachtet, die MHK-Beweglichkeit zu eruieren.

Der hier konstruierte Armhalter (Abb. 7) besteht aus einer Grundplatte (41 x 16 cm). Auf ihr sind zwei 14 cm hohe Auflagefläche für den Unterarm und das Handgelenk montiert. Diese stehen jeweils senkrecht zur Grundplatte und mit einem Abstand von 16,7 cm parallel zueinander. Sie wurden jeweils halbkreisförmig ausgeschnitten, sodass der untersuchte Arm des Probanden hierauf bequem zu liegen kommt. Der Arm wird in Pronationsstellung aufgelegt. Ein Holzstab stützt den MHK-3 von palmar ab (Abb. 8).

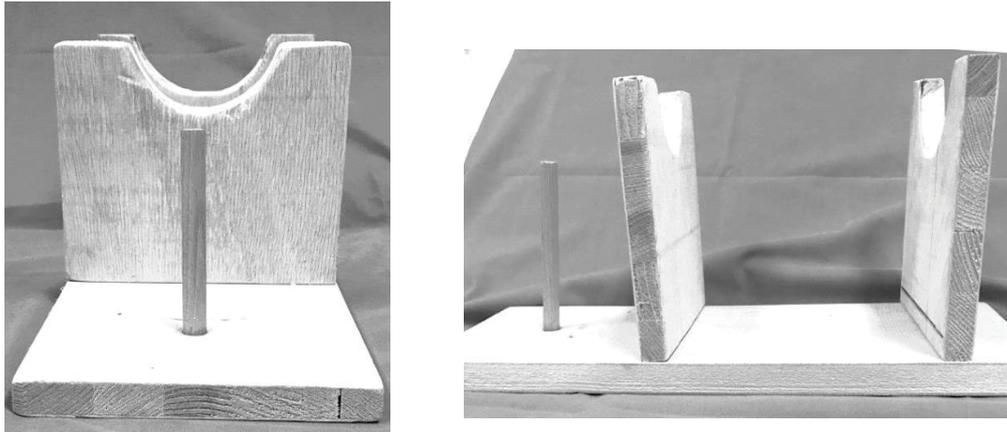


Abb. 7 : Vorder- und Seitansichten der Armhalterkonstruktion

Die angrenzenden Gelenke wurden bei Schulterabduktion von 45°, Schulteran-
teversion von 0°, Innenrotation von 30°, Ellenbogenflexion von 90°, Pronation
90° fixiert, das Handgelenk befand sich in Neutralstellung. Der MHK-3 wurde
palmar durch einen Holzstab fixiert, so dass keine Palmarflexion des MHK-3
möglich war, die anderen MHK sowie die Fingergelenke hingegen frei bewegt
werden konnten (Abb. 8 B).

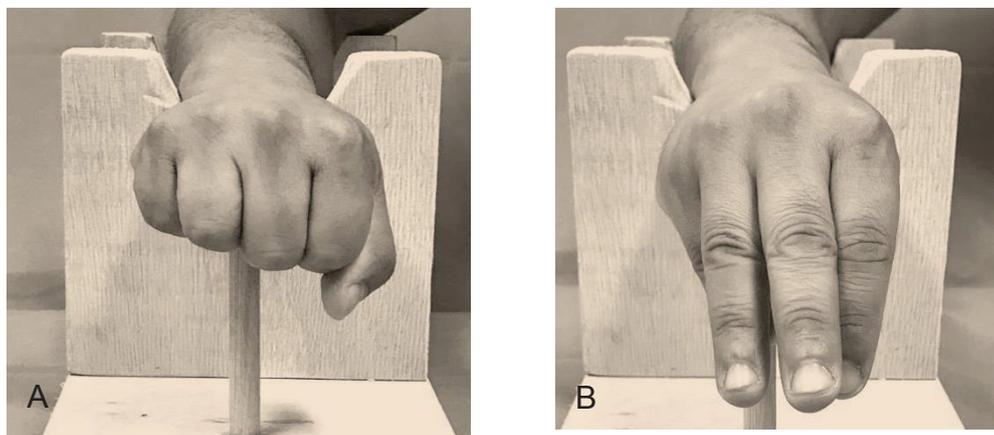


Abb. 8 : Positionierung der Hand auf dem Armhalter.

Ausgangsposition mit Neutralstellung des metakarpalen Bogens (A),
maximale Palmarflexion (B).

2.3.2 Sonografie

Um sonografische Bilder höherer Auflösung und Kontrastreichtum zu produzieren, wurde die sonografische Untersuchung im Wasserbad durchgeführt. Hierbei wurde die Hand der Versuchsperson in ein mit Wasser gefülltes Gefäß gelegt, das derart dimensioniert war, sodass die Versuchsperson die erforderliche Bewegung problemlos durchführen konnte. Der MHK-3-Hals diente als Referenzpunkt. Für diese Untersuchung wurde ein Gerät der Firma Siemens (ACUSON X300®) mit einem linearen VF8-3 Schallkopf benutzt, der 2.5 - 10.0 MHz verwendete.

2.3.3 Elektrogoniometer

Das verwendete elektronische Goniometer (Abb. 10) wird von der Firma Biometrics Ltd. UK als „Single Axis Goniometer F35“ hergestellt und geeicht. Dieses hoch flexible Goniometer dient der Bewegungsmessung an den Finger- und Zehengelenken. Hiermit können Winkel bis 150° mit einer Präzision von $\pm 2^\circ$ durch Rotation von einem Endblock relativ zum anderen Endblock gemessen werden (Biometrics 2002, Koukos 2016). Das Goniometer besteht aus zwei mit einem Spiralelement verbundenen Endblöcken. Ein Endblock verfügt über einen Output-Anschluss als Kanal für eine Input/Output-Einheit (DataLog-Box) (Abb. 9) zur Verbindung der Kanäle und Bündelung der Signale in einem USB-Anschluss. Die DataLog-Box besitzt ihrerseits einen kleinen LCD-Bildschirm, auf dem die Messwerte bei jeder durchgeführten Bewegung erscheinen. In dieser Untersuchung wurde die maximal gemessene Beweglichkeit auf dem Bildschirm des Goniometers direkt abgelesen und dokumentiert.



Abb. 9 : DataLog-Box – Eingang der Elektrogoniometer und Datenverarbeitung.



Abb. 10 : Single Axis Goniometer F35. (mit der freundlichen Genehmigung der Firma Biometrics, <http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>)

2.3.4 ImageJ

ImageJ[®], (Version 1.51j 4 February 2017) ist ein Java-Programm, es wurde im „National Institute for Health“ (NIH) in USA entwickelt. Es besitzt Funktionen zur Messung von Flächen, Winkeln, Längen und Densitäten (ImageJ 2017) (Abb. 11). Dieses Programm gehört zu den Standardprogrammen bei optischen Messungen und wird seit langem in der Biologie, Biochemie und Biomechanik verwendet. In dieser Arbeit wurde mit Hilfe von ImageJ[®] die Palmarflexion der MHK in der sonografischen und optischen Methodik ausgemessen.

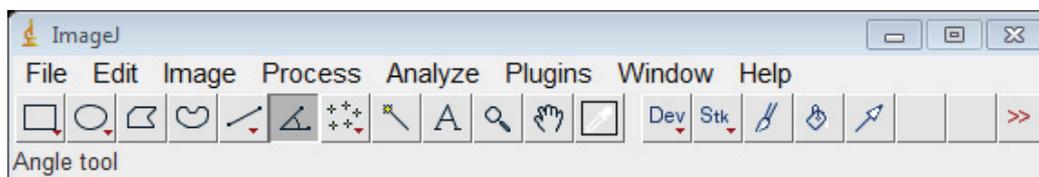


Abb. 11 : Funktionsleiste von ImageJ[®], hier der Button „Winkelmessung“ ausgewählt.

2.3.5 Fotoapparat

Für die optische Messung in dieser Arbeit wurde eine Kamera der Firma Nikon (Modell D3200) mit einem Zoomobjektiv FS Nikkor 18-55 mm mit einer eingestellten Brennweite von $f = 35$ mm verwendet.

2.4 Methoden

2.4.1 Studienaufbau

Alle Probanden wurden über die geplanten Untersuchungen und mögliche Risiken schriftlich aufgeklärt und das schriftliche Einverständnis eingeholt. Die MHK-5-Beweglichkeit wurde jeweils sonografisch, elektrogoniometrisch sowie optisch und jeweils im Seitenvergleich an beiden Händen bestimmt. Hierfür wurden standardisierte Untersuchungsabläufe generiert, um möglichst präzise die MHK-5-Beweglichkeit zu messen. Zuvor wurden in Vorversuchen Voraussetzungen für die einzelnen Messmethoden geschaffen, sowie Hilfsinstrumente gebaut und optimiert. Vor der jeweiligen tatsächlichen Messung wurden die erforderlichen Handbewegungen geübt. Die MHK-4-Beweglichkeit wurde nur sonografisch ermittelt.

2.4.2 Definition der Zielparameter

Bei Beugung der MHK-4 und -5 an den CMC- Gelenken ist der Versatz am distalen MHK am stärksten zu erkennen, aus diesem Grund wurde die Palmarflexion auf Höhe des subkapitalen Bereichs des MHK gemessen. Der MHK-3 als der stabilste MHK (Batmanabane and Malathi 1985, El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Schmidt and Lanz 2003) wurde als Referenzpunkt für diese Messung verwendet.

2.4.3 Sonografische Messung

Mithilfe der Sonografie wurde die aktive maximale Palmarflexion des MHK-4 und -5 bei 22 gesunden Probanden erfasst. Für diese Untersuchung wurde das Ultraschallgerät ACUSON X300[®] der Firma Siemens mit einem linearen VF8-3

Schallkopf mit 2.5 - 10.0 MHz verwendet. Um sonografische Bilder mit hoher Auflösung und hohem Kontrast zu erzielen, wurde die sonografische Untersuchung im Wasserbad durchgeführt. Die Messung der MHK-Beweglichkeit gliederte sich in zwei Arbeitsschritte. Zunächst wurden die Stellungsänderung des MHK-4 und -5 Kopfes in Relation zu MHK-3 mit seriellen sonografischen Standbildaufnahmen dokumentiert (Abb. 12 A, B). Im zweiten Arbeitsschritt wurde der Winkel zwischen jeweils MHK-5 und -3 sowie MHK4- und -3 ermittelt.

2.4.3.1 Durchführung der sonografischen Messung

Bei der sonografischen Dokumentation der Stellungsänderung von MHK-4 und -5 hielt die Versuchsperson ihre Hand in dem Wasserbad, sodass die Hand unter dem Wasserniveau blieb. Im Voraus übte die Versuchsperson die erforderliche Bewegung außerhalb des Wasserbads, sodass sie den Bewegungsablauf verinnerlichte. Die Messung wurde in einem standardisierten Ablauf der Untersuchung mit bestimmten definierten knöchernen Orientierungspunkten, sowie bestimmten Positionen des Schallkopfes durchgeführt. Hierfür wurde der Schallkopf über den Hals des MHK-3, -4 und -5 streckseitig gehalten, sodass der MHK-Hals sonografisch wie eine gerade Linie erschien. Der MHK-3-Hals diente dabei als Referenzpunkt, sodass der Ultraschallkopf sowohl lotrecht zu MHK-3 als auch zum MHK-4 und MHK-5 positioniert wurde. Der Schallkopf wurde in der Faustschlussposition parallel zum Handrücken von distal nach proximal bewegt. Der MHK-Kopf erschien zunächst bogenförmig, beim Fortfahren erschien dann der Übergangsbereich zwischen Kopf und Schaft als eine gerade quer verlaufende Linie. Hier fand die eigentliche Messung statt, wo die beiden subkapitalen MHK-Bereiche als gerade Linie erschienen und in einer Ebene lagen. Der Winkel betrug zwischen den beiden MHK in dieser Position null Grad und wurde als Neutralnullstellung betrachtet.

Anschließend wurde die Versuchsperson aufgefordert seinen MHK-5 durch eine maximale Opposition des Kleinfingers Richtung Daumen endgradig zu beugen, dabei wurde der MHK-4 zwangsläufig maximal gebeugt (maximale Palmarflexion des MHK-4 und -5). Dabei wurde beachtet, dass das Handgelenk und die Hand nicht rotiert wurden. In dieser Position wurde die zweite sonografische Aufnahme festgehalten. Hierbei wurde der Schallkopf parallel zum MHK-3-Hals

Material und Methodik

in der transversalen Ebene gehalten, dann schrittweise nach proximal ulnar in der Frontalebene rotiert bis der subkapitaler Bereich des MHK-5 als gerade Linie erschien. Bei jeder Messung wurde die Hand neu positioniert.

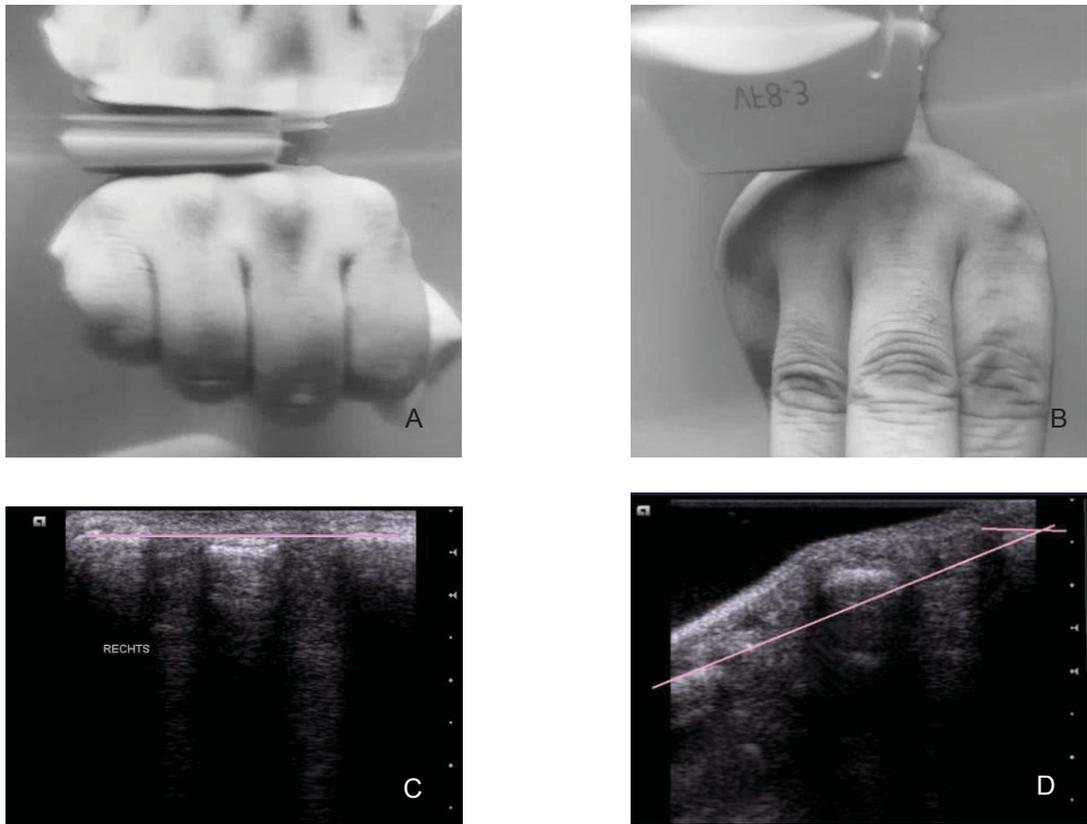


Abb. 12 : Sonografische Messung

A,B Schallkopfpositionierung an der Hand im Wasserbad während der sonografischen Untersuchung. Resultierende Aufnahme in Ausgangsposition (C) und in maximaler Palmarflexion (D).

Es wurden jeweils sieben Messungen pro Hand bei 42 Händen und 3 Messungen pro Hand bei einer Probandin d.h. zwei Händen durchgeführt. Die sonografischen Bilder wurden jeweils digital gespeichert (Abb. 12 C, D). Lediglich bei den ersten acht Versuchspersonen war eine digitale Speicherung technisch nicht möglich, hierbei wurden die Aufnahmen in Papierform ausgedruckt und die Messungen manuell vorgenommen. Auf den gespeicherten sonografischen Aufnahmen wurde der MHK-4 ebenfalls deutlich abgebildet in der Ausgangsposition als auch bei Palmarflexion, so dass damit die MHK-4- Beweglichkeit er-

mittelt wurde. Die Untersuchungen wurden stets durch den Autor selbst durchgeführt.

2.4.3.2 Messung der Beweglichkeit anhand der sonografischen Bilder

Die aufgenommenen Bilder wurden digital gespeichert. Zur digitalen Ermittlung der MHK-Beweglichkeit durch ImageJ[®] wurden die Mittelpunkte der MHK-3 und -5 bzw. MHK-3 und -4 Halsabbildungen als Referenz genommen. Eine Linie wurde parallel zum Querschnitt des MHK-3-Halses gezeichnet, die andere Linie wurde durch die beiden Mittelpunkte gezogen. Die Beweglichkeitsmessung des MHK-4 und MHK-5 erfolgten separat. Der Winkel zwischen beiden Linien (Palmarflexion des MHK-5 bzw. -4) wurde dokumentiert. Die dokumentierten Winkel wurden dann mit Excel (Microsoft Office 2010, Windows 7) bearbeitet. Die Winkelmessung kann analog sowohl mit dem konventionellem Goniometer auf den ausgedruckten sonografischen Bilder auch manuell durchgeführt werden. In dieser Arbeit wurde die Winkelmessung digital mit ImageJ[®] durchgeführt, lediglich bei den ersten acht Probanden wurde der Winkel konventionell gemessen, was messtechnisch keinen Unterschied ausmacht.

Da fast alle Probanden keine aktive Extension des MHK-5 durchführen können, konnte diese auch nicht ermittelt werden. Auf eine Messung der passiven Extension des MHK-5 wurde aufgrund der hohen Beeinflussung durch Variable (z.B. Anpressdruck) verzichtet.

2.4.4 Elektrogoniometrische Messung

Um die maximale aktive Palmarflexion des MHK-5 relativ zum MHK-3 elektrogoniometrisch zu ermitteln wurde das Single Axis Elektrogoniometer der Firma Biometrics Ltd. UK standardisiert eingesetzt. Hierbei wurde die Messung ebenfalls auf Höhe des subkapitalen Bereichs des jeweiligen MHK durchgeführt.

Im Voraus wurde die Versuchsperson über den Bewegungsablauf aufgeklärt, dann wurden alle erforderlichen Bewegungen und Handpositionen geübt. Ein Endblock des Elektrogoniometers wurde durch ein an beiden Seiten doppelseitig klebendes Pflaster auf MHK-3 subkapital streckseitig mittig als Referenzpunkt befestigt, der andere Endblock wurde auf den subkapitalen streckseitigen

Material und Methodik

MHK-5 geklebt (Abb. 13). Der Arm und die Hand lagen wie in Kapitel 2.3.1 beschrieben im Armhalter. Dabei wurde das Handgelenk in Neutralstellung positioniert und der MHK-3 durch den Holzstab fixiert, sodass keine Palmarflexion des MHK-3 erfolgen konnte, während der MHK-4 und -5 frei beweglich verblieben.

Die Versuchsperson führte einen Faustschluss durch, sodass alle MHK-Köpfe der Langfinger in der transversalen Handebene eine gerade Linie bilden. Diese Position wurde als Nullposition definiert und das Elektrogoniometer entsprechend genullt. Daraufhin führte der Proband eine maximale Opposition des Kleinfingers Richtung Daumen aus, d.h. eine maximale Palmarflexion des MHK-5 mit resultierender maximaler Hohlkrümmung des queren metakarpalen Bogens. Der maximal erreichte Winkel zwischen MHK-3 und MHK-5 wurde vom DataLog-Box- Bildschirm abgelesen und protokolliert. Diese Untersuchung wurde pro Hand jeweils sechsmal wiederholt, bei jedem Versuch wurden die Endblöcke neu befestigt und die Hand neu positioniert.

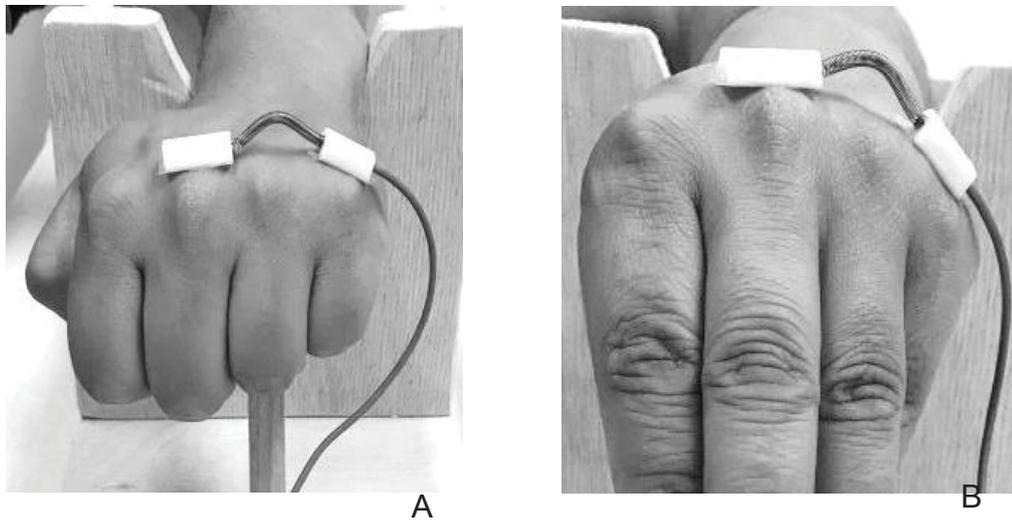


Abb. 13 : Elektrogoniometrische Messung mit Sensoren auf den MHK-Hälsen in der Ausgangsposition (A) und in maximaler Palmarflexion (B).

2.4.5 Optische Messung

Um die MHK-5-Beweglichkeit optisch (fotografisch) zu messen, wurden Fotoaufnahmen der Hand in den erwünschten Positionen standardisiert durchgeführt, sodass die Positionsänderung des MHK-5 festgehalten wurde. Anschließend wurde der Winkel mit Hilfe von ImageJ[®] ermittelt. Hierbei wurden die MHK-3 und -5-Köpfe als knöcherne Orientierungspunkte genommen und auf der Haut farblich markiert.

Bei diesem Versuch wurde der Arm auf den o.g. Armhalter in der gleichen Weise wie bei der elektrogoniometrischen Messung gehalten, wie bereits in Kapitel 2.3.1 beschrieben. Im Voraus wurde die Versuchsperson über den Bewegungsablauf aufgeklärt, dieser wurde auch zuvor eingeübt. Die Hand wurde in zwei verschiedenen Positionen mit einem digitalen Fotoapparat der Firma Nikon (Modell D3200) mit einem Zoomobjektiv FS Nikkor 18-55 mm mit einer Brennweite von $f = 35$ mm aufgezeichnet. Diese Einstellung bietet die geringste Verzeichnung abgebildeter Gegenstände (Adler 2012). Die Kamera wurde dabei auf der gleichen Ebene auf einem Kamerastativ mit eingebauter Wasserwaage gehalten. Sie wurde direkt gegenüber der Hand positioniert.

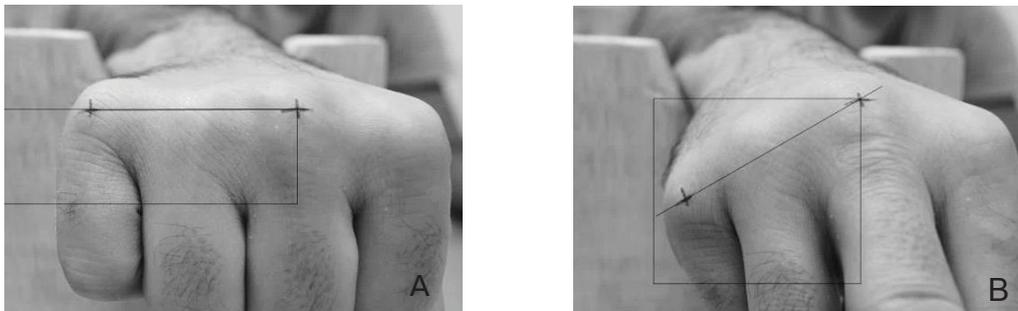


Abb. 14 : Fotoaufnahmen aus der optischen Messung. Die Hand liegt auf dem Armhalter, farbliche Hautmarkierung auf den MHK-3- und -5-Köpfen. A) Ausgangsposition, B) maximale Palmarflexion des MHK-5.

Zunächst wurde die Hand bei Faustschluss fotografiert (Ausgangsposition / Nullneutralstellung), hierbei bildeten die MHK-Köpfe eine gerade Linie in der transversalen Handebene (Abb. 14 A). Anschließend maximale Palmarflexion

des MHK-5 durch maximale Opposition des Kleinfingers Richtung Daumen (Abb. 14 B).

Zur Bestimmung der MHK-5-Beweglichkeit wurden zwei Referenzpunkte auf den MHK-3- und -5-Köpfchen auf der Haut farblich markiert. Diese Punkte befanden sich in Verlängerung der Achse des jeweiligen MHK sowie entlang einer virtuellen querverlaufenden Linie zwischen beiden Köpfen in Faustschlussposition (Abb. 14). Es wurde darauf geachtet, dass sowohl der MHK-3- als auch der MHK-5-Kopf zentral im Bild erschienen. Hier wurden sechs Fotoaufnahmen pro Hand durchgeführt. Der Winkel auf den Fotoaufnahmen wurde in einem zweiten Arbeitsschritt mit Hilfe von ImageJ[®] ebenfalls digital wie bei der sonografischen Messung gemessen.

2.5 Datenauswertung

Alle erhobenen Daten wurden in eine entsprechende Datenbank (Excel-Tabelle) (Microsoft Office 2010, Windows 7) übertragen. Die entsprechenden Mittelwerte, Minimal- und Maximalwerte und die Standardabweichung der einzelnen Messwerte wurden jeweils für die einzelnen Messserien wie auch für die einzelnen evaluierten Parameter bestimmt. Die intraindividuelle Standardabweichung wurde berechnet. Die Messwerte der rechten und linken Seite wurden miteinander verglichen. Anschließend wurden die Ergebnisse der verschiedenen Messmethoden bezüglich MHK-5 miteinander verglichen. Die Daten wurden als Mittelwerte mit Standardabweichung präsentiert. Die Grafiken wurden mithilfe von Excel (Microsoft Office 2010, Windows 7) und mit GraphPad Prism 5 (GraphPad Software, La Jolla, CA, USA) erstellt.

3 Ergebnisse

Um das Bewegungsausmaß der MHK-5-Palmarflexion zu ermitteln wurden die drei beschriebenen Messmethoden (elektrogoniometrisch, optisch und sonografisch) bei 22 Probanden (44 Hände) eingesetzt. Die MHK-4-Palmarflexion wurde bei den gleichen Probanden nur sonografisch ermittelt. Die erhobenen Daten aller Versuchsteilnehmer konnten vollständig ausgewertet werden. Ziel war hier sowohl die Etablierung für Normalwerte für die MHK-Beweglichkeit der Klein- und Ringfinger, zum anderen die Evaluation, inwiefern die unterschiedlichen Messverfahren einen Einfluss auf die Ergebnisse haben.

Es wurden vergleichbare Ergebnisse der drei Messmethoden festgestellt. Zudem konnten ähnliche Messwerte der rechten im Vergleich zu linken Seite bei jedem Messverfahren festgestellt werden. Eine aktive Streckung des fünften MHK über die metakarpale Ebene wurde bei einer Probandin beobachtet, dies widerlegte die bisherige Annahme, dass nur eine passive Streckung des MHK-5 über die metakarpalen Ebene möglich ist (Bade, Koebke et al. 1993).

3.1 Probanden

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden 22 gesunde Probanden (insgesamt 44 Hände) untersucht. Das Durchschnittsalter lag bei $38,8 \pm 10,5$ Jahren (21 – 57 Jahre), 13 Probanden waren weiblich, 9 waren männlich (Geschlechterverhältnis ungefähr 1,45 : 1), 21 Probanden waren Rechts-, einer Linkshänder.

3.2 Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5

Der Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5 bei der sonografischen Messung betrug $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$ (rechte Hand: $25,6^\circ \pm 3,4^\circ$, linke Hand: $24,6^\circ \pm 3,6^\circ$). Die elektrogoniometrisch gemessene maximale Palmarflexion betrug im Mittel $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$ (rechte Hand: $24,2^\circ \pm 3,3^\circ$; linke Hand: $24,3^\circ \pm 3,9^\circ$). Die Ergebnisse der fotografischen Messungen lagen bei $24,9^\circ \pm 6,2^\circ$ ($25,5^\circ \pm 6,3^\circ$ rechts und $24,4^\circ \pm 6,2^\circ$ links).

3.3 Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-4

Die sonografische Ermittlung der Beweglichkeit von MHK-4 ergab einen Mittelwert von $12,2^\circ \pm 3,0^\circ$ ($12,7^\circ \pm 3,2^\circ$ rechts und $11,8^\circ \pm 2,8^\circ$ links).

3.4 Ergebnisse der MHK-5-Beweglichkeit

3.4.1 Ergebnisse der sonografischen Messung

Der sonografisch ermittelte Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5 betrug $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuellem Standardabweichung (für die einzelne Hand) von $2,5^\circ$.

Der Mittelwert der Palmarflexion des rechten MHK-5 betrug $25,6^\circ \pm 3,4^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuellem Standardabweichung von $2,5^\circ$. Das maximale Bewegungsausmaß war 35° , das minimale war 17° . Der Mittelwert der linken Hand betrug $24,6^\circ \pm 3,6^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuellem Standardabweichung von $2,6^\circ$. Das maximal gemessene Bewegungsausmaß war 36° , das minimale war 14° .

Es wurden hier zwar sehr ähnliche Werte der rechten im Vergleich zu linken Seite ermittelt, jedoch zeigte der Zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben in Excel einen signifikanten Unterschied (P-Wert $< 0,05$).

In dieser Berechnung wurden sieben Messungen pro Hand bei 42 Händen und drei Messungen pro Hand bei zwei Händen inkludiert.

Ergebnisse

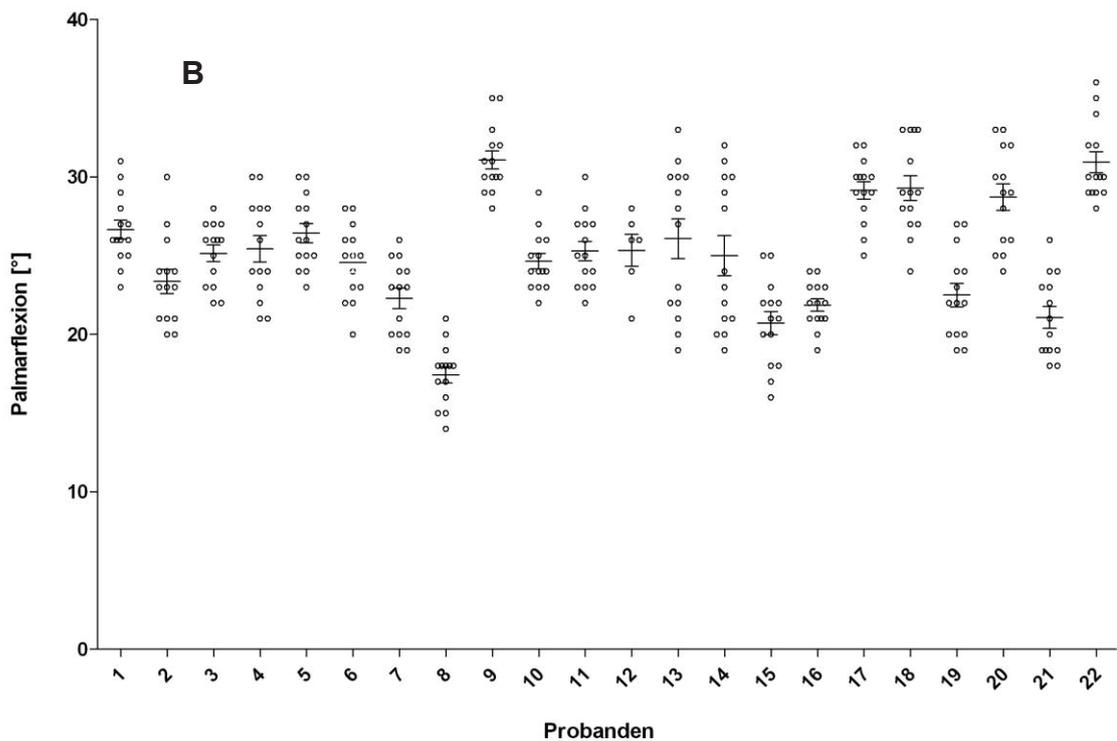
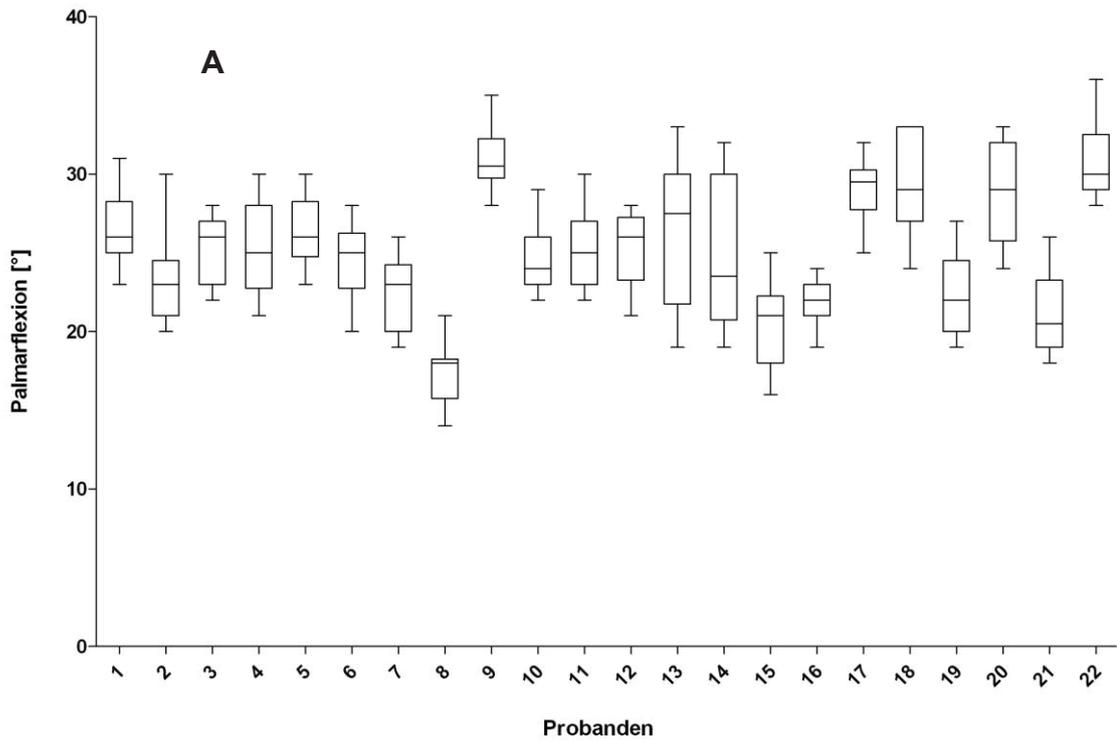


Diagramm 1 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-5. Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden (A) und die Streuung der Mittelwerte (B). Hier wurden die Messwerte der beiden Seiten gemittelt.

Ergebnisse

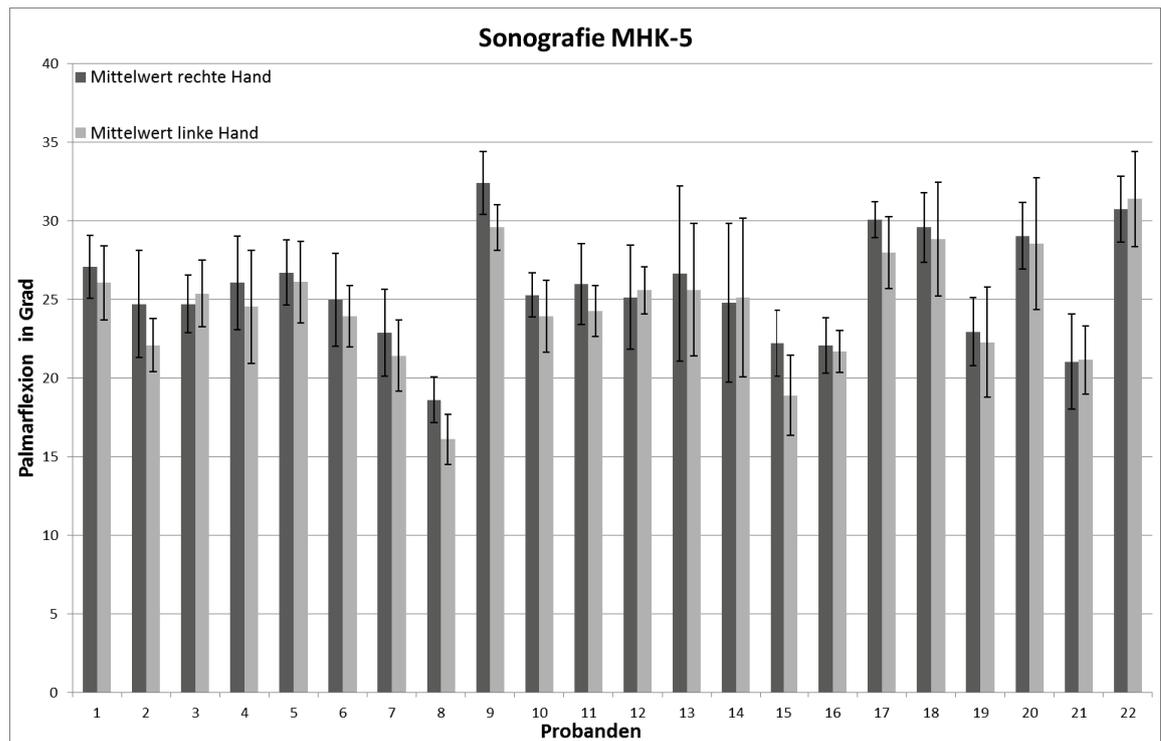


Diagramm 2 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.

Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden des rechten und linken MHK-5. Auffallend ist eine geringe Seitendifferenz bei individuell unterschiedlicher maximaler Palmarflexion.

3.4.2 Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung

Bei der Messung der aktiven Palmarflexion des MHK-5 durch das Elektrogoniometer (Firma Biometrics Ltd. UK) betrug der Mittelwert $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung (für die einzelne Hand) von $2,3^\circ$. Hierbei wurden sechs Messungen pro Hand bei 44 Händen berücksichtigt.

Der Mittelwert der Palmarflexion des rechten MHK-5 betrug $24,2^\circ \pm 3,3^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung von $2,3^\circ$. Das maximale Bewegungsausmaß war 39° , das minimale war 17° . Der Mittelwert der linken Hand betrug $24,3^\circ \pm 3,9^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung von $2,2^\circ$. Das maximal gemessene Bewegungsausmaß war 38° , das minimale war 15° .

Der Zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben in Excel zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (P-Wert > 0,05).

Ergebnisse

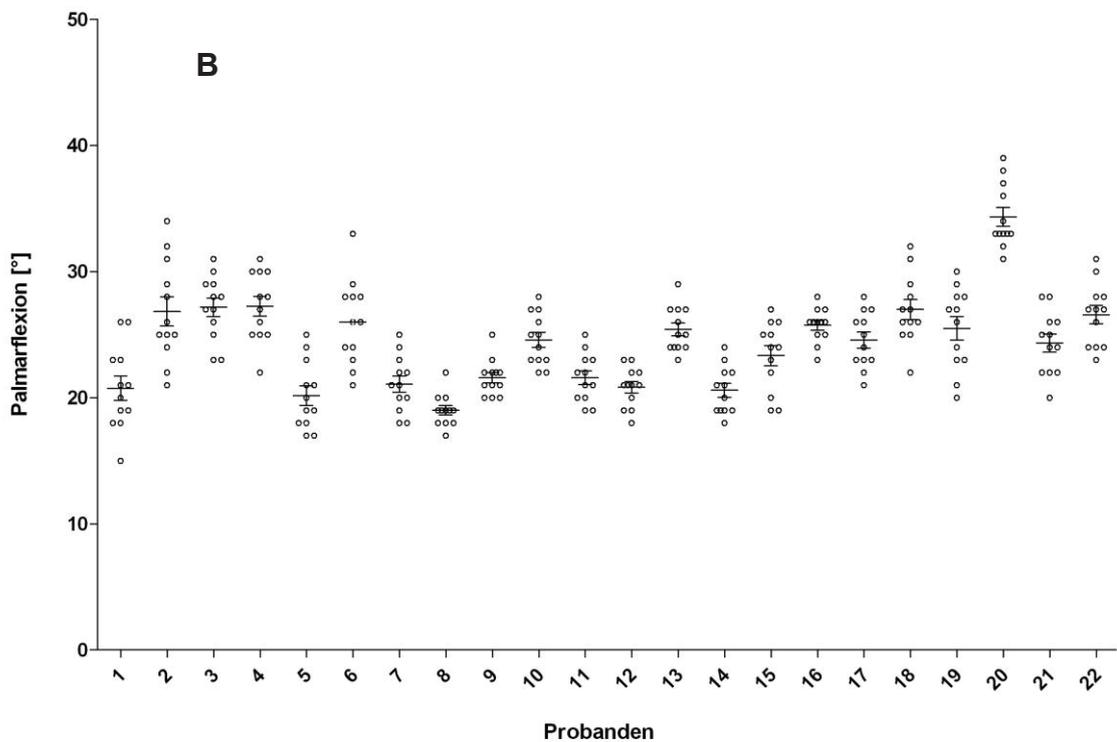
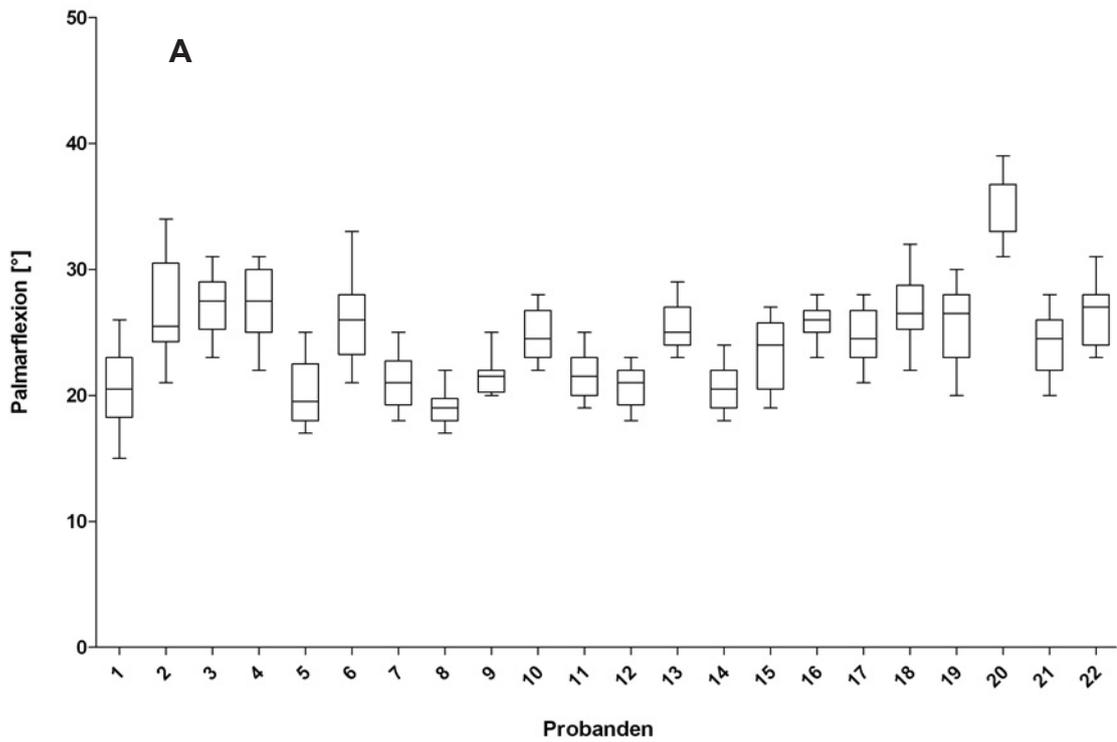


Diagramm 3 : Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung des MHK-5. Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden (A), und die Streuung der Mittelwerte (B). Hier wurden die Messwerte der beiden Seiten gemittelt.

Ergebnisse

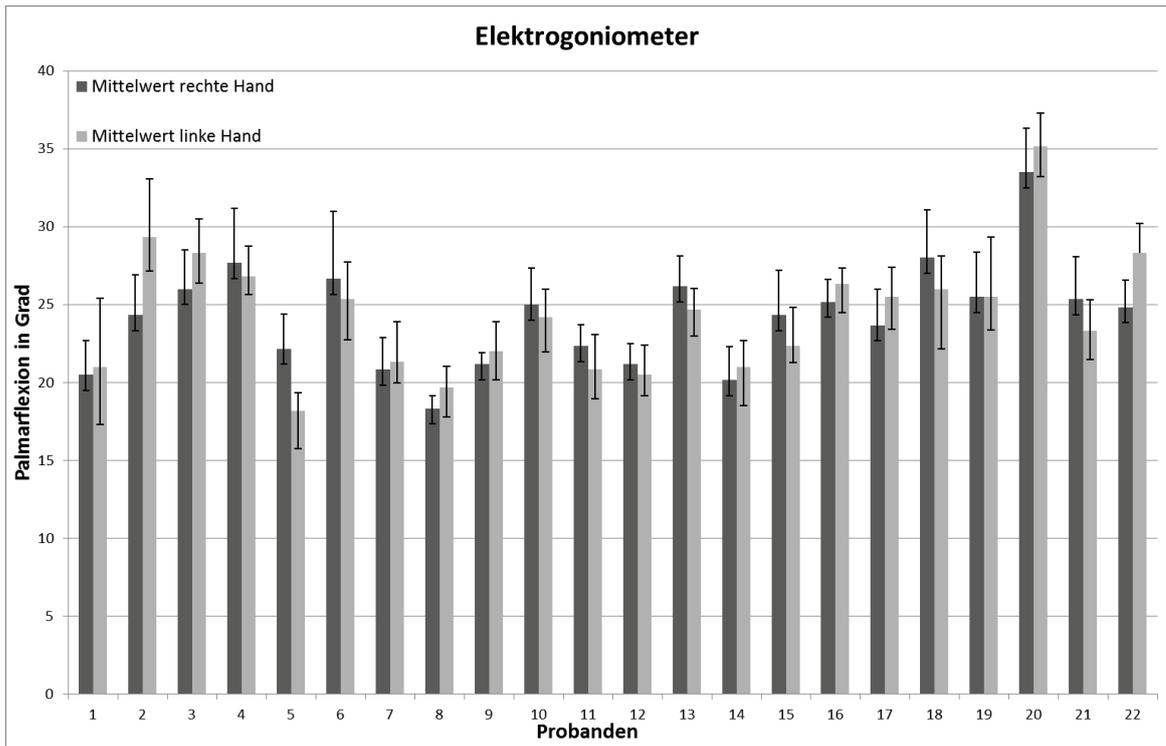


Diagramm 4 : Ergebnisse der elektrogoniometrischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.

Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden des rechten und linken MHK-5. Auffallend ist auch hier eine nur geringe Seitendifferenz bei individuell unterschiedlicher maximaler Palmarflexion.

3.4.3 Ergebnisse der optischen Messung

Im optischen Messverfahren betrug der Mittelwert der aktiven MHK-5-Palmarflexion $24,9^\circ \pm 6,2^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung (für die einzelne Hand) von $3,5^\circ$. Hierbei wurden ebenfalls sechs Messungen pro Hand bei 44 Händen berücksichtigt.

Der Mittelwert der Palmarflexion des rechten MHK-5 betrug $25,5^\circ \pm 6,3^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung von $3,7^\circ$. Das maximale Bewegungsausmaß war 44° , das minimale war 9° . Der Mittelwert der linken Hand betrug $24,4^\circ \pm 6,2^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung von $3,4^\circ$. Das maximal gemessene Bewegungsausmaß war 44° , das minimale war 11° . Hier befindet sich höhere sowohl intraindividuelle als auch interindividuelle Standardabweichung im Vergleich zu den anderen Messmethoden. Zusätzlich sieht man auch extreme Werte beim maximalen und minimalen Bewegungsausmaß.

Der Zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben in Excel zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite (P-Wert > 0,05).

Ergebnisse

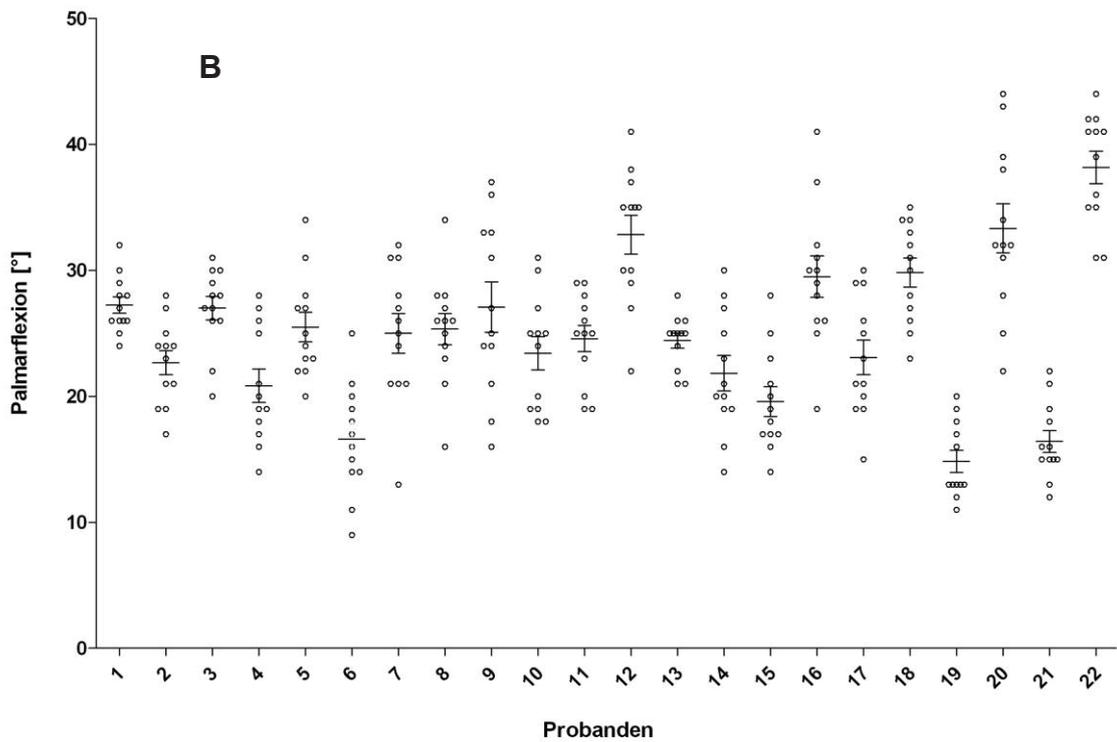
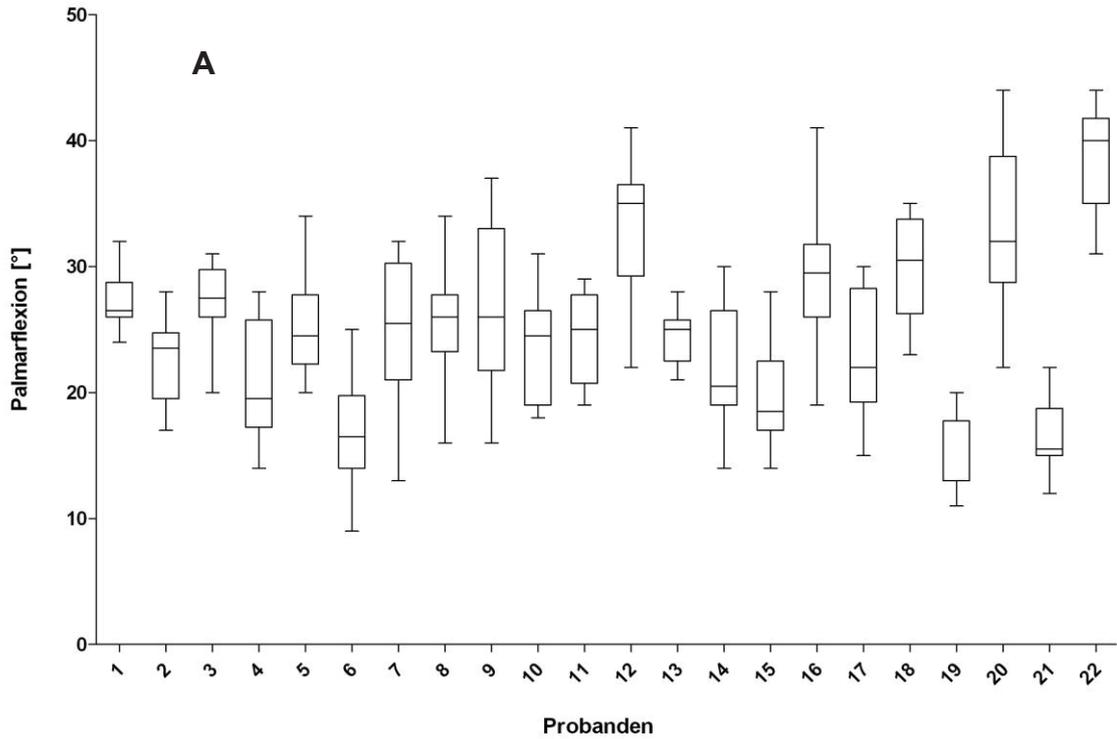


Diagramm 5 : Ergebnisse der optischen Messung des MHK-5.

Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden (A) und die Streuung der Mittelwerte (B). Hier wurden die Messwerte der beiden Seiten gemittelt.

Ergebnisse

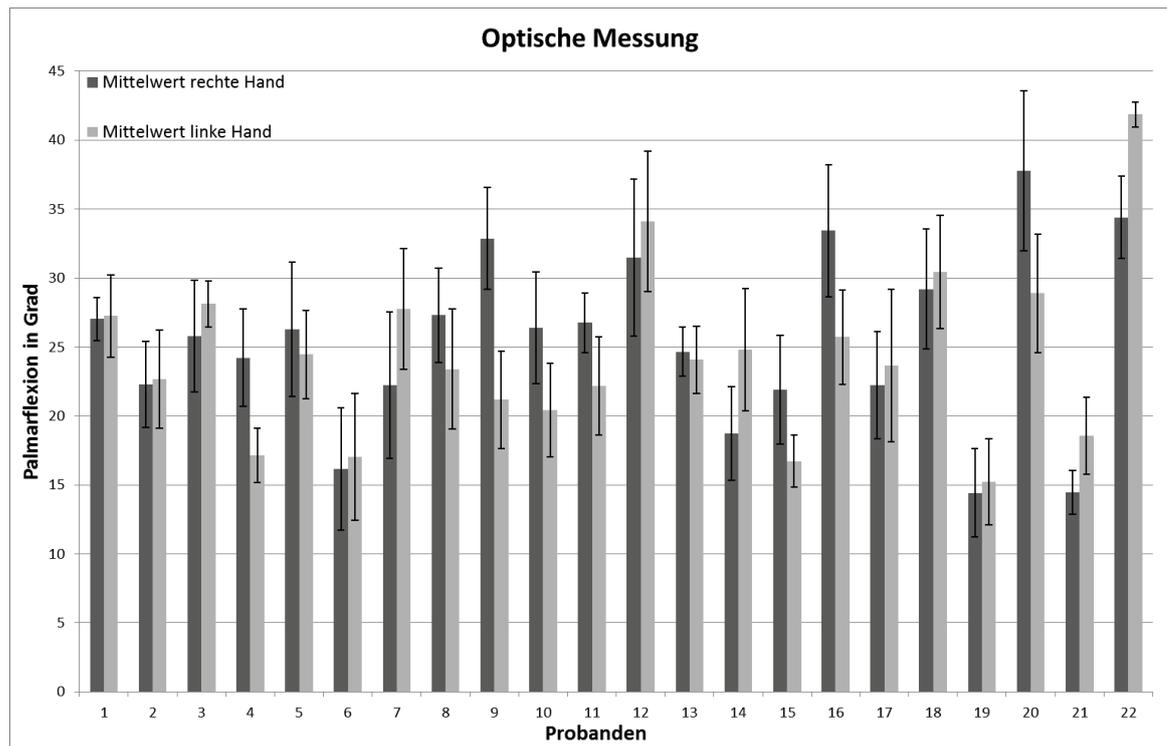


Diagramm 6 : Ergebnisse der optischen Messung des MHK-5 im Seitenvergleich.

Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden des rechten und linken MHK-5. Auffallend ist hier eine höhere Seitendifferenz bei individuell unterschiedlicher maximaler Palmarflexion im Vergleich zu den übrigen Methoden.

3.4.4 Vergleich aller Messmethoden mit Seitenvergleich

Es wurden vergleichbare Ergebnisse der Mittelwerte der Palmarflexion des MHK-5 aller drei Messmethode festgestellt. Hierbei war der P-Wert $> 0,05$ bei Varianzanalyse (ANOVA) in Excel (Microsoft Excel 2010) und damit zeigte sich hier kein signifikanter Unterschied. Der Mittelwert der maximalen Palmarflexion des MHK-5 bei der Sonografie betrug $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$, bei der elektrogoniometrischer Methode wurde ein vergleichbarer Wert von $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$ ermittelt. Zwar lagen die Ergebnisse bei der fotografischen Messung ebenfalls in diesem Bereich, jedoch fand sich hier eine größere Standardabweichung $24,9^\circ \pm 6,2^\circ$ im Vergleich zu den beiden übrigen Messmethoden.

Zudem wurden sehr ähnliche Werte der rechten im Vergleich zu linken Seite bei jedem Messverfahren festgestellt. Hierbei zeigte der Zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben in Excel keinen signifikanten Unterschied bei der elektrogoniometrischen (P-Wert $> 0,05$) und optischen Messung (P-Wert $> 0,05$), allerdings einen signifikanten Unterschied (P-Wert $< 0,05$) bei der sonografischen Messung.

In dieser Arbeit wurden allerdings die beiden Seiten bei jedem Probanden gemessen und ein Mittelwert der beiden Seiten pro Proband zusätzlich berechnet.

Ergebnisse

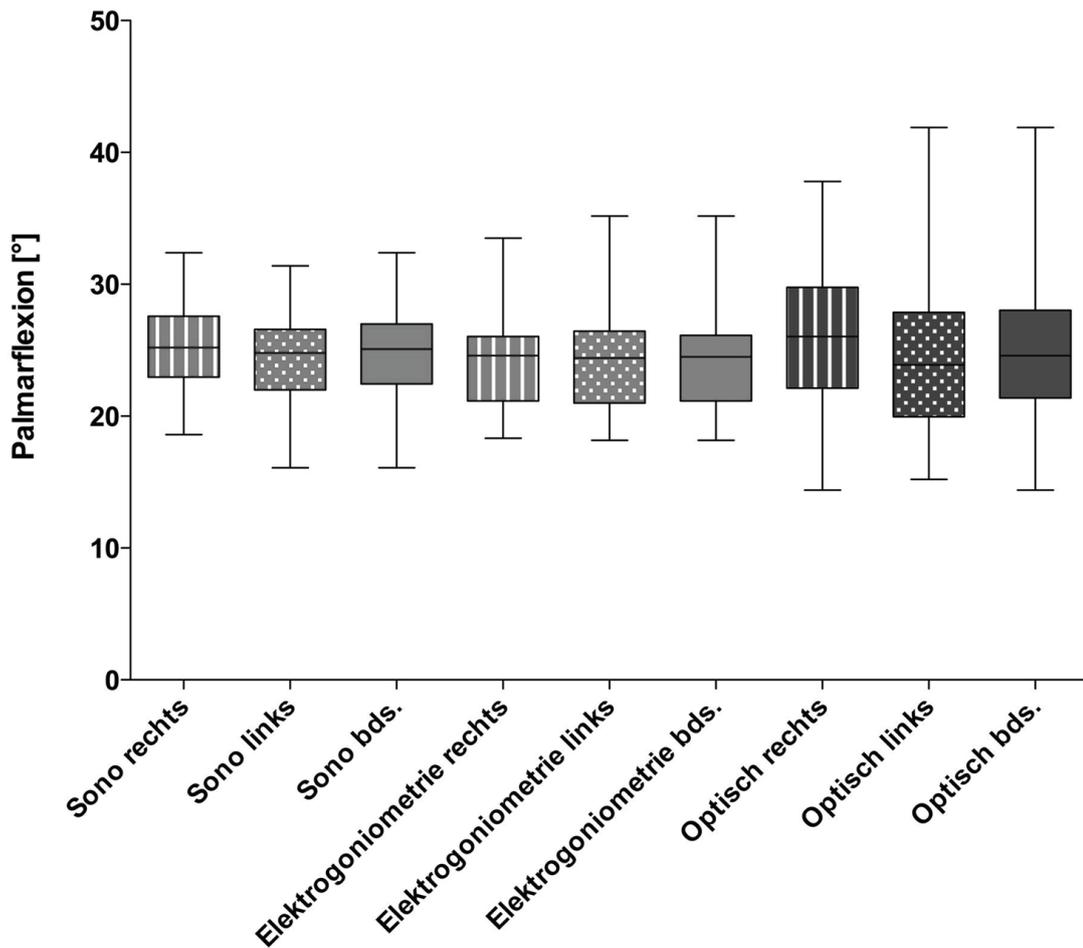


Diagramm 7 : Vergleich der Mittelwerte des MHK-5 aller drei Messmethoden.

Dargestellt sind die durchschnittlichen Mittelwerte aller Messmethoden sowohl des rechten und linken MHK-5 als auch der durchschnittlicher Mittelwert beidseits. Auffallend sind ähnliche Mittelwerte aller Messmethoden bei höherer Standardabweichung der optischen Messung.

Ergebnisse

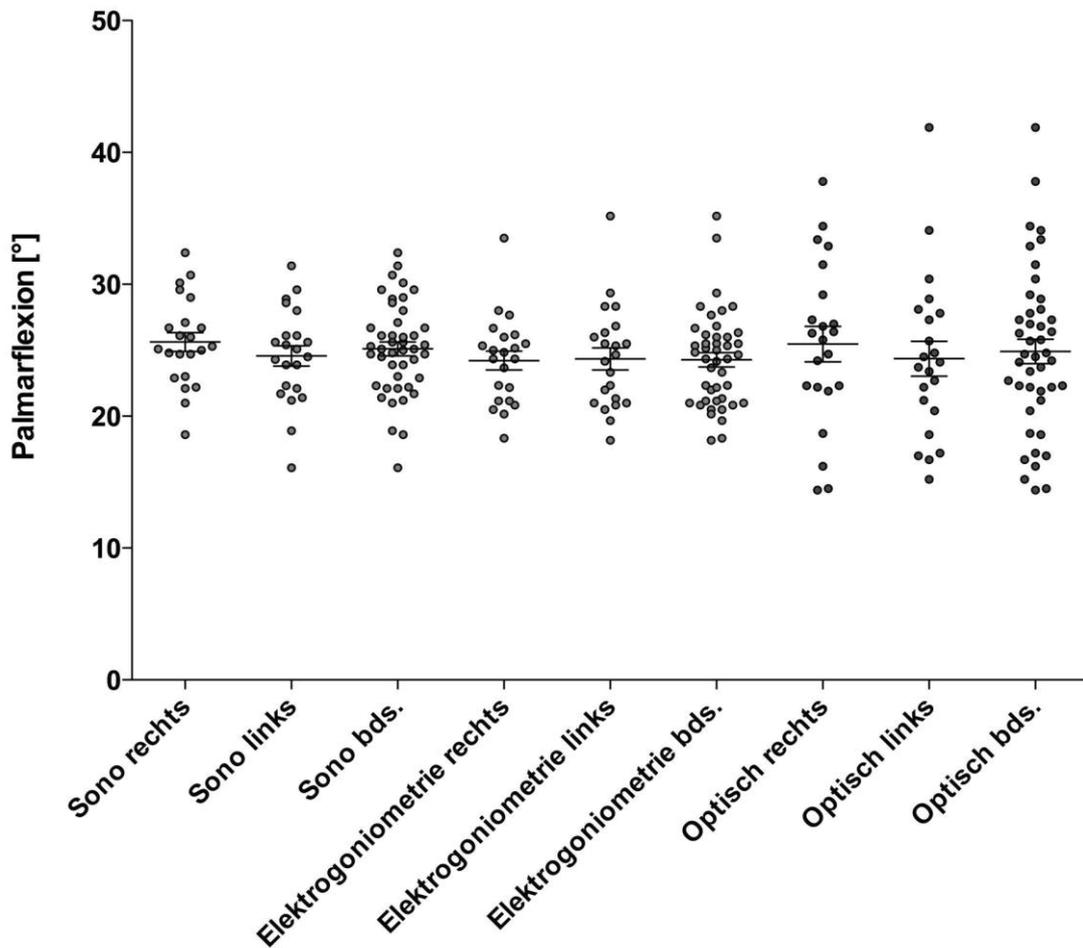


Diagramm 8 : Vergleich der Ergebnisse aller drei Messmethoden mit Mittelwertstreuung des MHK-5.

Dargestellt sind die durchschnittlichen Mittelwerte aller Messmethoden sowohl des rechten und linken MHK-5 als auch der durchschnittlicher Mittelwert beidseits mit Darstellung der Mittelwertstreuung.

3.5 Ergebnisse der MHK-4-Beweglichkeit

Es wurden sieben Messungen pro Hand bei 42 Händen und drei Messungen pro Hand bei zwei Händen in dieser Berechnung berücksichtigt.

Der Mittelwert der Palmarflexion des MHK-4 konnte sonografisch ermittelt werden, dieser betrug $12,2^\circ \pm 3,0^\circ$ bei durchschnittlicher intraindividuelle Standardabweichung (für die einzelne Hand) von $1,7^\circ$. Die Palmarflexion der rechten Hand betrug $12,7^\circ \pm 3,2^\circ$, während die von der linken Seite $11,8^\circ \pm 2,8^\circ$ betrug. Das maximal gemessene Bewegungsausmaß der rechten Seite war 22° , das minimale war 4° , das maximale der linken Seite war 21° , das minimale war ebenfalls 4° .

Hier auch zeigte der Zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben in Excel einen signifikanten Unterschied (P-Wert $< 0,05$) im Seitenvergleich.

Ergebnisse

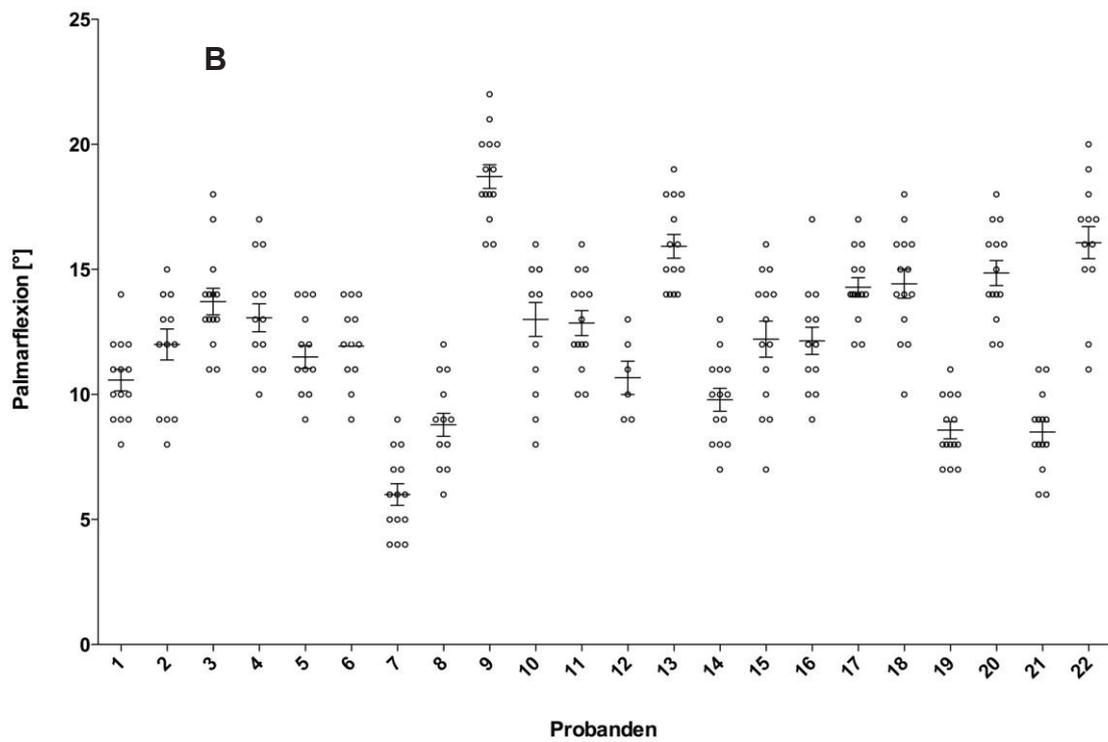
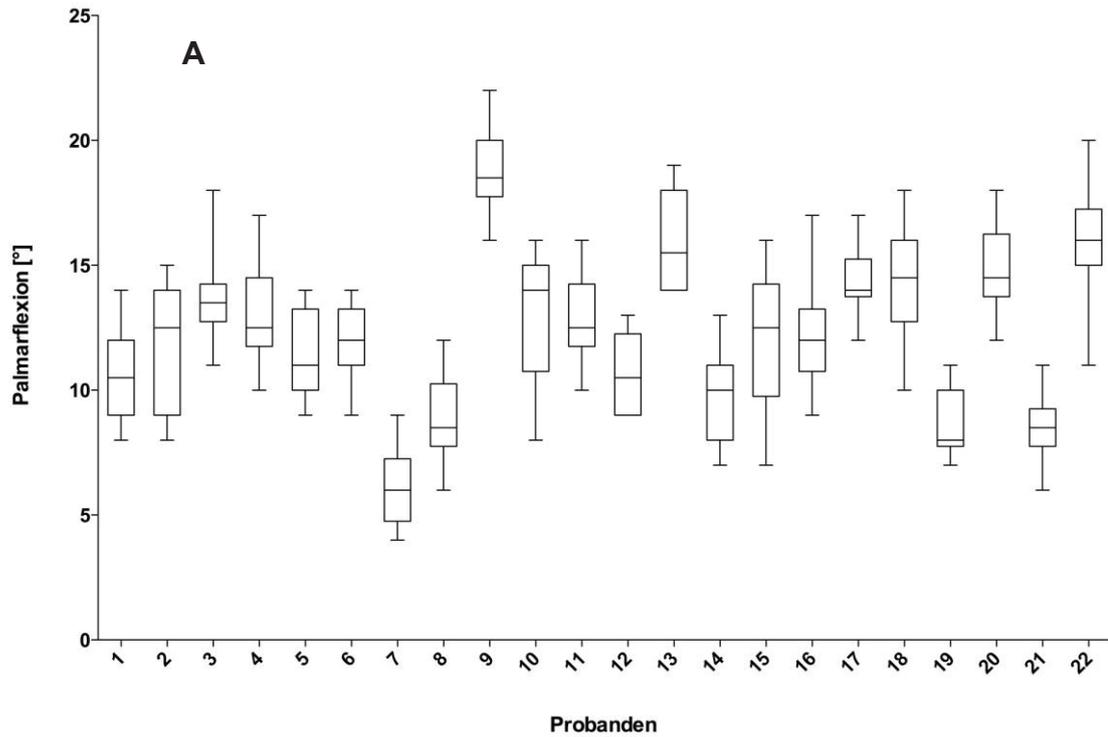


Diagramm 9 : Die Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-4. Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden des MHK-4 (A) und die Streuung der Mittelwerte (B). Hier wurden die Messwerte der beiden Seiten gemittelt.

Ergebnisse

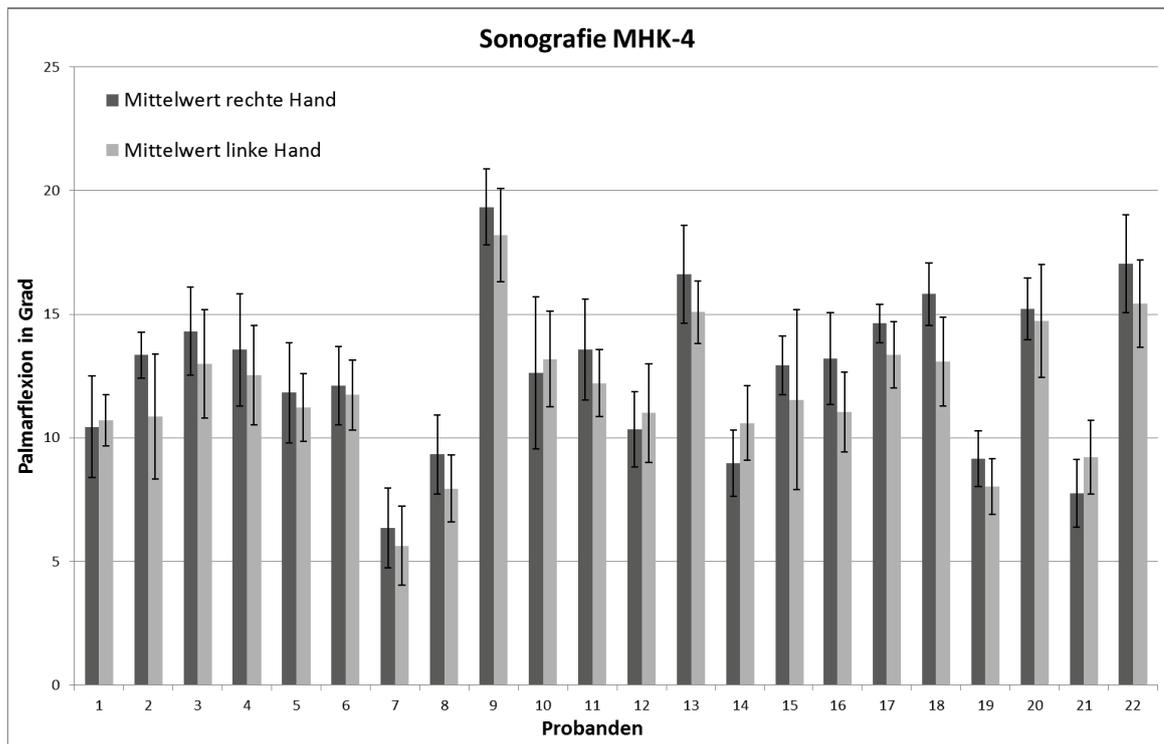


Diagramm 10 : Ergebnisse der sonografischen Messung des MHK-4 im Seitenvergleich.

Dargestellt sind die Mittelwerte aller Probanden des rechten und linken MHK-4. Wie zuvor beim MHK-5 ist nur geringe Seitendifferenz bei individuell unterschiedlicher maximaler Palmarflexion zu erkennen.

4 Diskussion

In dieser biomechanischen Untersuchung konnte die aktive maximale Palmarflexion des fünften MHK sonografisch, elektrogoniometrisch und optisch bei 44 Händen von 22 gesunden Probanden ermittelt werden. Die unten aufgeführten Messwerte verstehen sich als die maximale aktive Palmarflexion ab der metakarpalen Ebene. Mit Hilfe der Sonografie im Wasserbad wurde ein Bewegungsausmaß von $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$ festgestellt. Ähnliche Werte wurden durch die elektrogoniometrische $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$ und durch die optische Messung $24,9^\circ \pm 6,2^\circ$ erhoben. Zusätzlich konnte eine maximale aktive Palmarflexion von MHK-4 von $12,2^\circ \pm 3,0^\circ$ sonografisch ermittelt werden. Es wurden keine signifikanten Unterschiede (P-Wert > 0,05) zwischen allen drei Messmethoden festgestellt. Im Seitenvergleich gab es zwar sehr geringen aber signifikanten Unterschied (P-Wert < 0,05) bei sonografischen Messung aber keinen signifikanten Unterschied bei optischen und elektrogoniometrischen Messung (P-Wert > 0,05). Die Sonografie erwies sich als eine präzise und praktikable Methode zur Messung der Palmarflexion des MHK-4 und -5. Eine derart detaillierte *in vivo* Studie zur Palmarflexion des MHK-4 und -5 ist bisher nicht in der Literatur zu finden.

4.1 Relevanz der MHK-4/5-Beweglichkeit

Bei 80 % der täglichen Aktivitäten, die die Hand involvieren, wird eine Griffart beobachtet, bei der sich die Mittelhand an die Form des erfassten Objektes anpasst (Napier 1956, Kapandji 2009). Die freie metakarpale Beweglichkeit ist hierfür unerlässlich (Napier 1956, Sangole and Levin 2008, Buffi, Hoover et al. 2012). Verletzungen auf Höhe des Mittelhandbogens können die normale Beweglichkeit der Hand einschränken und sind somit von großer Bedeutung für die Betroffenen. Eine bedeutende Verletzung auf Höhe des metakarpalen Bogens ist die Basisfraktur des Kleinfingermittelhandknochens bzw. die Luxationsfraktur des CMC-Gelenks. Aufgrund seiner erhöhten Mobilität und der randständigen Position ist der 5. Strahl im Vergleich besonders häufig betroffen (Hsu and Curtis 1970, Goedkoop, van Onselen et al. 2000, Woon, Chong et al. 2006, Bushnell, Draeger et al. 2008). Diese Verletzung führt regelhaft zu Dysfunktion bzw. Bewegungseinschränkung des metakarpalen Bogens (Woon,

Chong et al. 2006) und unbehandelt zu schweren Funktionseinbußen der gesamten Hand (Bora and Didizian 1974, Gehrman, Grassmann et al. 2011, Buffi, Crisco et al. 2013). Eine operative Versorgung zur Wiederherstellung der Gelenkanatomie und somit der metakarpalen Beweglichkeit ist häufig erforderlich (Bushnell, Draeger et al. 2008, Gehrman, Grassmann et al. 2011, Gehrman, Kaufmann et al. 2015). Der Behandlungserfolg einer konservativen oder operativen Therapie hängt u.a. davon ab, ob die Beweglichkeit des MHK-5 und die physiologische Funktion des metakarpalen Bogens wiederhergestellt werden kann. Somit bedarf die Erfassung des Behandlungserfolgs einer Quantifizierung der MHK-5 Beweglichkeit. Umso erstaunlicher ist, dass bisher weder Normalwerte für die MHK-5-Beweglichkeit definiert noch Messverfahren zur Evaluation dieser Beweglichkeit routinemäßig implementiert wurden. In dieser Arbeit konnte eine derartige Methode evaluiert und Normalwerte für die MHK-4/-5-Beweglichkeit definiert werden.

4.2 Anatomische Besonderheiten und Referenzpunkte

Klinisch sind die CMC-4- und -5-Gelenke einer direkten Bewegungsmessung nicht zugänglich. Funktionell erscheint außerdem die Beweglichkeit des CMC-Gelenks selbst weniger entscheidend zu sein, als vielmehr die Beweglichkeit des jeweiligen MHK als Effektor der Greiffunktion der Hand (Bade, Koebke et al. 1993, Buffi, Crisco et al. 2013). Die MHK sind hingegen weniger von Weichteilen bedeckt und bieten sich für verschiedene Messverfahren als Referenzpunkt an. Die MHK weisen anatomisch Besonderheiten auf, die im Folgenden beschrieben werden.

Die MHK der Langfinger verlaufen von proximal nach distal fächerartig, sodass die Mittelhand auf Höhe des Mittelhandköpfchen abgeflachter und breiter wird als die Basis (Schmidt and Lanz 2003). Zusätzlich stimmt die Achse der Mittelhandköpfchen nicht mit dieser der Basen überein (Singh 1979, Peters and Koebke 1990), diese Achsenveränderung ermöglicht die Opposition des Klein- und Ringfingers (Zumhasch 2012). Aufgrund der straffen Bandführung der CMC-2- und -3-Gelenke zählen der MHK-2 und -3 zu dem immobilen Teil der Hand, und wirken als Träger für den mobilen Daumenmittelhandknochen sowie die zwei ulnaren beweglichen Strahlen, wobei der MHK-3 der stabilste MHK ist

Diskussion

(Viegas, Crossley et al. 1991, Dzwierzynski, Matloub et al. 1997, El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Nakamura, Patterson et al. 2001, Schmidt and Lanz 2003, Nanno, Buford et al. 2007). Aus diesem Grund bietet sich MHK-3 als Referenzpunkt für die Messungen im Rahmen dieser Studie an. Der Schaft der MHK bildet nach dorsal eine dreieckige Fläche, wobei die Basis des Dreiecks sich distal im subkapitalen Bereich befindet. Hier weist der Schaft eine Abflachung im Übergangsbereich zum Kopf auf (Doyle and Botte 2003). Dieser knappe, flache Übergang konnte im Gegensatz zum leicht gekrümmten Kopf und Schaft sehr präzise sonografisch abgebildet werden und wurde in dieser Untersuchung als verlässlicher Referenzpunkt verwendet.

4.3 Diskussion der Versuchsmethodik

4.3.1 Versuchsdesign

Wie bereits zuvor beschrieben, ist eine direkte *in vivo* Messung der CMC-Gelenk-Beweglichkeit durch eine nicht invasive Art nach wie vor unmöglich (Batmanabane and Malathi 1985, Bade, Koebeke et al. 1993, Buffi, Crisco et al. 2013). Dies konnten wir in Vorversuchen zur dargelegten Arbeit bestätigen. Da funktionell die Beweglichkeit des CMC-Gelenks selbst weniger entscheidend ist als die Beweglichkeit des jeweiligen MHK, wurde im Rahmen dieser Arbeit die MHK-Beweglichkeit als Substitut für die CMC-Funktion verwendet. Angesichts der biomechanischen Vorarbeiten von Palande, Bade und Buffi (Palande 1983, Bade, Koebeke et al. 1993, Buffi, Crisco et al. 2013) erscheint die Messung der sogenannten „Palmarflexion“ oder „*metacarpal flexion*“ des fünften MHK als funktionell am besten und als wichtigster messbarer Faktor in der Formation des metakarpalen Bogens.

Die deutlichste Bewegung der MHK der Langfinger ist distal zu beobachten, daher der Entschluss zu Messung im subkapitalen Bereich. Auf dieser Höhe kann man die Sensoren des Elektrogoniometers gut befestigen. Noch wichtiger erschien dies bei der sonografischen Messung, denn dieser Bereich lässt sich hierbei wie eine quer verlaufende Linie abbilden. Der weiter distal gelegene

Diskussion

MHK-Kopf und der proximale Schaft sind hingegen leicht bogenförmig konfiguriert und schlechter als anatomischer Referenzpunkt abzubilden. Durch die Wahl des Referenzpunktes konnte ein standardisiertes Verfahren aufgebaut werden. Somit konnte für alle drei Messmethoden ein vergleichbares Messverfahren zur Evaluation der für die Handfunktion so wichtigen MHK-4 und -5 Beweglichkeit etabliert werden. Dies ermöglicht eine hohe Vergleichbarkeit der gewonnenen Werte.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden drei unterschiedliche Methoden zur Bestimmung der MHK-5-Beweglichkeit miteinander verglichen. Nach entsprechenden Vorversuchen wurden diese drei Untersuchungsmethoden als die erfolgversprechendsten erachtet. Im Vorfeld dieser Arbeit versuchten wir die Beweglichkeit im CMC-Gelenk durch die Messung des Winkels zwischen Os hamatum und MHK-5 zu bestimmen. Dabei wurden die Endplatten des Elektrogoniometers auf das Os hamatum und streckseitig auf MHK-5 geklebt. Aufgrund des kurzen Abstands in diesem Bereich musste das Spiralelement stark gebogen werden. Der Proband führte anschließend Palmarflexion des MHK-4/-5 aus. Die gemessenen Bewegungswerte waren so diskrepant und wiesen hohe Abweichungen auf, dass wir dieses Messverfahren weder als reliabel noch als praktikabel erachtet haben.

Es traten systematische und individuelle Fehler während der Vorversuche auf. Einige Probanden konnten die erforderliche Bewegung des MHK-4 und -5 nicht vollständig und korrekt durchführen. Sie sollten eine maximale Opposition des Kleinfingers in Richtung Daumen ausführen, stattdessen bewegten sie den Thenar stärker als Hypothenar, sodass damit die maximal mögliche Palmarflexion des Kleinfingerstrahls vom Individuum nicht erreicht wurde. Dieses Problem wurde durch die Aufklärung und die wiederholte Übungen vor der tatsächlichen Messung vermieden. Zusätzlich wurde im Rahmen der Übungen vor den tatsächlichen Messungen beobachtet, dass die Probanden die erforderliche Bewegung mit der rechten Hand besser als mit der linken durchführen konnten, diese Beobachtung war deutlicher bei sonografischen Messung im Wasserbad. Auch dieses wurde durch wiederholte Übung minimiert. Ferner gab es spezifi-

Diskussion

sche Probleme bei jeder Messmethode, diese werden in den folgenden Abschnitten erläutert.

4.3.2 Sonografische Messmethode

Völlig neuartig an dieser Studie ist die sonografische Messung der MHK-Beweglichkeit. Diese wurde erst durch die Untersuchung im Wasserbad ermöglicht und stellt ebenfalls ein Novum dar. Dies hat die Untersuchung nicht nur erheblich erleichtert sondern auch eine hohe Präzision der Messmethodik ermöglicht. Standardisierte Positionen des Schallkopfes konnten beibehalten und gleichzeitig verwertbare Aufnahmen erzielt werden.

In anderen Bereichen wie z.B. der Fußchirurgie wurde die sonografische Darstellung der Fußknochen und damit die Diagnose einer Mittelfußknochenfraktur als präzise eingestuft (Bica, Sprouse et al. 2016). Beweglichkeitsmessungen wurden hier aber nicht durchgeführt. In zwei Studien zur sonografischen Darstellung von Fuß- und OSG-Frakturen wurde eine gute sonografische Abbildung der entsprechenden Frakturen, die mit einer radiologischen Diagnose vergleichbar sei, beschrieben (Canagasabay, Callaghan et al. 2011, Ekinci, Polat et al. 2013). Auch hier wurden bisher keine Beweglichkeitsmessungen unternommen.

Sonografische Beweglichkeitsuntersuchungen von Sehnen der distalen oberen Extremität sind in der Literatur belegt (Nanno, Sawaizumi et al. 2015). Beispielsweise wurde die Positionsänderung der Sehne des M. flexor pollicis longus sonografisch in Abhängigkeit der Handgelenks- und Daumenposition untersucht. Eine sonografische Beweglichkeitsuntersuchung des N. medianus relativ zur Handgelenk- und Fingerflexion erfolgte durch dieselben Autoren (Nanno, Sawaizumi et al. 2015). In beiden Untersuchungen konnte der Autor präzise Bewegungsmuster der Sehne bzw. des Nerven durch die Sonografie nachweisen.

Die Sonografie kann auch diskrete knöchernen Veränderungen im Bereich der Mittelhand darstellen (Lopez-Ben, Bernreuter et al. 2004, Iagnocco, Filippucci et al. 2005). Hier wird die Sonografie regelmäßig in der rheumatologischen Diagnostik eingesetzt, womit auch kleinste Erosionen frühzeitig erkannt werden

Diskussion

können. Die Sonografie im Handbereich ist zur Diagnose von Weichteilläsionen inklusive der Darstellung von Sehnen, Bändern und Weichteiltumoren längst etabliert (Bajaj, Pattamapasong et al. 2009). Ihre diagnostische Rolle bei Frakturen sowie Knochenläsionen nimmt zu. Die Sonografie bietet hier die Möglichkeit, gut auswertbare Aufnahmen der Weichteile der Hand aber auch der Knochenstrukturen ohne Strahlenbelastung in einfacher Weise durchzuführen und auch dynamische Untersuchungen anzufertigen (Teefey, Middleton et al. 2000, Bajaj, Pattamapasong et al. 2009).

Andere Autoren finden, dass Hochauflösungsschallköpfe in der Lage sind, die normale Anatomie der Hand exzellent abzubilden (Bianchi, Martinoli et al. 2001, Czekajska-Chehab, Sempoch et al. 2003).

Die Sonografie wird in der Diagnose von Knochenveränderungen im MCP-Bereich auch bei Tieren erfolgreich eingesetzt (De Bastiani, de La Côte et al. 2014).

In unserer Studie war eine standardisierte Durchführung Grundvoraussetzung für die Anwendung der Sonografie. Das Abkippen des Schallkopfs mit Unterbrechung der Schalleitung kann zu Abweichungen der Messwerte führen. In dieser Arbeit erfolgte die Untersuchung im Wasserbad, hierbei wurden präzise Aufnahmen der MHK trotz fehlendem Kontakt zwischen Schallkopf und MHK während der aktiven Palmarflexion erzielt.

Eine Limitation der sonografischen Methode ist die Durchführung im Wasserbad: Es sollte vor Durchführung einer solchen Messung stets geklärt werden ob der zu verwendete Schallkopf wasserdicht ist. Bei großen Handdurchmessern ist die Darstellung der kompletten MHK-3, -4 und -5 bei schmalen linearen Schallköpfen manchmal nicht möglich. Dieses kann durch Verwendung breiterer Sonden gelöst werden. In unseren Versuchen konnte jedoch mindestens die Hälfte des MHK-3 und -5 dargestellt werden, was für die präzise Messung ausreichend war.

In dem in dieser Arbeit benutzen Ultraschallgerät war eine Winkelmessung nicht in der Software integriert. Somit wurde an dieser Stelle ein digitales Winkelmessungsprogramm benutzt. Eine konventionell goniometrische Winkelmessung der sonografischen Bilder in Papierform ist ebenfalls möglich.

Diskussion

Manche Probanden konnten die erforderliche Beweglichkeit unter Wasser vor allem an der linken Hand vermutlich durch die veränderte Wahrnehmung der Handbeweglichkeit unter Wasser nicht korrekt bzw. nicht vollständig durchführen, dies kann den geringen aber signifikanten seitlichen Unterschied bei dieser Messmethode erklären. Die vorige Übung außerhalb des Wasserbades sowie Wiederholungen zwischen den einzelnen Messungen im Wasserbad konnten hier Abhilfe schaffen. Einige Probanden rotierten bei diesem Verfahren während der Palmarflexion des MHK-5 häufiger die Hand und Unterarm. Aus diesem Grund wurde bei dieser Untersuchung bei jedem Arbeitsschritt wiederholt auf die Hand- und Unterarmstellung geachtet, die Probanden wurden auch wiederholt hingewiesen, die Hand und den Unterarm in der vorgesehenen Stellung zu halten.

Eine andere nicht ergebnisrelevante Limitation ist die unter Wasser fehlende Fixierung der benachbarten Gelenke und Knochen, wie das Handgelenk und der Unterarm. Es wurde zwar klinisch stark auf der Stellung durch den Untersucher bei jeder Versuchswiederholung geachtet, wäre aber mit Fixierung sicherer. Hier ist zu erwähnen, dass jegliche Änderung in MHK-3-Position in der Transversalebene der Hand sonografisch abgebildet wird und damit der Untersucher auf die Positionsänderung aufmerksam wird. Außerdem erfolgt die Messung der MHK-5-Beweglichkeit in Relation zu dem stabilen MHK-3, damit ist jegliche Änderung der MHK-3-Position miterfasst. Nichtsdestotrotz wurde in dieser Arbeit darauf geachtet, dass der MHK-3 in der exakten Transversalebene der Hand blieb. Die minimale physiologische Palmarflexion des MHK-3 ist hier aus unserer Sicht zu vernachlässigen.

Alle sonografischen Messungen in dieser Arbeit wurden durch einen Untersucher durchgeführt, sodass ein untersucherabhängiger Fehler nicht getestet werden konnte. Dies kann als Ziel weiterer Studien genommen werden.

Eine sonografische Messung der passiven Extension des MHK-4 und -5 wäre technisch auch möglich, allerdings wurde darauf aufgrund der hohen Beeinflussung durch Variable (z.B. Anpressdruck) verzichtet. Eine aktive Streckung des MHK-5 wurde lediglich bei einer einzigen Probandin beobachtet.

4.3.3 Elektrogoniometrische Messmethode

Die elektrogoniometrische Messung hat sich als einfach durchführbare Methode erfolgreich bei Beweglichkeitsmessungen im Handbereich bewährt (Mann, Werner et al. 1989, Chang 2005, Koukos 2016, Dauncey, Singh et al. 2017). In einer Studie zur Beweglichkeitsmessung des Handgelenks konnte Gehrman et al (Gehrman, Roeger et al. 2016) reproduzierbare Ergebnisse durch das Elektrogoniometer im Vergleich zur konventionellen Goniometrie nachweisen. Daher wurde die Elektrogoniometrie in dieser Studie als Vergleichsmethode eingesetzt. Die elektrogoniometrische Methode wurde bisher zur Beweglichkeitsmessung der MHK bzw. des metakarpalen Bogens noch nicht beschrieben. Hingegen wurde sie bereits bei Untersuchungen im Bereich des Handgelenkes und der Fingergelenkes eingesetzt. Beispielweise untersuchte Bashardoust (Bashardoust Tajali, MacDermid et al. 2016) im Rahmen einer biomechanischen Studie insgesamt 44 Patienten mit Bewegungseinschränkung des PIP-Gelenks und des Handgelenks um die Reproduzierbarkeit der elektrogoniometrische Messmethode bei verschiedenen Untersuchern zu testen, hierbei wurden reproduzierbare vergleichbare Messwerte bei denselben und unter den verschiedenen Untersuchern beobachtet. Goodwin (Goodwin, Clark et al. 1992) kam im Rahmen einer Vergleichsstudie der Beweglichkeitsmessung des Ellenbogens zu den gleichen Ergebnisse. Bei der Messung der Daumenbeweglichkeit während der Handynutzung mit einem biaxialen Elektrogoniometer (Biometrics©) sowie mit einem manuellen Goniometer als Referenz konnten ebenfalls vergleichbare Werte gemessen werden. Hierbei lag die Fehlerquote des Elektrogoniometer bei maximaler Bewegungsmessung bei $\pm 5^\circ$, bei Winkelmessung einer festen Position sogar nur $\pm 1^\circ$ (Jonsson, Johnson et al. 2007).

Die Elektrogoniometrie zeigte sich ebenfalls als reproduzierbare Messmethode des Cobb-Winkels bei Kyphose (Perriman, Scarvell et al. 2010). Hier lag die Standardabweichung bei $\pm 1.5^\circ$ im Vergleich zum Standard-Plurimeter.

Die Reproduzierbarkeit dieser Methode wurde in einer Beweglichkeitsuntersuchung des Sprunggelenkes ebenfalls bestätigt (Bronner, Agraharasamakulam et al. 2010).

Diskussion

Allerdings hat die elektrogoniometrische Messmethode auch ihre Limitationen. Im klinischen Alltag ist eine derartige Methode nur begrenzt einsetzbar, denn ein Elektrogoniometer ist nur in wenigen Zentren verfügbar. Die Sonografie hingegen ist eine standarddiagnostische Methode, die universell verfügbar ist.

Als technische Limitierung dieses Messverfahrens wurde die Ablösung bzw. Lockerung der geklebten Sensoren v.a. bei fettiger Haut oder bei wiederholten maximalen Bewegungen beobachtet. Dadurch kann es zu falschen Messwerten kommen (Koukos 2016). Diese Limitation lässt sich durch das optische Erkennen lösen. Z.B. kann bei feuchter Haut vor dem Bekleben der Sensoren diese präpariert werden. Ebenfalls ist empfohlen, diesen Vorgang vor erneuter Pflasterbefestigung zu wiederholen und unbenutzte Pflaster zu verwenden. Dieses erhöht insgesamt deutlich die Reproduzierbarkeit der Methode.

Die vorigen Bewegungsübungen vor der tatsächlichen Messung, sowie die standardisierte Durchführung auf dem Armhalter bei gleichzeitiger Neutralstellung der benachbarten Gelenke haben für eine reproduzierbare, korrekte Messung beigetragen.

Abhängig von der Weichteilmanteldicke der untersuchten Region kann zu geminderten Messwerten, diese wurde während Vorversuche dieser Arbeit beobachtet und stellt sich als eine Limitierung dieser Messmethode dar.

4.3.4 Optische Messmethode

Bei der optischen Messung wurden knöchernen Orientierungspunkte und anatomische Referenzen (MHK-3 und -5-Köpfchen) verwendet. Der Mittelpunkt des jeweiligen Kopfes wurde auf der Haut farblich markiert.

In der Beweglichkeitsmessung des Kniegelenks anhand von farblichen Hautmarkierungen wurde erstmalig die digitale Fotografie eingesetzt, wobei hier die Reproduzierbarkeit, Zuverlässigkeit sowie die Genauigkeit der Methode festgestellt werden konnte (Bennett, Hanratty et al. 2009). Die Autoren Naylor et al. (Naylor, Ko et al. 2011) kamen zu der gleichen Schlussfolgerung in einer Vergleichsstudie zwischen der fotografischer und der radiologischer Messmethode

Diskussion

bei Kniegelenkmessung. In der Arbeit wurde gezeigt, dass die fotografische Methode genauere Ergebnisse liefert als die konventionelle Goniometrie. Crasto (Crasto, Sayari et al. 2015) verglich die fotografische mit der konventionell goniometrischen Methode bei Beweglichkeitsmessung des Ellenbogens, des Unterarms und des Handgelenks. Auch er berichtete genauere Ergebnisse bei der fotografischen Messung im Vergleich zur konventionellen Goniometrie. Als Vorteil dieser Methode befand er die Speichermöglichkeit der fotografischen Messung. Er verwendete ebenfalls ImageJ[®] zur Winkelmessung. Dieses Programm wurde auch in unserer Arbeit eingesetzt. Andere Autoren konnten die Reproduzierbarkeit, Genauigkeit und Präzision der fotografischen Methode bestätigen (Blonna, Zarkadas et al. 2012, Meislin, Wagner et al. 2016, Trehan, Rancy et al. 2017). In diesen Arbeiten wurden jedoch nur große Gelenke (Ellenbogen, Knie, Handgelenk und Schulter) mit definiertem Bewegungsmuster untersucht.

Andere smartphonebasierte Goniometriesysteme mit integrierter Winkelmessungssoftware finden bei Beweglichkeitsmessung der Gelenke ihren Einsatz (Ferriero, Vercelli et al. 2013, Behnoush, Tavakoli et al. 2016, Vauclair, Aljurayyan et al. 2018, Wagner, Conti Mica et al. 2018).

Eine wichtige Limitation war die Diskrepanz zwischen Weichteilen und Knochen bei der Bewegung, besonders bei Versuchspersonen mit dickem Weichteilmantel. Hier ließ der Knochen klinisch mehr Bewegung vermuten, als der markierte Punkt auf der Haut aufwies.

Eine weitere Limitation war die Kameraposition, denn bei dieser Methode hängt der gemessene Winkel von der Kameraposition in Relation zu den MHK-Köpfen ab. Bei manchen Probanden konnte der Referenzpunkt über dem MHK-5-Kopf abhängig von der Handgröße sowie bei höherer Beweglichkeit des MHK-5 nicht präzise erfasst werden. Da die Position der Kamera feststand, führte dieses zur unvollständigen Messung. Bei Veränderung der Kameraposition kann jedoch auch eine geometrische Aberration zu Messabweichungen führen. Bei den Ergebnissen dieser Methode konnten wir auch dementsprechend stärkere Abweichungen sowohl für den einzelnen als auch für alle Probanden feststellen, abgebildet durch die höhere Standardabweichung.

Diskussion

Nichtdestrotz erwarten wird, dass diese Methode Potential zur Messung der Gelenkbeweglichkeit hat, jedoch bedarf es hier Beseitigung der oben beschriebenen Limitationen und einem wesentlich höheren Standardisierungsgrades, z.B. fixierende Schienen, worauf die Kamera in einer definierten Ebene bewegt wird.

4.3.5 Andere Messverfahren

Andere Messverfahren, die in dieser Studie keine Anwendung fanden, zeigen ausgeprägte Limitationen bei der Bewegungsmessung. Es existieren drahtlose Messsysteme, die zur Messung der Beweglichkeit an Handgelenken bzw. Großgelenken verwendet wurden. Hierbei trägt die Versuchsperson magnetische Sensoren um das zu messende Gelenk. Dabei betrug die Differenz zum konventionellem Goniometer etwa 20° (Kumar, Yen et al. 2015) und damit war die Genauigkeit dieses Systems fraglich. Darüber hinaus ist nicht bekannt, dass dieses System für Bewegungsmessung der kleinen Handgelenke wie CMC-Gelenke geeignet ist.

Park (Park, Ro et al. 2017) stellte 2017 eine innovative dreidimensionale Messmethode vor, wobei ein Messgerät in Form eines Handschuhs mit eingebauten weichen Sensoren aus flüssigem Metall in kleinen Kanälen getragen wird. Hierbei konnte die Beweglichkeit der Fingergelenke sowie CMC-Gelenk des Daumens ermittelt werden. Dagegen wurde aber die Beweglichkeit der CMC-Gelenke der Langfinger nicht gemessen, vermutlich aufgrund der komplexen anatomischen Gegebenheit dieser Gelenke. Darüber hinaus gab es bei dieser Messmethode einen relevanten Messfehler, vermutlich wegen der Dislokation der Sensoren. Diese Messmethode befindet sich noch in der Entwicklung.

Buffi (Buffi, Sancho Bru et al. 2014) untersuchte die Beweglichkeit aller Finger- und Daumengelenke ausgenommen der CMC-Gelenke der Langfinger bei einem Probanden mit Hilfe eines Handschuhs mit eingebauten Sensoren sowie einem Bewegungserfassungssystem. Er verglich die Ergebnisse mit den ermittelten Werten durch eine 3D-CT bei diesem Proband, hierbei waren die Genauigkeit als auch die Präzision der Methode jedoch in Frage gestellt. Außerdem

wurden wiederum die CMC-Gelenke der Langfinger wie in anderen ähnlichen Arbeiten nicht untersucht.

4.4 Aussagen zur metakarpalen Beweglichkeit

Die Hauptschwierigkeit zur Messung des CMC-5-Gelenks liegt neben der Anatomie auch in der komplexen Biomechanik. Am CMC-5-Gelenk wird eine Kombinationsbewegung festgestellt, die eine einfache Erfassung der CMC-Beweglichkeit stört (Bade, Koebke et al. 1993). Das CMC-5-Gelenk erlaubt als Halbsattelgelenk mehr Bewegungsrichtungen als andere Gelenktypen (Littler 1960, Bade, Koebke et al. 1993, Duruöz 2014). In der dorsopalmaren Richtung ist die Gelenkfläche des Os hamatum konkav während die Gelenkfläche der MHK-5-Basis konvex ist bei einer Konkavität in der ulnar radialen Richtung. Diese Konfiguration zusammen mit der kontinuierlichen dorsopalmaren Gelenkflächenkrümmung deuten darauf hin, dass die Hauptbewegung eine Palmarflexion in einer Ebene von dorsal-ulnar nach palmar-radial ist (Bade, Koebke et al. 1993). Diese Beobachtung wird durch die elektromyographische Untersuchungen von Forrest (Forrest and Basmajian 1965) bestätigt. Diese zeigen, dass die kleinen Hypothenarmuskeln eine palmar-radiale Bewegung des Köpfchens des MHK-5 während der Kleinfinger-Opposition bewirken. Der nach palmar radial ziehende Musculus opponens digiti minimi spielt dabei eine wichtige Rolle. Er bewirkt lediglich eine Flexion, bis der MHK-5-Kopf den MHK-4-Kopf nach palmar vom Niveau her unterschreitet, dann beginnt zunehmend die adduktions-supinatorische Rotationsbewegung des MHK-5 (Bade, Koebke et al. 1993). Um eine maximale MHK-5-Beweglichkeit zu erreichen, ist nicht nur das CMC-5-Gelenk essentiell, sondern auch ein intaktes CMC-4-Gelenk, da diese beiden Gelenke eine funktionelle Einheit darstellen (El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Yu and Strauch 2004).

In den meisten biomechanischen Modellen der Gelenke der Hand fehlt die Kinematik der CMC-Gelenke der Langfinger (Holzbaur, Murray et al. 2005, Lee and Zhang 2009, Buffi, Crisco et al. 2013). Eine direkte Beweglichkeitsmessung des MHK-5 im CMC-Gelenk ist in der klassischen Weise (Flexion-Extension, Adduktion-Abduktion, Supination-Pronation) *in vivo* unmöglich (El-Shennawy, Nakamura et al. 2001, Buffi, Crisco et al. 2013). Das hat aus unserer Sicht zu-

Diskussion

sammenfassend zwei Gründe:

1. Die komplexen anatomischen Gegebenheiten des CMC-5-Gelenks sowie die schwierige Wahl eines stabilen Referenzpunktes am Gelenk machen eine direkte Messung bei intaktem Weichteilmantel schwer wenn nicht sogar unmöglich, dies wurde während der Vorversuchen dieser Arbeit festgestellt.
2. Die aktive Bewegung des MHK-5 im CMC-Gelenk ist eine komplexe Kombinationsbewegung wie oben beschrieben ist (Bade, Koebke et al. 1993, Buffi, Crisco et al. 2013).

In der Literatur wurde lediglich in wenigen experimentellen Studien Angaben zur aktiven MHK-5-Beweglichkeit gefunden. Außerdem finden sich mehrere, jedoch stark abweichende Angaben zur passiven CMC-Gelenkbeweglichkeit in Humanpräparaten.

Bade (Bade, Koebke et al. 1993) untersuchte die Funktion des CMC-5-Gelenks von zehn rechten Kleinfingermetakarpalen bei gesunden Probanden im Alter von 16 - 26 Jahren. Hierbei wurde die Bewegung des rechten MHK-5 in der Frontalebene um die Fingerlängsachse fotomechanisch aufgezeichnet und anhand einer mathematischen Formel gerechnet. Eine Flexion des MHK-5 im CMC-5-Gelenk von $10,6^\circ$ konnte ermittelt werden. Im Anschluss der Flexionsbewegung wurde eine $12,6^\circ$ adduktorische supinatorische Rotationsbewegung festgestellt. Wie zwischen den beiden Bewegungen unterschieden wurde, ist nicht beschrieben. In unserer Messung war diese Unterscheidung nicht möglich. Insgesamt wurde in der o.g. Arbeit eine aktive palmare Bewegung des MHK-5 mit $23,2^\circ$ gemessen. Dieser Wert ist mit denen in der vorliegenden Arbeit vergleichbar. Durch die höhere Zahl der Probanden (44 Hände), aber auch durch die Untersuchung der beiden Händen und Berechnung des Mittelwertes der beiden Seiten eines Probanden, sowie die Verwendung verschiedener Messmethoden in unserer Arbeit sind die ermittelten Werte als genauer und präziser anzusehen. Im Gegensatz zu unserer Arbeit war die dort beschriebene Messmethode rein experimentell und klinisch nicht einsetzbar. Nichtsdestotrotz waren die ausführlichen anatomischen und biomechanischen Beschreibungen der Beweglichkeit sowie die Definition dieser Bewegungen neben der Studie von Buffi (Buffi, Crisco et al. 2013) ein Wegbereiter für unsere Arbeit.

In der o.g. Studie wurde angegeben, dass nur eine passive Extension über die

Diskussion

metakarpale Ebene im CMC-5-Gelenk möglich sei. Diese Behauptung konnten wir widerlegen, da bei einer Probandin in unserer Studie eine aktive Streckung über die metakarpale Ebene hinaus am MHK-5 beobachtet werden konnte.

Eine Beweglichkeitsmessung des metakarpalen Bogen mit einem konventionellem Goniometer auf Höhe des streckseitigen subkapitalen Bereich der MHK bei 25 gesunden Händen wurde durchgeführt (Palande 1983). Dort war der Scheitelpunkt des Goniometers der MHK-3-Hals. Die maximale Flexion des Bogens wurde mit 40° - 60° angegeben, in Ruheposition betrug der Winkel 20° - 30° . In dieser Arbeit handelte es sich um eine klinische Studie zu Beurteilung des postoperativen Korrekturerfolgs bei Krallenhand und nicht um eine detaillierte biomechanische Untersuchung. Im Vergleich zu den vorliegenden Messwerten sind diese angegebenen Werte sehr hoch.

In einer CT-morphologischen Studie an einem einzigen gesunden Proband wurde die 3D-Rotation der CMC-Gelenke anhand eines kinematischen Modells beschrieben (Buffi, Crisco et al. 2013). Hierbei wurde die kinematische Funktion der CMC-4- und 5-Gelenke mit einem einzigen mathematischen Freiheitsgrad charakterisiert, so dass anzunehmen ist, dass die Bewegung der Gelenke hochstabil geführt wird durch die Bänder und knöchernen Gelenkränder. Bei dieser Studie wurden 3D-Aufnahmen in sieben verschiedenen funktionellen Positionen der Hand durchgeführt. Es wurde festgestellt, dass die *in vivo* Beweglichkeit des CMC-Gelenke der Langfinger geringer als dieser in der *in vitro* Studie (El-Shennawy, Nakamura et al. 2001) ist, es konnte eine durchschnittliche Extension-Flexion vom MHK-5 in CMC-Gelenk von $14,6^{\circ}$, vom MHK-4 von $7,6^{\circ}$ ermittelt werden. Selbstverständlich war das Modell methodenbedingt nicht in der Lage, die maximalen Bewegungsgrenzen abzubilden.

In einer 3D- CT-morphologischer Studie wurden fünf fresh-frozen Kadaverhände untersucht (El-Shennawy, Nakamura et al. 2001), hier wurde anhand der 3D- Rekonstruktion den Beweglichkeitsgrad jeweiligen CMC-Gelenks der Langfinger erfasst. Die Beweglichkeit des jeweiligen Gelenks wurde durch passive Bewegung mithilfe eines implantierten Steinmann-Nagels in den MHK erzeugt, während der anderen MHK fixiert waren. Die Beweglichkeit wurde hier sowohl in Extensions-Flexion, Pronation-Supination als auch in Ulnar-Radialdeviation

Diskussion

ermittelt. Es wurde festgestellt, dass das CMC-5-Gelenk sowohl bei immobilisiertem als auch bei freiem CMC-4-Gelenk mit $28^\circ \pm 3^\circ$ bzw. $44^\circ \pm 8^\circ$ das beweglichste CMC-Gelenk der Langfinger ist. Im CMC-4-Gelenk wurden $20^\circ \pm 10^\circ$ Grad erfasst. In diesem Modell wurde herausgefunden, dass die Rotationsachse der CMC-Gelenke während der Extension-Flexion Bewegung in der Basis des jeweiligen MHK befindet, allerdings diese von MHK-5 variiert sich abhängig davon ob das CMC-4-Gelenk immobilisiert oder mobil ist. Bei dieser *in vitro* Studie wird lediglich die passive Beweglichkeit der CMC-Gelenke nach Entfernung des Weichteilmantels der Handpräparate ermittelt. Das kann zur Erhöhung der Beweglichkeit der Gelenke beitragen und damit die Aussagekraft der gemessenen Werte einschränken. Der Autor selbst unterstellte, dass die Beweglichkeit des CMC-5-Gelenks in der Wahrheit eine kumulative Bewegung des CMC-4 und 5 ist und behauptete, dass eine Beweglichkeit im CMC-5-Gelenk *in vivo* über 30° durch die Weichteile verhindert wird. Dies bestätigt wiederum unsere ermittelten Werte.

Im Rahmen einer Arbeit zur Beweglichkeitsmessung der CMC- sowie MCP-Gelenke inklusive dem Daumen wurden 10 frische Leichenhände in dem Alter von 26 – 42 Jahren untersucht (Batmanabane and Malathi 1985). Hierbei konnte nach Entfernung des Weichteilmantels und der Sehnen unter Beibehalten der Bänder und Kapseln anhand von Kirschnerdrähten entlang der MHK sowie an der distalen Karpalreihe den Bewegungswinkel des jeweiligen CMC-Gelenks der Humanpräparate gemessen werden. Zugleich wurden 30 gesunde Probanden der gleichen Altersgruppe konventionell röntgenradiologisch in 5 verschiedenen Handpositionen untersucht. Mit Hilfe von Skiagrammen wurden die Bewegungswinkel ermittelt. Hierbei war die Ermittlung der Beweglichkeit der CMC-4/5-Gelenke bei den Probanden in Extension-Flexion technisch nicht möglich. Bei den Humanpräparaten wurde festgestellt, dass der MHK-3 mit $5,5^\circ$ der stabilste MHK ist, bei Beweglichkeitsgrad des CMC-5-Gelenks von $24,5^\circ$. Das CMC-4-Gelenk zeigte eine Beweglichkeit von etwa 16° . In dieser Studie wurde eine invasive Messmethode bei den Probanden eingesetzt, trotzdem konnte die Beweglichkeit am CMC-4 und -5-Gelenke im Gegensatz zu den anderen Gelenken *in vivo* nicht ermittelt werden. Dieses zeigt wiederum die Schwierigkeit bei der *in vivo* Messung dieser Gelenke. In dem kadaverischen Teil wurden die

Diskussion

Sehnen und der Weichteilmantel entfernt, das beschränkt die Aussagefähigkeit der ermittelten Werte.

Yu (Yu and Strauch 2004) gab die palmare Beweglichkeit des MHK-5 von 20-25° an. Diese Angabe erscheint sehr realistisch und ähnelt unsere ermittelte Werte, allerdings wurde hier das Messverfahren nicht genannt. Des Weiteren wurde die palmare Beweglichkeit des MHK-4 von 5° angegeben, diese wiederum ist wesentlich weniger als von uns ermittelten Bewegungsausmaß.

In einer kadaverischer Studie mit fresh frozen Humanhänden wurde wesentlich weniger Beweglichkeit in Extension/Flexionsrichtung am MHK des zweiten Strahles mit 1°, des dritten Strahles mit 3°, des vierten Strahls mit 8° und am fünften Strahl 15°, hier wurde keine Methodik genannt (Gunther 1984) .

Es finden sich in der Literatur verschiedene weitere Angaben, beispielsweise eine Flexion/Extensionsbewegung am CMC-Gelenk des Kleinfingers von 20° bei 10° an dem Ringfinger-CMC-Gelenk (Tubiana, Thomine et al. 2009), oder Flexion/Extensionsbewegung des CMC-5-Gelenk mit 40° (Clendenin and Smith 1984). In den beiden Arbeiten wurde auch keine Methodik genannt.

4.5 Schlussfolgerung

In dieser Arbeit gelang es erstmalig, die maximale aktive Palmarflexion der MHK-5 und -4 als messbaren Parameter der Funktion des metakarpalen Bogens und der CMC-4/-5-Gelenke *in vivo* zu ermitteln. Für dieses Ziel wurden drei verschiedenen Messmethoden eingesetzt und miteinander verglichen. Die maximale Palmarflexion des MHK-5 wurde sonografisch im Wasserbad mit $25,1^\circ \pm 3,5^\circ$ erfasst. Mit Hilfe hochsensibler Elektrogoniometer konnte diese bei $24,3^\circ \pm 3,6^\circ$ und optisch bei $24,9^\circ \pm 6,2^\circ$ ermittelt werden. Die maximale Palmarflexion des MHK-4 wurde sonografisch mit $12,2^\circ \pm 3,0^\circ$ erfasst. Mit den insgesamt vergleichbaren Ergebnissen und dem hohen Maß an Standardisierung der verschiedenen Messmethoden wurde die Genauigkeit der Messwerte gewährleistet. Zusätzlich wurde der Mittelwert der beiden Seiten bei jedem Proband berechnet. Es wurden ebenfalls ähnliche Werte der rechten zur linken Seite festgestellt, sodass bei einseitiger Verletzung die andere Hand des Patienten als Referenz verwendet werden kann.

Anhand der in dieser Studie ermittelten Werte und der sonografischen Messmethode können in Zukunft die funktionellen Ergebnisse verschiedener Therapieverfahren nach CMC-Gelenkverletzungen verglichen werden, ebenfalls können die Rehabilitationsfortschritte nach solchen Verletzungen kontrolliert werden. Zusätzlich können diese Werte bei gutachterlichen Untersuchungen als Referenz dienen.

Die Sonografie im Wasserbad wurde als nicht-invasive praktikable Methode zur Bewegungsmessung der MHK-4 und -5 in dieser Arbeit etabliert.

Literaturverzeichnis

1. Adler, A. (2012). Kreativer fotografieren: So schulen Sie Ihr Auge und entdecken Motive. Ideen entwickeln und umsetzen. Mit praktischen Anleitungen und Aufgaben, Schlütersche: 46-47.
2. Al-Qattan, M. M. and G. A. Robertson (1993). "An anatomical study of the deep transverse metacarpal ligament." *J Anat* 182 (Pt 3): 443-446.
3. Bade, H., J. Koebke and H. Bilger (1993). "[Functional anatomy of the fifth carpometacarpal joint]." *Handchir Mikrochir Plast Chir* 25(3): 116-120.
4. Bade, H., M. Schubert and J. Koebke (1994). "Functional morphology of the deep transverse metacarpal ligament." *Ann Anat* 176(5): 443-450.
5. Bajaj, S., N. Pattamapaspong, W. Middleton and S. Teefey (2009). "Ultrasound of the hand and wrist." *J Hand Surg Am* 34(4): 759-760.
6. Baker, N. A., K. Xiu, K. Moehling and Z. M. Li (2013). "Dynamic postures of the transverse metacarpal arch during typing." *J Appl Biomech* 29(6): 810-816.
7. Bashardoust Tajali, S., J. C. MacDermid, R. Grewal and C. Young (2016). "Reliability and Validity of Electro-Goniometric Range of Motion Measurements in Patients with Hand and Wrist Limitations." *Open Orthop J* 10: 190-205.
8. Batmanabane, M. and S. Malathi (1985). "Movements at the carpometacarpal and metacarpophalangeal joints of the hand and their effect on the dimensions of the articular ends of the metacarpal bones." *Anat Rec* 213(1): 102-110.
9. Behnoush, B., N. Tavakoli, E. Bazmi, F. Nateghi Fard, M. H. Pourgharib Shahi, A. Okazi and T. Mokhtari (2016). "Smartphone and Universal Goniometer for Measurement of Elbow Joint Motions: A Comparative Study." *Asian J Sports Med* 7(2): e30668: 1-7.
10. Bennett, D., B. Hanratty, N. Thompson and D. Beverland (2009). "Measurement of knee joint motion using digital imaging." *Int Orthop* 33(6): 1627-1631.
11. Bianchi, S., C. Martinoli, D. Sureda and G. Rizzatto (2001). "Ultrasound of the hand." *Eur J Ultrasound* 14(1): 29-34.
12. Bica, D., R. A. Sprouse and J. Armen (2016). "Diagnosis and Management of Common Foot Fractures." *Am Fam Physician* 93(3): 183-191.
13. Biometrics (2002). Goniometer and Torsiometer Operating Manual. B. Ltd. Gwent- UK, biometrics Ltd.
14. Blonna, D., P. C. Zarkadas, J. S. Fitzsimmons and S. W. O'Driscoll (2012). "Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion." *J Shoulder Elbow Surg* 21(1): 29-35.

15. Bora, F. W., Jr. and N. H. Didizian (1974). "The treatment of injuries to the carpometacarpal joint of the little finger." *J Bone Joint Surg Am* 56(7): 1459-1463.
16. Bronner, S., S. Agraharasamakulam and S. Ojofeitimi (2010). "Reliability and validity of a new ankle electrogoniometer." *J Med Eng Technol* 34(5-6): 350-355.
17. Buffi, J., J. Hoover, J. J. Crisco and W. M. Murray (2012). Quantification of the Ranges of Motion of the CMC Joints of the 4th and 5th Digits of the Human Hand In Vivo Using Computed Tomography. ASME 2012 Summer Bioengineering Conference, American Society of Mechanical Engineers: 293-294.
18. Buffi, J. H., J. J. Crisco and W. M. Murray (2013). "A method for defining carpometacarpal joint kinematics from three-dimensional rotations of the metacarpal bones captured in vivo using computed tomography." *J Biomech* 46(12): 2104-2108.
19. Buffi, J. H., J. L. Sancho Bru, J. J. Crisco and W. M. Murray (2014). "Evaluation of hand motion capture protocol using static computed tomography images: application to an instrumented glove." *J Biomech Eng* 136(12): 124501.
20. Bushnell, B. D., R. W. Draeger, C. G. Crosby and D. K. Bynum (2008). "Management of intra-articular metacarpal base fractures of the second through fifth metacarpals." *J Hand Surg Am* 33(4): 573-583.
21. Canagasabay, M. D., M. J. Callaghan and S. Carley (2011). "The sonographic Ottawa Foot and Ankle Rules study (the SOFAR study)." *Emerg Med J* 28(10): 838-840.
22. Chang, J.-H. (2005). "Biomechanical Measurement of Painful Wrist by Flexible Electro-goniometry." *J Med Biol Eng* 25.1 (2005): 33-37.
23. Clendenin, M. B. and R. J. Smith (1984). "Fifth metacarpal/hamate arthrodesis for posttraumatic osteoarthritis." *The Journal of Hand Surgery* 9(3): 374-378.
24. Crasto, J. A., A. J. Sayari, R. R. Gray and M. Askari (2015). "Comparative analysis of photograph-based clinical goniometry to standard techniques." *Hand (N Y)* 10(2): 248-253.
25. Czekajska-Chehab, E., R. Sempoch, S. Uhlig, P. Danielewicz and A. Drop (2003). "High resolution ultrasonography for imaging metacarpophalangeal joints." *Ann Univ Mariae Curie Sklodowska Med* 58(2): 324-329.

26. Dauncey, T., H. P. Singh and J. J. Dias (2017). "Electrogoniometer measurement and directional analysis of wrist angles and movements during the Sollerman hand function test." *J Hand Ther*: 1-8.
27. De Bastiani, G., F. D. de La Côte, K. E. Brass, G. D. Kommers and J. M. Denoix (2014). "Association of Ultrasound and Anatomopathologic Findings of Equine Metacarpophalangeal Lesions." *Journal of Equine Veterinary Science* 34(10): 1218-1225.
28. Doyle, J. and M. Botte (2003). *Surgical anatomy of the hand and upper extremity*: 69-78.
29. Duruöz, M. T. (2014). *Hand Function*, Springer: 6.
30. Dzwierzynski, W. W., H. S. Matloub, J. G. Yan, S. Deng, J. R. Sanger and N. J. Yousif (1997). "Anatomy of the intermetacarpal ligaments of the carpometacarpal joints of the fingers." *J Hand Surg Am* 22(5): 931-934.
31. Ekinci, S., O. Polat, M. Gunalp, A. Demirkan and A. Koca (2013). "The accuracy of ultrasound evaluation in foot and ankle trauma." *Am J Emerg Med* 31(11): 1551-1555.
32. El-Shennawy, M., K. Nakamura, R. M. Patterson and S. F. Viegas (2001). "Three-dimensional kinematic analysis of the second through fifth carpometacarpal joints." *J Hand Surg Am* 26(6): 1030-1035.
33. Ferriero, G., S. Vercelli, F. Sartorio, S. Munoz Lasa, E. Ilieva, E. Brigatti, C. Ruella and C. Foti (2013). "Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry." *Int J Rehabil Res* 36(2): 146-151.
34. Forrest, W. J. and J. V. Basmajian (1965). "Functions of human thenar and hypothenar muscles; an electromyographic study of twenty-five hands." *J Bone Joint Surg Am* 47(8): 1585-1594.
35. Gehrman, S., T. Roeger, R. Kaufmann, A. Schaedle, T. Logters and J. Windolf (2016). "Wrist motion analysis in scaphoid nonunion." *Eur J Trauma Emerg Surg* 42(1): 11-14.
36. Gehrman, S. V., J. P. Grassmann, J. Schneppendahl, R. A. Kaufmann, J. Windolf, M. Hakimi and M. Schadel-Hopfner (2011). "[Treatment strategy for carpometacarpal fracture dislocation]." *Unfallchirurg* 114(7): 559-564.
37. Gehrman, S. V., R. A. Kaufmann, J. P. Grassmann, T. Logters, M. Schadel-Hopfner, M. Hakimi and J. Windolf (2015). "Fracture-dislocations of the carpometacarpal joints of the ring and little finger." *J Hand Surg Eur Vol* 40(1): 84-87.

38. Goedkoop, A. Y., E. B. van Onselen, R. B. Karim and J. J. Hage (2000). "The 'mirrored' Bennett fracture of the base of the fifth metacarpal." *Arch Orthop Trauma Surg* 120(10): 592-593.
39. Goodwin, J., C. Clark, J. Deakes, D. Burdon and C. Lawrence (1992). "Clinical methods of goniometry: a comparative study." *Disability and rehabilitation* 14(1): 10-15.
40. Gunther, S. F. (1984). "The carpometacarpal joints." *Orthop Clin North Am* 15(2): 259-277.
41. Holzbaur, K. R., W. M. Murray and S. L. Delp (2005). "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control." *Ann Biomed Eng* 33(6): 829-840.
42. Hsu, J. D. and R. M. Curtis (1970). "Carpometacarpal dislocations on the ulnar side of the hand." *J Bone Joint Surg Am* 52(5): 927-930.
43. Iagnocco, A., E. Filippucci, A. Ossandon, A. Ciapetti, F. Salaffi, S. Basili, W. Grassi and G. Valesini (2005). "High resolution ultrasonography in detection of bone erosions in patients with hand osteoarthritis." *J Rheumatol* 32(12): 2381-2383.
44. ImageJ. (2017). "ImageJ." Retrieved 27.04.2017, 2017, from <https://imagej.nih.gov/ij/>.
45. Jebson, P. J., W. D. Engber and R. H. Lange (1994). "Dislocation and fracture-dislocation of the carpometacarpal joints." *Orthop Rev Suppl*: 19-28.
46. Jonsson, P., P. W. Johnson and M. Hagberg (2007). "Accuracy and feasibility of using an electrogoniometer for measuring simple thumb movements." *Ergonomics* 50(5): 647-659.
47. Kapandji, I. A. (2009). *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik; einbändige Ausgabe-obere Extremität, untere Extremität, Rumpf und Wirbelsäule*, Georg Thieme Verlag: 208-221,322-333.
48. Katz, S., T. D. Downs, H. R. Cash and R. C. Grotz (1970). "Progress in development of the index of ADL." *Gerontologist* 10(1): 20-30.
49. Koukos, C. (2016). *Bewegungsanalyse der Fingergrundgelenke* [Hochschulschrift], HHU Düsseldorf: 7-10,47-49.
50. Kumar, Y., S. C. Yen, A. Tay, W. Lee, F. Gao, Z. Zhao, J. Li, B. Hon, T. Tian-Ma Xu, A. Cheong, K. Koh, Y. S. Ng, E. Chew and G. Koh (2015). "Wireless wearable range-of-motion sensor system for upper and lower extremity joints: a validation study." *Healthc Technol Lett* 2(1): 12-17.

51. Lee, S. W. and X. Zhang (2009). "Development and validation of a biodynamic model for predicting multi-finger movements in cylinder-grasping tasks." *Ergonomics* 52(3): 398-406.
52. Littler, J. W. (1960). "The physiology and dynamic function of the hand." *Surg Clin North Am* 40: 259-266.
53. Lopez-Ben, R., W. K. Bernreuter, L. W. Moreland and G. S. Alarcon (2004). "Ultrasound detection of bone erosions in rheumatoid arthritis: a comparison to routine radiographs of the hands and feet." *Skeletal Radiol* 33(2): 80-84.
54. Mann, K. A., F. W. Werner and A. K. Palmer (1989). "Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living." *J Orthop Res* 7(2): 304-306.
55. Meislin, M. A., E. R. Wagner and A. Y. Shin (2016). "A Comparison of Elbow Range of Motion Measurements: Smartphone-Based Digital Photography Versus Goniometric Measurements." *J Hand Surg Am* 41(4): 510-515.e511.
56. Nakamura, K., R. M. Patterson and S. F. Viegas (2001). "The ligament and skeletal anatomy of the second through fifth carpometacarpal joints and adjacent structures." *J Hand Surg Am* 26(6): 1016-1029.
57. Nanno, M., W. L. Buford, Jr., R. M. Patterson, C. R. Andersen and S. F. Viegas (2007). "Three-dimensional analysis of the ligamentous attachments of the second through fifth carpometacarpal joints." *Clin Anat* 20(5): 530-544.
58. Nanno, M., T. Sawaizumi, N. Kodera, Y. Tomori and S. Takai (2015). "Transverse Movement of the Median Nerve in the Carpal Tunnel during Wrist and Finger Motion in Patients with Carpal Tunnel Syndrome." *Tohoku J Exp Med* 236(3): 233-240.
59. Nanno, M., T. Sawaizumi, N. Kodera, Y. Tomori and S. Takai (2015). "Ultrasound Evaluation of the Transverse Movement of the Flexor Pollicis Longus Tendon on the Distal Radius during Wrist and Finger Motion in Healthy Volunteers." *J Nippon Med Sch* 82(5): 220-228.
60. Napier, J. R. (1956). "The prehensile movements of the human hand." *J Bone Joint Surg Br* 38-B(4): 902-913.
61. Naylor, J. M., V. Ko, S. Adie, C. Gaskin, R. Walker, I. A. Harris and R. Mittal (2011). "Validity and reliability of using photography for measuring knee range of motion: a methodological study." *BMC Musculoskelet Disord* 12: 77.
62. Palande, D. (1983). "Correction of intrinsic-minus hands associated with reversal of the transverse metacarpal arch." *J Bone Joint Surg Am* 65(4): 514-521.

63. Park, W., K. Ro, S. Kim and J. Bae (2017). "A Soft Sensor-Based Three-Dimensional (3-D) Finger Motion Measurement System." *Sensors (Basel)* 17(2): 757-762.
64. Perriman, D. M., J. M. Scarvell, A. R. Hughes, B. Ashman, C. J. Lueck and P. N. Smith (2010). "Validation of the flexible electrogoniometer for measuring thoracic kyphosis." *Spine (Phila Pa 1976)* 35(14): E633-640.
65. Peters, D. and J. Koebke (1990). "Torsion der Ossa metacarpalia II-V, funktionelle und klinische Bedeutung." *Handchirurgie*(22): 191-195.
66. Posner, M. A. and E. B. Kaplan (1984). *Kaplan's functional and surgical anatomy of the hand*: 30.
67. Sangole, A. P. and M. F. Levin (2008). "Arches of the hand in reach to grasp." *J Biomech* 41(4): 829-837.
68. Schmidt, H.-M. and U. Lanz (2003). *Chirurgische Anatomie der Hand*. Stuttgart u.a., Thieme: 67-71,153-158.
69. Singh, I. (1959). "Variations in the metacarpal bones." *J Anat* 93(2): 262-267.
70. Singh, I. (1979). "Torsion in metacarpal bones and bilateral asymmetry." *J Anat* 129(Pt 2): 343-349.
71. Tagare, H. D., K. W. Elder, D. M. Stoner, R. M. Patterson, C. L. Nicodemus, S. F. Viegas and G. R. Hillman (1993). "Location and geometric description of carpal bones in CT images." *Ann Biomed Eng* 21(6): 715-726.
72. Teefey, S. A., W. D. Middleton and M. I. Boyer (2000). "Sonography of the hand and wrist." *Semin Ultrasound CT MR* 21(3): 192-204.
73. Trehan, S. K., S. K. Rancy, P. H. Johnsen, H. J. Hillstrom, S. K. Lee and S. W. Wolfe (2017). "At Home Photography-Based Method for Measuring Wrist Range of Motion." *J Wrist Surg* 6(4): 280-284.
74. Tubiana, R., J. M. Thomine and E. Mackin (2009). *Examination of the hand and wrist*. New York, Informa Healthcare USA, Inc.: 5-14.
75. Vauclair, F., A. Aljurayyan, F. H. Abduljabbar, B. Barimani, P. Goetti, F. Houghton, E. J. Harvey and D. M. Rouleau (2018). "The smartphone inclinometer: A new tool to determine elbow range of motion?" *Eur J Orthop Surg Traumatol* 28(3): 415-421.
76. Viegas, S. F., M. Crossley, M. Marzke and K. Wullstein (1991). "The fourth carpometacarpal joint." *J Hand Surg Am* 16(3): 525-533.
77. Wagner, E. R., M. Conti Mica and A. Y. Shin (2018). "Smartphone photography utilized to measure wrist range of motion." *J Hand Surg Eur Vol* 43(2): 187-192.

78. Woon, C. Y. L., K. C. Chong and C. O. Low (2006). "Carpometacarpal joint dislocations of the index to small finger: Three cases and a review of the literature." *Injury Extra* 37(12): 466-472.
79. Yu, H.-L. and B. Strauch (2004). *Atlas of hand anatomy and clinical implications*, Mosby Incorporated: 30-33,177-185,246-251.
80. Zumhasch, R. (2012). *Anatomie und Biomechanik der Hand*. Stuttgart u.a., Thieme: 62-64.

Danksagung

An erster Stelle gilt mein außerordentlicher und herzlicher Dank meinem Betreuer, Prof. Dr. S. Gehrman, für die Überlassung des Themas, die hervorragende Betreuung, die große und stets freundliche Unterstützung in jeder Phase dieser Arbeit, unkomplizierte Kommunikation und Zusammenarbeit, seine interessante wegweisende Anregungen und die zahlreiche motivierende, persönliche und wissenschaftliche Gespräche und Diskussionen.

Herrn Prof. Dr. J. Windolf danke ich für die freundliche Ermöglichung der Promotion an der Klinik für Unfall- und Handchirurgie. Herrn PD Dr. Ch. Schleich danke ich für die Übernahme des Koreferates. Herrn Prof. Dr. T. Filler danke ich ausdrücklich für die Unterstützung bei den Vorversuchen. Bei Frau Dr. C. Büren bedanke ich mich für ihre Unterstützung bei der grafischen Darstellung der Ergebnisse und der Korrektur des Manuskripts. Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Dr. med. W. Schäfer, meinen damaligen Chefarzt in Gummersbach für seine Unterstützung bedanken.

Bei allen denjenigen, die zum Gelingen dieser Arbeit durch ihre Unterstützung oder ihren Rat beigetragen haben, bedanke ich mich. Ferner möchte ich mich auch bei allen Teilnehmerinnen und Teilnehmer bedanken, ohne deren Teilnahme die Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Tiefst Dankbar bin ich meinen Kindern und meiner Frau Enas für ihren emotionalen Rückhalt und ihre Aufmunterung, ohne ihre Geduld und Zuversicht wäre dieser Arbeit nicht zustande gekommen.

Schließlich danke ich meinem Vater in Gedanken, und meiner Mutter, die mir mit ihrer Liebe und Unterstützung meinen bisherigen Lebensweg ermöglicht haben.