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

3D-Bewegungsanalyse der Fingergrundgelenke nach stattgehabter Verletzung

Dissertation

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

vorgelegt von
Sebastian Heinen
(2024)

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
gez.:
Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker
Gutachter 1: Prof. Dr. med. Sebastian Gehrmann
Gutachter 2: PD Dr. med. Markus Wagenhäuser

Meiner Familie gewidmet

Abkürzungsverzeichnis

D2 - D5	Zeige- bis Kleinfinger
DIP(-Gelenk)	distales Interphalangealgelenk
MCP(-Gelenk)	Metacarpophalangealgelenk
PIP(-Gelenk)	proximales Interphalangealgelenk
M.	Musculus, Muskel
Mm.	Musculi, Muskeln
ROM	Range of Motion, Bewegungsspielraum
rad	Radiant, Bogenmaß
UG	Universalgoniometer
UKD	Universitätsklinikum Düsseldorf

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung 1
1.1 Anatomie 3
1.2 Ziele der Arbeit 7
2. Material und Methoden 8
2.1 Verwendete Materialien 9
2.2 Ablauf der Untersuchung 10
2.3 Qualität der Messungen 13
2.4 Auswertung der Daten 14
3. Ergebnisse 16
3.1 Übersicht über die behandelten Verletzungen 17
3.2 Qualitative Auswertung der Bewegungshüllen 18
3.3 Übersichtstabellen der Bewegungswinkel und der Fläche 25
3.4 Detaillierte Darstellung der Messwerte der einzelnen Probanden 29
4. Diskussion 41
4.1 Standardisierung des Messverfahrens 41
4.2 Untersuchungsverfahren ist up-to-date 42
4.3 Wissenschaftlicher Kontext 42
4.4 Auswertung der Ergebnisse und Auswertbarkeit der Daten 51
4.5 Limitierungen der Methodik 52
4.6 Problematik der Technik 53
5. Zusammenfassung 56
Quellenverzeichnis 57
Abbildungsverzeichnis 59
Anhang 61
Danksagung

1. Einleitung

In der hier vorliegenden Arbeit wird untersucht, wie die Beweglichkeit einer Verletzung der Fingergrundgelenke, der Metacarpophalangealgelenke, im Weiteren MCP-Gelenke genannt, umfassender als mit konventioneller Goniometrie charakterisiert werden kann, um Einschränkungen der Beweglichkeit in allen Raumrichtungen präzise zu erfassen.

Verletzungen der Fingerknochen der Hand werden sehr häufig festgestellt. Sind hierbei die Grundgelenke der Finger betroffen, kommt es regelmäßig zu funktionsbehindernden Zuständen, auch nach vollständiger Ausheilung (Itadera and Okamoto, 2022). Um in Zukunft diese bleibenden Defizite adäquat zu erfassen und als Folge weitere Therapieansätze aufzeigen zu können, sind detailreiche vergleichende prä- und postoperative Darstellungen der Bewegungsumfänge, die mit einem Finger erzielt werden können, entscheidend.

Die Bestimmung der Bewegungswinkel ist nicht nur bei verletzten Händen von besonderer Bedeutung, sondern ebenso für die Funktionsanalyse sämtlicher Gelenke. Ein Vergleich der Funktion eines verletzten Gelenks vor und nach erfolgter Therapie sowie der Vergleich mit dem unverletzten Pendant der Gegenseite spielen bei der Bewertung eine wichtige Rolle. Zur Verdeutlichung dieser Relevanz sei angemerkt, dass im berufsgenossenschaftlichen Unfallbewertungsverfahren für große Gelenke bei Verletzungen ein gesonderter Bogen beigefügt wird, in dem gemessene Bewegungswinkel der entsprechenden Gelenke dokumentiert werden. Unter anderem aus diesen Daten wird das Maß der Erwerbsminderung beurteilt. Die Messung erfolgt hier als Standard mit dem zweischenkligen Universalgoniometer (UG), einem eindimensionalen Winkelmesser, der von außen auf das jeweilige Gelenk aufgelegt wird und bei Bewegung des Gelenks vom Untersucher händisch mitbewegt werden muss, um den Gradwert des erreichten Winkels abzulesen. Es existieren zwar noch andere technische Möglichkeiten, Gelenkwinkel zu messen (radiografisch (Lehtimäki et al., 2021), optoelektronisch (Martín-San Agustín et al., 2019), (Medina-Mirapeix et al., 2019), fotoelektronisch (Meals et al., 2018) und elektromagnetisch

(Chantelot et al., 1998)), allerdings sind diese Methoden im klinischen Alltag bis auf die klassische radiologische Messmethode nicht flächendeckend verfügbar.

Die Bewegung der Finger ist ein komplexer Vorgang aus einer Aufaddierung von Bewegungen hintereinandergeschalteter Gelenke. Da einige der Muskeln, die die Bewegung der Finger mitbeeinflussen, die extrinsischen Muskeln, auch und vor allem über das Handgelenk ziehen, spielt die Stellung des Handgelenks eine entscheidende Rolle für die verbleibende Restkraft der Muskulatur für Bewegungen im MCP-Gelenk. Zum Beispiel ist bei maximaler Dorsalextension in den Handgelenken nahezu keine Dorsalextension in den MCP-Gelenken möglich (Latz et al., 2019).

Bei Untersuchungen fällt auf, dass eine Versteifung im distalen Interphalangealgelenk (DIP) nur einen geringen Einfluss auf die Funktion des Fingers hat (Thayer, 1988). Eine Verletzung und eine darauf folgende Bewegungseinschränkung des zum Körperstamm näherliegenden proximalen Interphalangealgelenks (PIP) reduziert die kraftvolle Beugefunktion des Fingers bereits deutlich stärker, das klinische Ergebnis wird aber regelhaft als gut bezeichnet (Lee et al., 2020). Durch eine Einschränkung der Bewegungsfähigkeit im MCP-Gelenk reduzieren sich die Maxima der Auslenkungen in sämtlichen Bewegungsrichtungen, insbesondere nimmt diese Schädigung dem Finger und damit der Hand die für den Menschen wesentliche Greifunktion.

Die Geschichte der Goniometrie geht viele Jahrhunderte zurück. Anfänglich wurden eine kreisförmige Scheibe mit Gradmarkierungen und zwei Stäbe zur Markierung von Winkelanfang und Winkelende aufeinandergelegt. Dieses alte System findet in Form eines einteiligen Winkelmessers, in dem Winkelanfang und Winkelende gegeneinander verdrehbar sind und somit ein Winkel ablesbar wird, auch heute noch in Form des klassischen UG Verwendung (Vollrath, 2013).

Im vorliegenden Untersuchungsmodell wird ein elektrisches 3D-Goniometersystem verwendet, welches komplexe mehrdimensionale Bewegungen kontinuierlich digital erfassen kann. Nur mit derartigen Systemen ist es möglich, den gesamten Bewegungsraum der untersuchten Gelenke zu erfassen.

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird bei Personenbezeichnungen und personenbezogenen Hauptwörtern in dieser Arbeit die männliche Form verwendet.

1.1 Anatomie

Eine wichtige Fähigkeit der menschlichen Hand ist die Greiffunktion. Die Fähigkeit zur Beugung der Finger einer gesunden Hand bis zu etwa 90° unterstreicht dies. Die mögliche Beugung in den MCP-Gelenken aus Neutralnullstellung ist deutlich ausgeprägter als die Streckung. Gleiches gilt auch für die PIP- und DIP-Gelenke. Eine Reduktion der Beugungswinkel und eine gleichzeitige Reduktion der Beugekraft als Folge einer Verletzung stellen für den Menschen im Alltag eine relevante Einschränkung dar.

Die Bewegung der Hand- und Fingergelenke ist ein komplexes Produkt aus der Bewegung vieler einzelner hintereinandergeschalteter oder auch übereinanderliegender und sich funktionell ergänzender Muskeln. Als Beispiele seien hier der Musculus extensor digitorum, der seinen Ursprung am Epicondylus lateralis des Humerus hat und mit seinen Ansatzsehnen bis zu den Endphalangen und den Aponeurosen der Finger D2-D5 zieht sowie die Musculi flexores digitorum superficialis et profundus, die vom Epicondylus medialis des Humerus bis zu den Phalanges mediae, beziehungsweise von der Ulna und der Facies antebrachii bis zu den Phalanges distales der Finger D2-D5 ziehen, genannt. Die Sehnen der beteiligten Muskeln erstrecken sich allesamt über mehrere Gelenke.

Darunter liegt die intrinsische Handmuskulatur, also die Musculi lumbricales, die Musculi interossei palmares und die Musculi interossei dorsales. (Schmidt, 2003), die die Feinmotorik der Bewegung in den MCP-Gelenken steuert.

In der Literatur werden die jeweiligen Hauptfunktionen und der Grad der Unterstützung der anderen Handbinnenmuskelfunktionen kontrovers diskutiert.

Die Musculi lumbricales (Abb. 1) haben hintereinandergeschaltete Funktionen in Form einer Streckfunktion in den PIP-Gelenken sowie einer Verstärkung der Beugung in den MCP-Gelenken von D2–D5. Zusätzlich haben sie mit den interossären Handmuskeln einen begrenzenden Effekt auf die Beweglichkeit

nach ulnar. Die Musculi lumbricales zählen zu den Muskeln des Menschen, die am häufigsten Variationen aufweisen (Schmidt, 2003) (Abb. 21 im Anhang).

Aus rechtlichen Gründen darf die Abbildung online nicht veröffentlicht werden.

Abb. 1: Ansicht der Musculi lumbricales von palmar aus: „Chirurgische Anatomie der Hand", 2. überarbeitete und aktualisierte Ausgabe, erschienen 2003. Aus Kapitel 7.5.1, Abb. 13a „Mm. Lumbricales - Regelfall" (nach Basu u. Hasary 1960 und Schmidt et al. 1963, 1965). Georg-Thieme-Verlag in Stuttgart

Die Musculi interossei palmares (Abb. 2a) sind vor allem für die Adduktion der Finger D2, D4 und D5 an den Mittelfinger verantwortlich. Nebenbei verstärken sie die Flexion in den MCP-Gelenken II-V und die Extension in den PIP II-V, bzw. DIP II-V. Die Musculi interossei dorsales (Abb. 2b und 2c) bewirken die Abduktion der Finger D2-D5 aus der Neutralnullstellung im MCP-Gelenk und haben einen begünstigenden Einfluss auf die Flexion im MCP-Gelenk (Schmidt, 2003). Wie in der Literatur beschrieben, unterscheiden sich die Bewegungsausmaße in den MCP-Gelenken je nach Stellung der Handgelenke. In Palmarflexion, Neutralnullstellung und Dorsalextension der Handgelenke werden in den Untersuchungen im Mittel unterschiedliche Bewegungsausmaße erzielt. Die bedeutendsten Unterschiede der Bewegungsausmaße der MCP-Gelenke in einer endgradigen Gelenkposition zu denen in Neutralstellung des Handgelenks zeigen sich vor allem bei Dorsalextension der Handgelenke, da die in dieser Stellung der Handgelenke mögliche zusätzliche Dorsalextension in den MCP-Gelenken auf nahezu null Grad reduziert wird (Latz et al., 2019).
Dieser Aspekt belegt als Beispiel, dass sich die Stellung der Hand- und Fingergelenke sowie die Möglichkeit zur starken Muskelkontraktion gegenseitig beeinflussen.

Aus rechtlichen Gründen darf die Abbildung online nicht veröffentlicht werden.

Abb. 2: Ansicht der Musculi interossei palmares (a), sowie der Musculi interossei dorsales von dorsal (b) und der Musculi interossei dorsales von palmar (c).
Aus: „Chirurgische Anatomie der Hand“, 2. überarbeitete und aktualisierte Ausgabe, erschienen 2003. Aus Kapitel 7.5.2, Abb. 7.15a-c „Mm. interossei“
Georg-Thieme-Verlags in Stuttgart

Bei den Grundgelenken der Finger D2-D5 handelt es sich um Ellipsengelenke, die sich in ihrer Morphologie unterscheiden, jedoch alle die wesentlichen MCP-Gelenkmerkmale zeigen. Bei allen vier Gelenken bildet das distale Ende der Metakarpalknochen den Gelenkkopf. Diese werden nach palmar breiter und laufen nach proximal in zwei kleine Gelenkhöcker aus. In dorsaler Richtung wird ist die Gelenkfläche schmaler.

In der Bewegung von dorsal nach palmar ist die artikulierende Fläche größer als von radial nach ulnar. Entsprechend kann bei der Untersuchung der Bewegungsausmaße bei möglicher Fingerbeugung bis 90° und einer Fingerstreckung bis auf 45° ein sehr viel größeres Bewegungsausmaß beschrieben werden als bei der Radial- und Ulnarabduktion.

Da die Finger D2 und D5 eine größere laterale Abduktionsbewegung durchführen sollen als die Finger D3 und D4, ist das Tuberculum articulare am Finger D2 ein wenig nach radial und am Finger D5 ein wenig nach ulnar ausgezogen.

Am Zeigefinger ziehen der M. interosseus dorsalis I und der M. lumbricalis I, am Kleinfinger der M. abductor digiti minimi und der M. flexor digiti minimi brevis über diese Tubercula. Darüber hinaus findet man diesen Stellen häufig Sesambeine, die die Hebelarme der aufgeführten Muskeln noch zusätzlich verlängern.

An den Basen der Grundglieder der Finger D2-D5 befinden sich die zu den Gelenkköpfen der Mittelhandknochen II-V gehörenden Gelenkpfannen, die im Flächenausmaß deutlich kleiner sind als die Gelenkköpfe. Der eiförmige Flächenumriss entspricht in radioulnarer Achse in etwa dem Flächenausmaß der Gelenkköpfe. Entsprechend ist hier die Ausdehnung der Bewegung im Gelenk begrenzt. Die Synovialmembranen der Gelenkkapseln reichen weiter nach palmar (7-12mm) als nach dorsal (5-10mm). Außerdem sind die Aussackungen in den Gelenkkapseln ulnarseitig größer als radialseitig. Die Fingergrundgelenke werden darüber hinaus durch ein komplexes System von Bindegewebsstrukturen, den Zancolli-Komplex, umhüllt. Dieser umfasst als zirkulärer metacarpophalangealer Halteapparat die palmare Platte, die Ligamenta Collateralia des Grundgelenks, das Ligamentum metacarpale transversum profundum, das Ligamentum sagittale sowie das Ringband A1.
Unter anderem stabilisiert dieser den Hohlhandbogen, vor allem beim Greifen, und er verhindert eine Hyperextension im MCP-Gelenk (Schmidt, 2003).
In Bezug auf das Patientenkollektiv dieser Arbeit ist festzustellen, dass ein Großteil der Verletzungen in der Grundphalanx des jeweiligen Fingers zu verzeichnen ist, größtenteils mit Einstrahlung in das MCP-Gelenk.
Aus diagnostischen Befunden und OP-Berichten ergeben sich Hinweise auf Verletzungen der Grundphalanxknochen, der Sehnen der Streckermuskeln M. extensor digitorum superficialis et profundus und auf Verletzungen des M. flexor digitorum. Ebenso werden Schädigungen der Gelenkkapsel und der jeweiligen palmaren Platte beschrieben. Die restlichen Strukturen, vor allem die, die dem Zancolli-Komplex angehören, werden lediglich als weiterer Weichteilschaden beschrieben. Auch liegen keine Bildgebungsuntersuchungen vor, in denen dieser Weichteilschaden konkreter dargestellt wird. Die Bewegung im MCP-Gelenk ist ein komplexes Produkt aus verschiedenen stützenden und bewegenden anatomischen Elementen. Das vorliegende Probandenkollektiv reicht nicht aus, um in statistisch aussagekräftiger Qualität zu differenzieren, welche der anatomischen Strukturen welchen Anteil der physiologischen Gesamtbewegung ausmachen. Ebenso wenig kann eine Aussage getroffen werden, welche der Strukturen nach behandelter Verletzung und erfolgter Physiotherapie welchen Anteil eines Bewegungsdefizites ausgleichen.

Aus rechtlichen Gründen darf die Abbildung online nicht veröffentlicht werden.

Abb. 3: Zirkulärer metacarpophalangealer Halteapparat (Zancolli-Komplex)
Aus: „Chirurgische Anatomie der Hand“, 2. überarbeitete und aktualisierte Ausgabe, erschienen 2003. Aus Kapitel 8.3, Abb. 8.15, Georg-Thieme-Verlag in Stuttgart

Da sich die Bewegungsausmaße im niedrigen einstelligen Gradbereich unterscheiden und zusätzlich anatomische Varianten auftreten können – die Mm. lumbricales sind mit die variantenreichsten Muskeln des menschlichen Körpers (Abb. 21 im Anhang) – bedarf es eines deutlichen größeren Patientenkollektivs, um in Bezug auf diese Fragestellung genauer differenzieren zu können.

1.2 Ziele der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit soll eine Methode zur Messung des gesamten Bewegungsspielraumes der Finger nach einer Verletzung des MCP-Gelenks auf Basis eines 3D-Bewegungsanalysesystems entwickelt werden.

Die Hypothese ist, dass sich mit diesem 3D-Bewegungsanalysesystem Unterschiede der Bewegungshüllen zwischen behandeltem Finger und unverletztem Finger messen lassen.

2. Material und Methoden

Im klinischen Alltag werden Bewegungswinkel von Gelenken mit dem Universalgoniometer gemessen. In dieser Arbeit wird eine neuartige Methode zur Messung von Gelenkbewegungen, in diesem Falle Fingergrundgelenkbewegungen, entwickelt und auf die Ausgabe klinisch verwendbarer Daten untersucht.

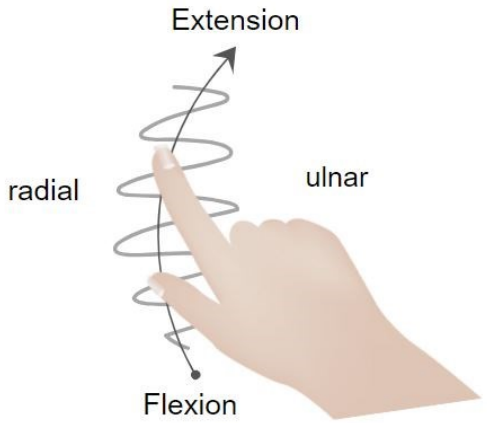

Abb. 4: Schemazeichnung des bei der Untersuchung durchgeführten Bewegungsablaufs: Aus maximaler Flexion des jeweiligen Fingers wird in einem scheibenwischerähnlichen Bewegungsablauf bei maximalmöglicher Radial- und Ulnarabduktion die maximale Extension erreicht. Anschließend wird der Finger unter gleichartigen Bewegungen in die Ausgangsposition zurückbewegt. Die Abbildung wurde mit dem Programm CanvaPro (Fa. Canva Pty Ltd) erzeugt. Die Handabbildung wurde käuflich erworben.

Die Studie wurde der Ethikkommission der Universität Düsseldorf mit der Antragsnummer 4716 vorgelegt und genehmigt.

Es wurde die Fragestellung behandelt, ob man mit dem vorliegenden Messverfahren Differenzen der möglichen Fingerbewegungsausmaße zwischen verletzten ausbehandelten und unverletzten Fingern standardisiert messen kann.

Hierzu wurden bei 20 Probanden, die eine Fingergrundgelenkverletzung erlitten hatten, mittels Fingergoniometer die Maximalauslenkungen der Fingerbewegungen sowohl in Radial- und Ulnarabduktionsrichtung als auch in Extensions- und Flexionsrichtung gemessen. Bezugspunkt der ermittelten Messwerte ist die Neutralnullstellung. Dieser wurde so gewählt, da die Bewegungsumfänge aus dieser Position am größten sind (Latz et al. 2019).

Anschließend wurden die Daten durch Prozessierung am Computer als Excel-Tabelle und als zwei- und dreidimensionale Abbildungen dargestellt. Im Rahmen der Untersuchungen konnten 17 verwertbare Finger-Datensätze generiert werden.

2.1 Verwendete Materialien

Die Untersuchungen wurden mit elektronischen Goniometern (Fa. Biometrics Ltd. UK) durchgeführt. Es handelt sich um standardisierte geeichte Zwei-Achsen-Goniometer, mit denen es möglich ist, zeitgleich in zwei senkrecht zueinander stehenden Achsen, Winkel bis jeweils 180° zu messen. Die Messergebnisse sind mit einer Messungenauigkeit von +/- 2° behaftet (www.biometricsltd.com). Es besteht zum einen die Möglichkeit, während der Messung die soeben aufgenommenen Daten in Echtzeit per Bluetooth auf den Computer zu übertragen. Dieses Verfahren ermöglicht eine visuelle Kontrolle während der Messung. Zum anderen kann eine Micro-SD-Karte genutzt werden. Diese wird in das Goniometer eingelegt, nach erfolgter Messung entnommen und anschließend in den Kartenslot des Computers überführt. Mit Hilfe eines MatLab-Programms (Mathworks, USA, Version R2014a) werden die Daten zur Auswertung weiterverarbeitet.

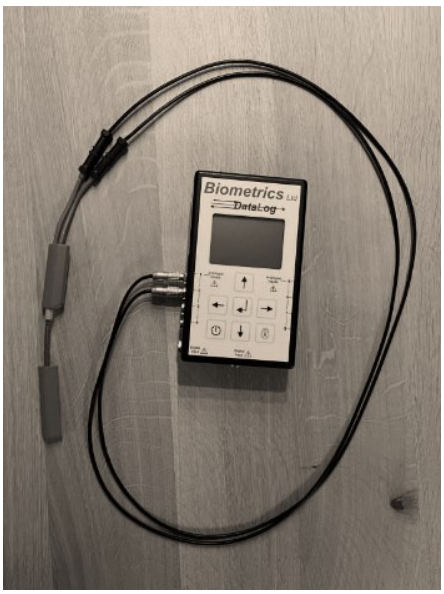

Abb. 5: Digitaler Datenrekorder der Firma Biometrics mit Zwei-Achsen-Goniometer. Es wird ein Goniometer in für Fingermessung am ehesten geeigneter Größe gewählt.

2.2 Ablauf der Untersuchung

Ausgangspunkt der Messungen ist die maximalmögliche Flexion. Durch korrekte Einnahme dieser Position vor Messungsbeginn konnten Messwerte, die größere Bewegungsmaxima als die tatsächlichen erreichbaren suggerieren, ausgeschlossen werden. Zur Vorbereitung der Untersuchung wurden Holzspatel auf die exakten Fingerlängen D2-D5 des Patienten zurechtgeschnitten. Diese wurden vor der Untersuchung des jeweiligen Fingers an der Fingerunterseite mit doppelseitigem Klebeband, der Fingerlängsachse entsprechend, befestigt. Anschließend wurden Finger und Holzspatel an der Fingerbasis und auf Höhe von PIP- und DIP-Gelenk zirkulär mit schmalen Pflasterstreifen befestigt.
Die aus zwei Endblöcken und einer zwischengeschalteten Metallspule bestehenden Messsensoren wurden auf der dorsalen Seite des zu untersuchenden Fingers positioniert. Der proximale Endblock, der mit zwei Kabeln auf der einen Seite und einer Metallspule auf der anderen Seite verbunden ist, wurde auf Höhe des zugehörigen Mittelhandknochens befestigt (Abb. 6a). Je ein Beispielbild des aufgelegten Goniometers an einem zu untersuchenden Zeigefinger unter Berücksichtigung der Verlaufsrichtung des zugehörigen Mittelhandknochens befindet sich im Anhang in Abb. 22a und 22b. Der distale Endblock am anderen Ende der Spule wurde auf dem dorsalseitigen Grund- und Mittelglied des zu untersuchenden Fingers befestigt.

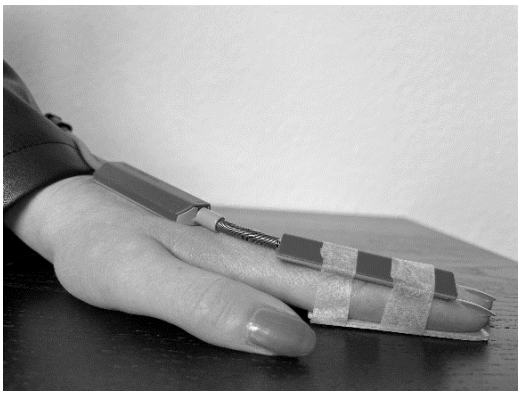

Abb. 6a: (links):
Goniometer auf der Probandenhand. Die Endblöcke sind auf dem jeweiligen Mittelhandknochen, bzw. dem jeweiligen Finger fixiert. Zum Ausschalten der Funktionen von PIP- und DIP-Gelenk ist beugeseitig ein gekürzter Holzspatel positioniert

Abb. 6b: (rechts):
Hand in korrekt eingenommener Startposition für die Untersuchung. Der Finger befindet sich in maximaler Beugung (90°)

Es war notwendig die Endblöcke ebenfalls an ihrer Unterseite mit doppelseitigem Klebeband zu präparieren, um für deren Halt an der Dorsalseite des Fingers zu sorgen.
Es folgte eine weitere Fixierung mit einem schmalen Pflasterstreifen, der zirkumferierend um den Sensor und den Finger inklusive des palmarseitig befestigten Holzspatels herumgeführt wurde. Dies hat sich zum Ausschluss von Fehlmessungen, die durch nicht vollständig unterbundene Bewegung im PIP-Gelenk entstehen können, als sinnvoll herausgestellt. Vor Einnehmen der Startposition (Abb. 6b) wurde bei jedem einzelnen Finger das Goniometer kalibriert. Dazu wurde für das Gerät mit Hilfe eines Holzspatels in beiden zu messenden, orthogonal zueinander stehenden Achsen die Nulllinie definiert, um dem Programm eine Grundlage der Messung zu geben. Folgend wurde die zu untersuchende Hand des Patienten so platziert, dass die MCP-Gelenke unmittelbar über einer glatten Untersuchungstischkante herübergeschoben zu liegen kamen.
Der Patient wurde gebeten eine bequeme aufrechte Sitzposition einzunehmen, in der er den entsprechenden Unterarm bequem auf der Platte des Untersuchungstisches ablegen konnte. Nun sollte er die Hand so positionieren, dass eine maximale Beugung im jeweiligen MCP-Gelenk möglich war, ohne dass die Basis des Fingergrundgliedes oder der fixierte Holzspatel in ihrer Bewegung durch die Tischkante eingeschränkt wurden und als Folge daraus eine Fehlmessung entstand.
Zuerst wurden die MCP-Gelenke II-V der jeweils unverletzten Hand des Patienten untersucht. Dies erwies sich als vorteilhaft, da die Untersuchungsmethode dem Patienten dadurch vorsichtig nahegebracht werden konnte und der Patient nicht direkt von eventuellen Bewegungsbeeinträchtigungen bei Z.n. Verletzung oder gegebenenfalls sogar von Schmerzen verunsichert wurde.
Der Ablauf der Untersuchung wurde vollständig standardisiert. Zuerst wurde eine Testphase mit Testmessung durchgeführt. Dazu wurde der Patient gebeten, den jeweils zu untersuchenden Finger in langsamen, oszillierenden Bewegungen aus der maximalen Palmarflexion in wechselnden Ab- und Adduktionsbewegungen bis zur maximal möglichen Dorsalextension zu bringen.

Wenn die Testmessung erfolgreich gewesen ist, wurde der Patient gebeten erneut die Startposition einzunehmen. Auf ein verbales Startsignal, das zeitgleich mit dem Aktivieren der Messung im DataLog-Programm gegeben wurde, führte der Patient aus der beugeseitig-senkrecht gerichteten Startposition oszillierende Bewegungen durch. Diese erfolgten in entspanntem Tempo unter konsequenter Ausnutzung der individuell möglichen Bewegungsmaxima (Abb. 7a – d) und wieder zurück in die Startposition.

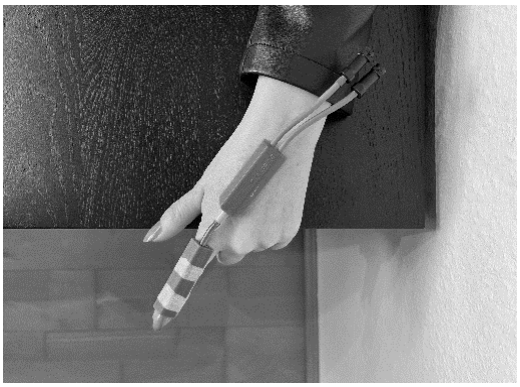

Abb. 7a: maximale Radialduktion eines linken Zeigefingers

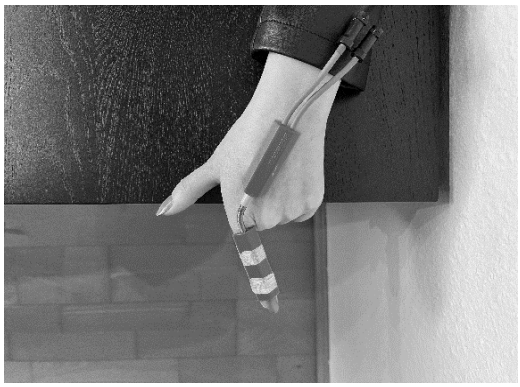

Abb. 7b: maximale Ulnarduktion eines linken Zeigefingers

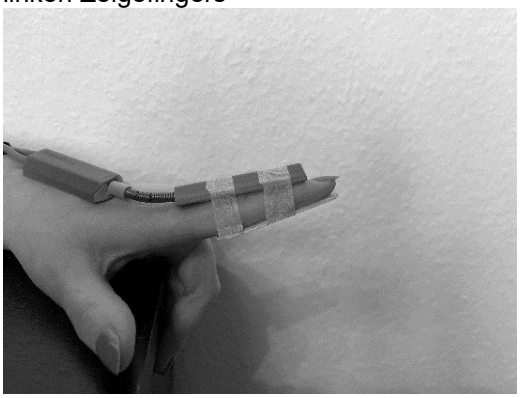

Abb. 7c: maximale Extension eines linken Zeigefingers

Abb. 7d: maximale Flexion eines linken Zeigefingers (Startposition)

Eine Desktopansicht mit zwei sich analog zur Fingerbewegung verändernden Messungslinien im DataLog-Programm diente dem Untersucher als visuelle Kontrolle über die begonnene Datenaufnahme (Abb. 8).

Sobald der Patient den Finger wieder in die Startposition zurückgeführt hatte, wurde die Messung für den jeweiligen Finger beendet und gespeichert. Es wurden pro Patient pro Finger zwei Messungen durchgeführt.

2.3 Qualität der Messungen

Ziel war, die vollen zur Verfügung stehenden Bewegungsumfänge des jeweiligen Fingers auszunutzen. Hierzu musste bei der Heranführung des Fingers an den benachbarten Finger dieser kurz aus der maximalen Flexion gestreckt werden,

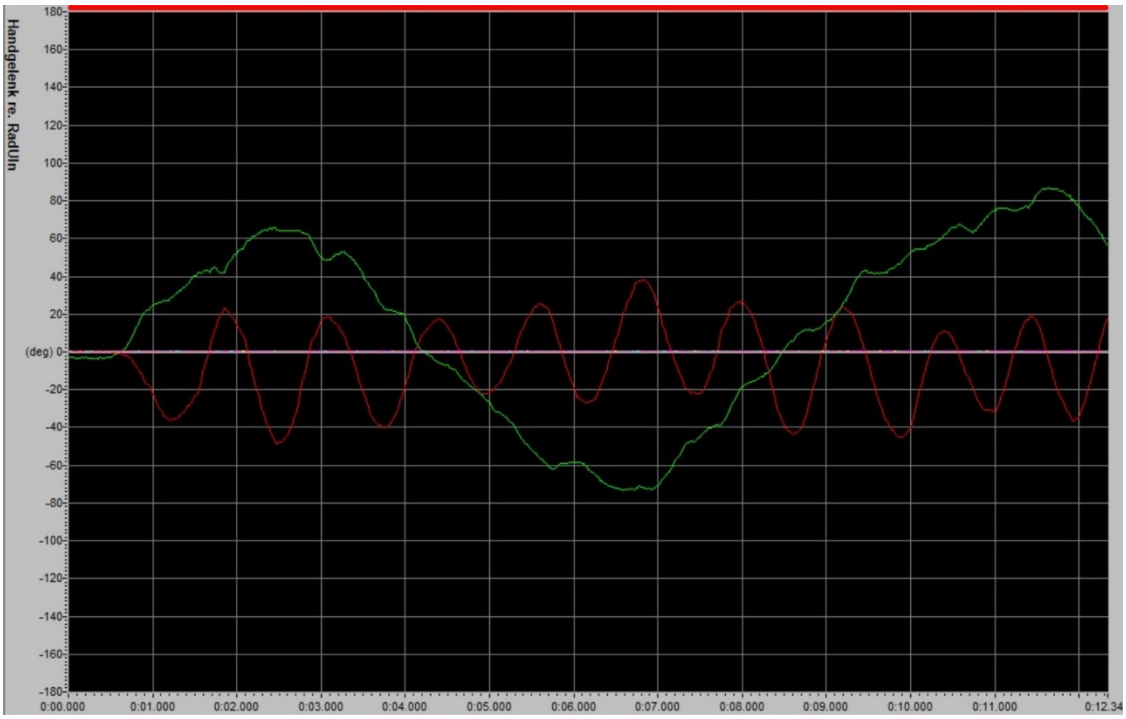

Abb. 8: Softwareansicht (Biometrics, UK) in der Darstellung der MCP-Gelenkbewegung. Die Bewegung wird in Echtzeit bildlich dargestellt. Die grüne Linie stellt die Extensions-/Flexions-Achse dar, während die rote Linie die Radial-Ulnar-Achse zeigt.

damit die Bewegungsausmaße des zu untersuchenden Fingers in Form von Ulnarabduktion des Zeigefingers, Radialabduktion des Kleinfingers und jeweils Radial- und Ulnarabduktion von Mittel- und Ringfinger nicht durch den in seiner Beugeposition verharrenden Nachbarfinger eingeschränkt wurden. Zeitgleich war zu beachten, dass sich bei Durchführung der oszillierenden Bewegung der distale Mittelhandknochen nicht vom Untersuchungstisch abhebt und tatsächlich nicht vorhandene größere Bewegungsausmaße suggeriert.

Es musste sichergestellt sein, dass die Positionen der Goniometereinheiten allzeit korrekt fixiert bleiben. Sie durften sich während der Bewegung nicht in andere Richtungen, als entlang der zu beobachtenden Bewegungsachsen, bewegen. Besonders zu beachten war, dass der distale Sensor achsenkorrekt und unbeweglich auf der Dorsalseite der Grundgliedbasis befestigt bleibt, ohne sich über eines der anliegenden Gelenke weiterzubewegen. Zuletzt musste auf

den Handteller geachtet werden, der sich physiologisch bedingt geringfügig von der Platte abhob, der aber kein Bewegungsausmaß des MCP-Gelenks vortäuschen durfte, das aber einem anderen, proximal gelegenen Gelenk zuzuordnen ist.

2.4 Auswertung der Daten

Nach Export der Rohdaten über eine Excel-Tabelle in ein eigens konzipiertes Programm in MatLab (Institut für Angewandte Mathematik, Universität Düsseldorf, Prof. A. Schaedle) entstanden pro untersuchtem Finger eine weitere Daten-Tabelle, bestehend aus numerischen Daten, aus denen die maximalen Bewegungsausmaße abgelesen werden konnten sowie eine 2D- und eine 3D-Abbildung, in der die Bewegungsumfänge bildlich dargestellt wurden (Abb. 9).

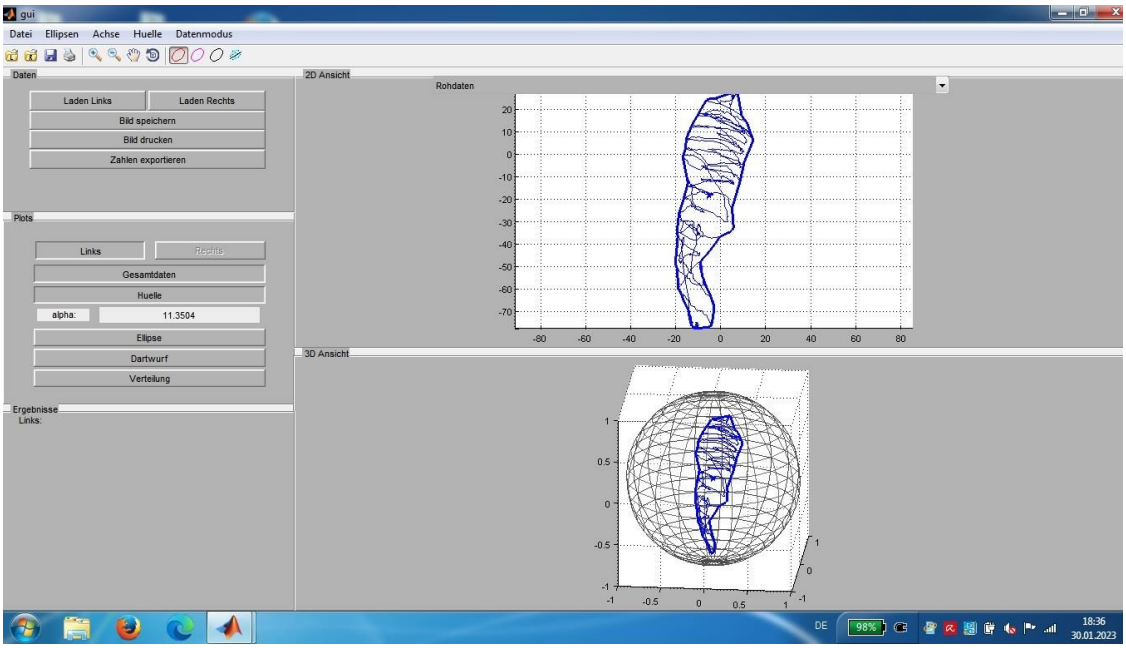

Abb. 9: Software-Ansicht (MatLab) nach Prozessierung der aufgenommenen Bewegungsdaten. Angezeigt werden eine zweidimensionale Bewegungsfläche mit Rahmen (oben), sowie eine dreidimensionale Bewegungshülle (unten). Einheit in rad.

Aus den errechneten Daten in der Excel-Wertetabelle wurden Mittelwerte der Bewegungsmaxima und Standardabweichungen berechnet. Anschließend wurden die resultierenden Werte der verletzten Finger D2-D5 mit denen der gesunden Finger D2-D5 verglichen. Zur Durchführung von t-Tests war das vorliegende Patientenkollektiv zu gering.

Vor allem in der erzeugten 3D-Darstellung können die Bewegungsausmaße nachvollziehbar präsentiert werden. Die abgebildete Bahnkugel kann aus mehreren Perspektiven betrachtet werden (Abb. 10).

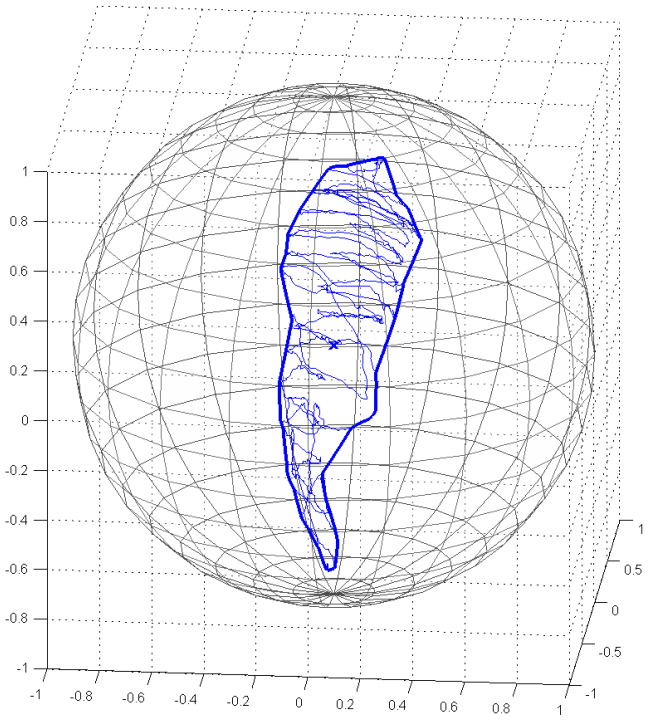

Abb. 10: Bewegungsumfang des Kleinfingergrundgelenks eines Probanden in Neutralnullstellung des Handgelenks. Einheit stets in rad.

3. Ergebnisse

Mit der in dieser Arbeit entwickelten Bewegungsanalyse konnten sowohl geringe als auch ausgeprägte Unterschiede der Fingerbeweglichkeit zwischen behandelten und unverletzten Fingern gemessen werden. Zusammenfassend war die Beweglichkeit der behandelten Finger in den Messungen im Vergleich zur gesunden Seite deutlich verschlechtert, obwohl die vorliegenden Unterlagen in Form von Operationsbericht, Entlassungsbericht und Nachuntersuchungsdokumentationen einen zufriedenstellenden Verlauf belegen. Als Übersicht sind eine Tabelle (Tab. 1) mit der jeweiligen, beziehungsweise den jeweiligen Verletzungen eines Probanden und eine Tabelle (Tab. 2) mit einer Übersicht der Verletzungshäufung der Finger D2–D5 vorangestellt. Es hat sich als sinnvoll erwiesen, die ursprüngliche Nummerierung der Datensätze der Probanden beizubehalten. Als Ergebnis liegen 17 verwertbare Finger-Datensätze vor. In den beiden Übersichtstabellen (Tab. 1 und Tab. 2) sind 18 verletzte Finger dargestellt. Da der linke Mittelfinger von Proband 16 (D3 links) vor Behandlungsabschluss amputiert werden musste, ist er als verletzter Finger hier aufgelistet, in den weiteren Tabellen (Tab. 3 – Tab. 5), die als Grundlage für die folgenden Vergleiche der Bewegungsmaxima dienen, sind D3 links von Proband 16, sowie der gesunde Finger der Gegenseite (D3 rechts von Proband 16) nicht mehr aufgelistet. Entsprechend finden sich in der weiteren Übersicht 17 verletzte Finger.

3.1 Übersicht über die behandelten Verletzungen

Proband	Verletzter Finger	Verletzungsart
Proband 1	D3 links	Offene dislozierte Grundgliedfraktur
	D4 links	Offene dislozierte Grundgliedschaftfraktur
	D5 links	Geschlossene Endgliedfraktur
Proband 2	D3 rechts	Subkapitale Grundgliedfraktur
	D4 rechts	Dislozierte basisnahe Spiralfraktur
Proband 3	D4 rechts	Mittelhandkopffraktur
	D5 rechts	Mittelhandkopffraktur
Proband 4	D5 links	Grundgliedbasisfraktur
Proband 5	D2 links	Grundgliedbasisfraktur
	D3 links	Grundgliedbasisfraktur
Proband 6	D3 links	Grundgliedfraktur
Proband 8	D5 rechts	Intraartikuläre Grundgliedfraktur
Proband 9	D5 links	Grundgliedbasisfraktur
Proband 10	D4 links	Grundgliedfraktur
	D5 links	Grundgliedfraktur
Proband 13	D5 rechts	Mittelhandkopffraktur
Proband 16	D3 links	Offene Grundgliedfraktur
	D4 links	Offene Grundgliedfraktur

Tab. 1: Übersicht der verletzten Finger mit jeweiliger Verletzungsart

Verletzter Finger	Anzahl links	Anzahl rechts
D2	1	0
D3	4	1
D4	3	2
D5	4	3

Tab. 2: Übersicht der Verletzungshäufigkeit der Finger D2 bis D5 links und rechts

Alle Probanden hatten eine artikuläre oder periartikuläre Verletzung erlitten und wurden nach kompletter Behandlung und Ausheilung der Verletzung untersucht (Tab. 1). Zwölf von 18 Verletzungen fielen auf die Finger D4 und D5. Die Ursache

hierfür ist vermutlich, dass diese beiden außenliegenden Finger für Verletzungen in ihrer exponierten Lage am anfälligsten sind. Von 18 Verletzungen befanden sich zwölf an der linken Hand und sechs an der rechten Hand. Bei 14 Verletzungen handelte es sich um Grundgliedfrakturen, bei drei Verletzungen um distale Mittelhandfrakturen und bei einer um eine Endgliedfraktur (Tab. 2).

3.2 Qualitative Auswertung der Bewegungshüllen

Zur Veranschaulichung der Daten werden beispielhaft fünf Bahnkugelpaare vorangestellt. Die Plotdaten der Bewegungsanalyse wurden auf eine Sphere projiziert, um die Beweglichkeit des Gelenks grafisch darzustellen. Hierbei ist bei rad + 1 die Extensionsrichtung (in Richtung Nordpol) und bei rad – 1 (Westen) die Radialabduktion abgebildet. Es ergibt sich stets eine keilförmige Fläche. Die dicke blaue Umrandung des Grafen ist die berechnete Bewegungshülle der scheibenwischerartigen Bewegungen der Probanden, die in dünnen blauen Linien abgebildet sind.

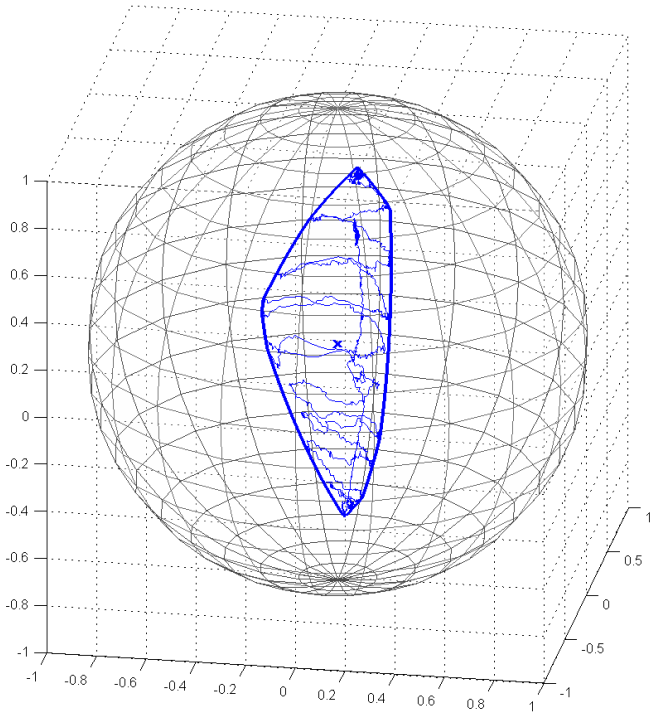

Abb. 11: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge vom behandelten linken Mittelfinger von Proband 1

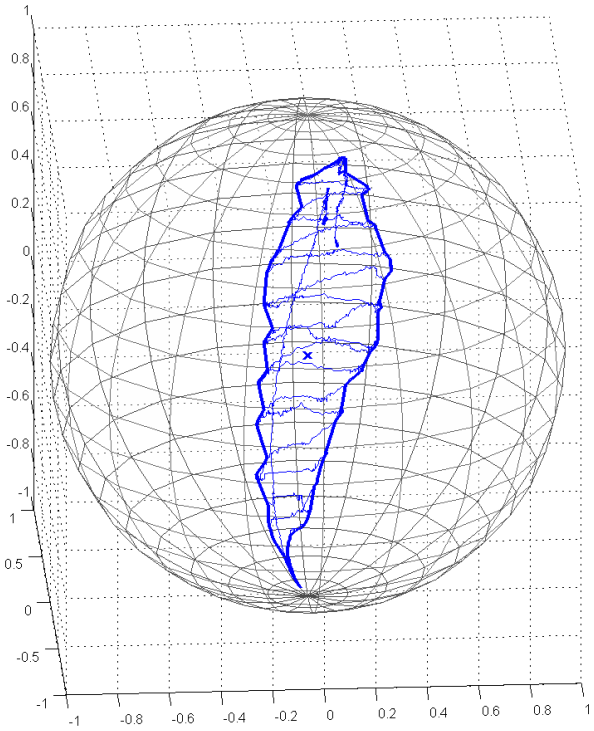

Abb. 12: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge vom unverletzten rechten Mittelfinger von Proband 1. Die Bewegungshülle (dick blau) ist länglicher in Nord-Süd-Ausrichtung und umfasst dementsprechend deutlich mehr Fläche, als in Abb. 11 erkennbar ist.

Das erste Bilderpaar, die dargestellten Bewegungshüllen vom behandelten linken Mittelfinger von Proband 1 und vom unverletzten rechten Mittelfinger von Proband 1, zeigt als Beispiel ein Fingerpaar mit nur geringfügiger Abnahme der bei der Bewegung umschlossenen Fläche (Abb. 11 und Abb. 12). Auffallend ist, dass sich die beiden Bewegungshüllen morphologisch ähneln. Beim behandelten Finger ist die Bewegungshülle abgerundeter, die Randbereiche, die zur Berechnung der Bewegungshülle herangezogen werden, sind konsistenter und glatter. Dies kann darauf hinweisen, dass die Feinmotorik auf der behandelten Seite noch nicht vollständig wiederhergestellt ist.

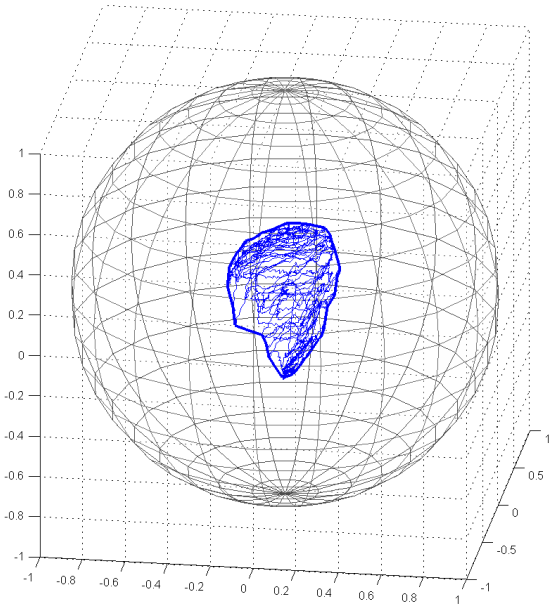

Abb. 13: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge vom behandelten rechten Kleinfinger von Proband 3. Die Bewegung wirkt gedrungener und in Extension/Flexion deutlich verkürzt.

Es gibt auch Fingerpaare, bei denen ersichtlich ist, dass sich die umschlossene Fläche im Vergleich mit der gesunden Seite deutlich, sogar um 74%, reduziert hat (Abb. 13 und 14). Die dargestellte Bewegungshülle des behandelten rechten Kleinfingers von Proband 3 ist deutlich kleiner als die der Gegenseite.

Die kegelförmige Form der Bewegungshülle hat sich aber neben der deutlichen Größenabnahme morphologisch grundsätzlich nicht verändert.

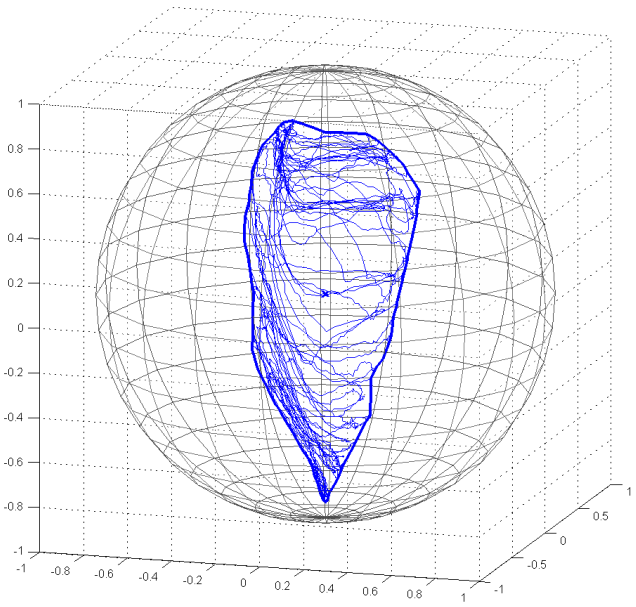

Abb. 14: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des unverletzten linken Kleinfingers von Proband 3

Tatsächlich wurden auch Bewegungszunahmen nach Verletzung und ihrer Ausbehandlung bei Gelenken im Vergleich zur gesunden Gegenseite gefunden. Es folgt ein Fingerpaar, bei dem der Flächenwert des behandelten Fingers um 6% zugenommen hat. Diese Darstellung wird als Beispiel einer minimalen Bewegungszunahme nach OP aufgeführt. Eine kleinere Bewegungszunahme mit 2% ist bei Proband 5 mit behandeltem D5 links und unverletztem D5 rechts während der Messungen festgestellt worden.

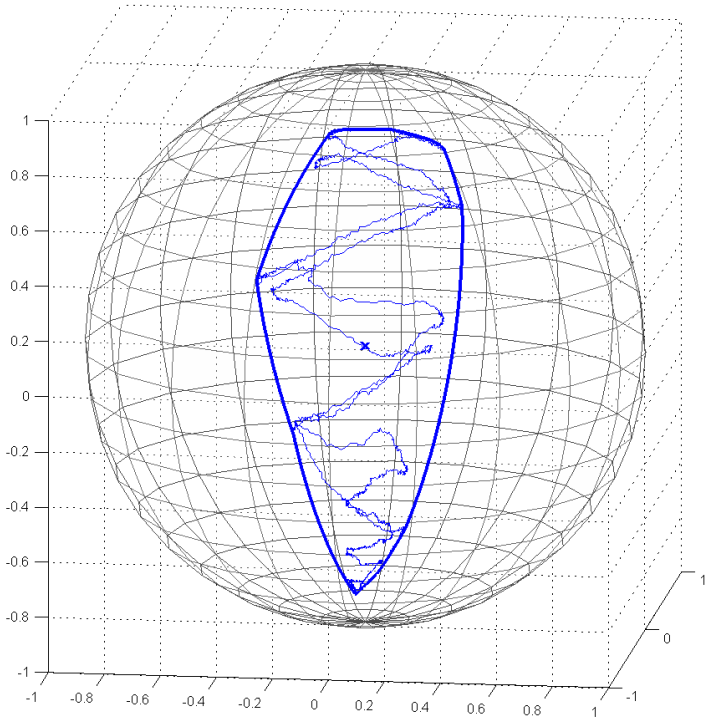

Abb. 15: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des behandelten linken Mittelfingers von Proband 5. Die an sich bereits große Bewegungshülle übertrifft flächenmäßig die des Fingers der unverletzten Gegenseite (Abb. 16).

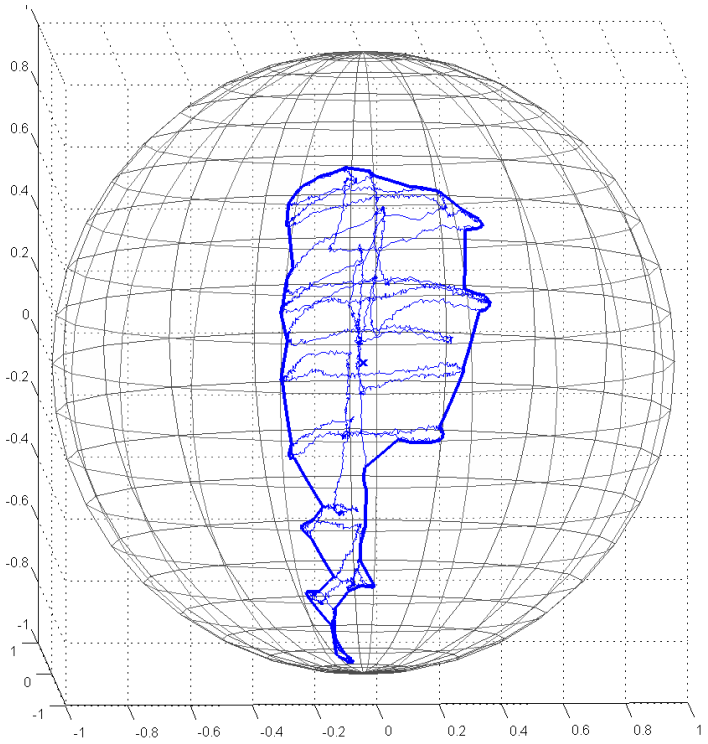

Abb. 16: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des unverletzten rechten Mittelfingers von Proband 5

Die beobachtete Zunahme der Beweglichkeit der behandelten Seite ist nicht unkritisch zu beurteilen. Da sich die gemessene Differenz (2%) im Rahmen der angegebenen Messungenauigkeit des Elektrogoniometers befindet, wird an dessen Stelle ein Beispiel für eine größere Bewegungszunahme mit 6% (Fingerpaar D3 von Proband 5) aufgezeigt. Es ist gut zu erkennen, dass sich die 3D-Abbildungen der Bewegungsmaxima morphologisch trotz nahezu identischer Größe deutlich voneinander unterscheiden. Die Bewegung des unverletzten Fingers ist abschnittsweise taillierter. Darüber hinaus sind mit dem unverletzten Finger bei der Scheibenwischerbewegung mehr Bahnen zurückgelegt worden, als mit dem behandelten Finger, was auf ein noch bestehendes leichtes Bewegungsdefizit der behandelten Seite hinweisen könnte (Abb. 15 und 16).

Ein Fingerpaar, der behandelte D3 rechts und der unverletzte D3 links von Proband 2 (Abb. 17 und Abb. 18), zeigt eine deutliche Vergrößerung der Bewegungshülle nach Therapie.

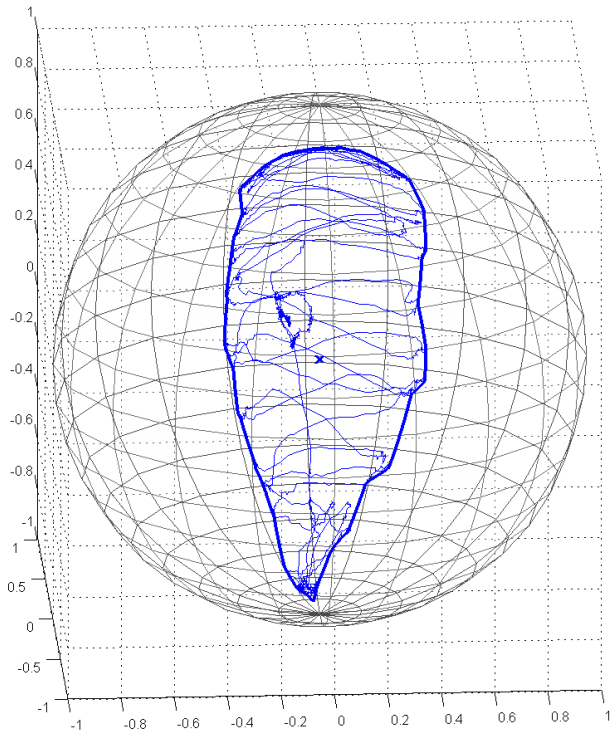

Abb. 17: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des behandelten rechten Mittelfingers von Proband 2. Auch hier ist die Fläche der Bewegungshülle groß.

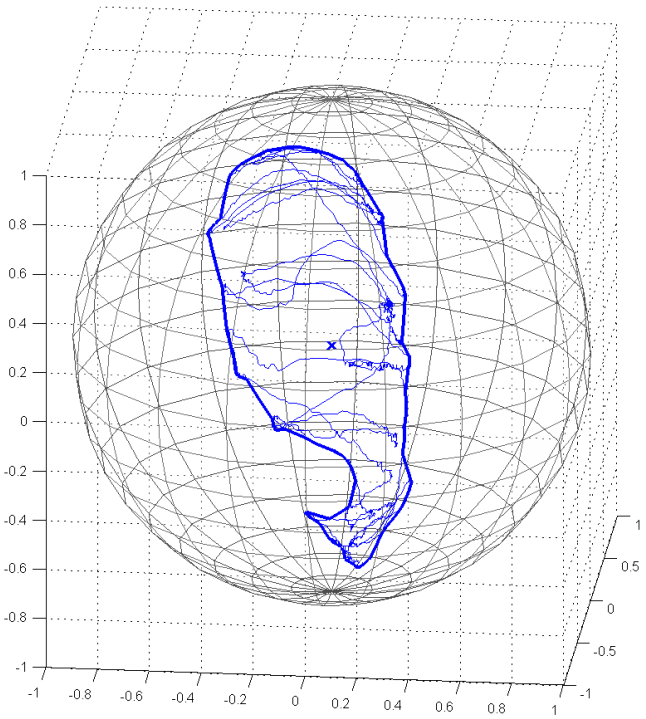

Abb. 18: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des unverletzten linken Mittelfingers von Proband 2. Die Bewegungshülle weist eine schadhafte Stelle auf.

Beim behandelten Finger D3 rechts ist die Bewegungshülle vor allem in Gelenknähe abgerundeter als auf der unverletzten Gegenseite. Sie weist eine schadhafte Stelle auf. Möglicherweise ist eine beginnende Gelenkerkrankung des linken D3 bisher nicht diagnostiziert worden.

Das letzte Beispiel eines Fingerpaares zeigt zwei in Bezug auf die umschlossene Fläche nahezu unveränderte Bewegungshüllen der behandelten und der unverletzten Seite.

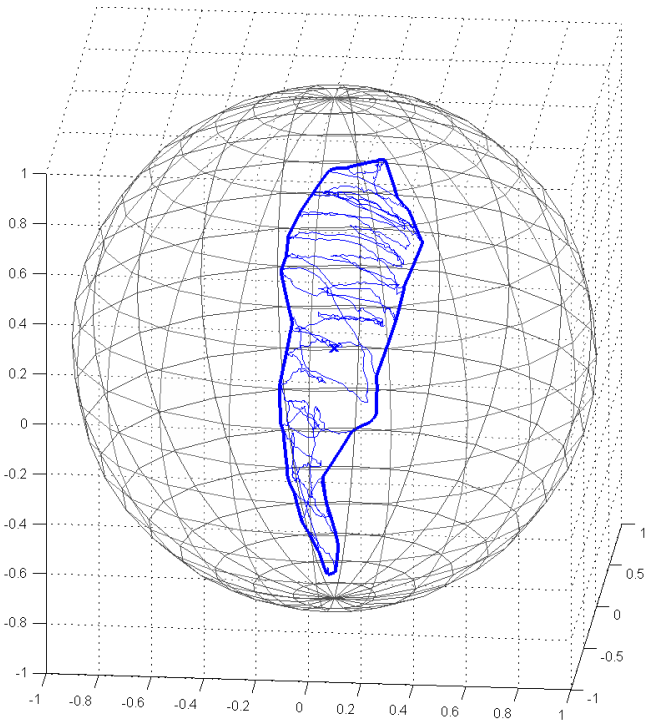

Abb. 19: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des behandelten linken Kleinfingers von Proband 4

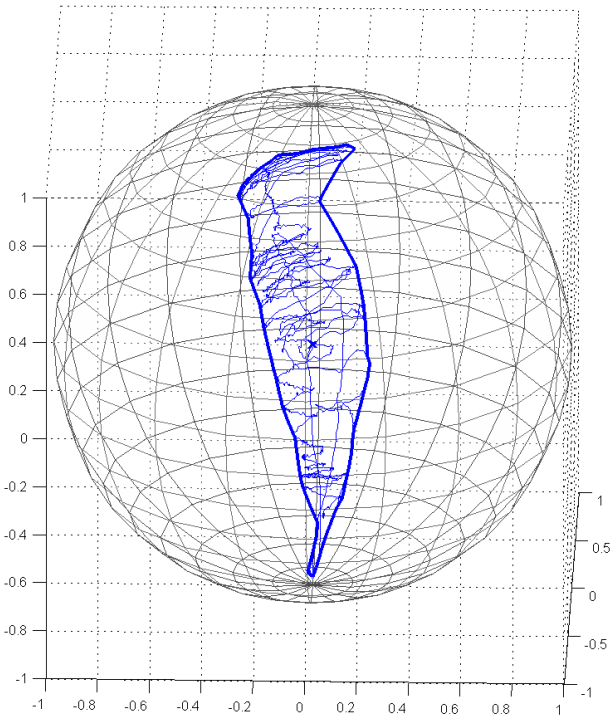

Abb. 20: 3D-Darstellung der Bewegungsumfänge des unverletzten rechten Kleinfingers von Proband 4

Dies sind der behandelte Finger D5 links von Proband 4 und der entsprechende unverletzte Finger D5 rechts (Abb. 19 und Abb. 20).

3.3 Übersichtstabellen der Bewegungswinkel und der Fläche

In diesem Abschnitt sind Tabellen aufgeführt, die die gemessenen Werte des jeweiligen behandelten Fingers eines Probanden (Tab. 3) sowie die gemessenen Werte der jeweiligen unverletzten Gegenseite (Tab. 2) auflisten. Folgend wurden die Werte in ein prozentuales Verhältnis gesetzt (Tab. 3). Aus diesen Werten lässt sich für jeden Finger direkt ablesen, welche Bewegung durch die Verletzung und deren Behandlung um wieviel Prozent zu- oder abgenommen hat.

Finger / Seite	Proband	Exten-sion	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D2 links	Proband 5	41,54	5,54	-69,48	-43,43	7679,08
D3 links	Proband 1	23,63	3,24	-63,63	-27,68	3551,65
D3 links	Proband 5	38,07	13,73	-73,53	-30,06	6337,12
D3 links	Proband 6	3,56	1,62	-75,56	-31,59	2640,85
D3 rechts	Proband 2	34,92	18,23	-82,31	-27,95	8125,25
D4 links	Proband 1	7,61	16,11	-83,93	-2,45	1603,24
D4 links	Proband 10	3,92	6,56	-89,15	-16,61	1397,88
D4 links	Proband 16	7,11	53,57	-72,61	-5,90	1065,01
D4 rechts	Proband 2	26,91	20,66	-79,61	-18,36	6235.15
D4 rechts	Proband 3	8,24	8,28	-62,37	-20,12	2261,85
D5 links	Proband 1	21,69	22,28	-75,29	-12,20	4509,15
D5 links	Proband 4	27,81	14,09	-77,58	-20,70	3937,55
D5 links	Proband 9	7,47	40,05	-71,37	-4,14	3624,25
D5 links	Proband 10	41,13	3,38	-34,92	-40,05	2297,64
D5 rechts	Proband 3	1,76	23,80	-44,06	-6,66	1847,95
D5 rechts	Proband 8	18,27	5,00	-63,00	-44,33	3367,04
D5 rechts	Proband 13	3,29	29,97	-68,18	-5,13	1801,74

Tab. 3: Messwerte der behandelten Finger - nach Fingern geordnet

Es zeigt sich, dass der Zeigefinger im Mittel die größte Fläche umschließt. Dies erscheint logisch, da seine Bewegung nach radial nicht von einem weiteren Langfinger begrenzt wird. Einzelne Flächenwerte (D3 links von Proband 5 sowie D4 rechts von Proband 2) zeigen eine ähnlich große umschlossene Fläche. D3 rechts von Proband 2 umschließt sogar eine größere Fläche. Dennoch sind die Flächen der Finger D3–D5 im Mittel kleiner als die Fläche des untersuchten D2.

Finger / Seite	Proband	Exten-sion	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D2 rechts	Proband 5	26,64	18,86	-77,09	-42,30	7473,27
D3 rechts	Proband 1	29,21	13,35	-85,10	-22,50	3862,94
D3 rechts	Proband 5	32,99	1,74	-79,61	-26,82	5979,56
D3 rechts	Proband 6	7,74	8,42	-87,39	-22,41	2868,30
D3 links	Proband 2	30,96	23,67	-76,82	-34,88	6873,55
D4 rechts	Proband 1	24,75	4,365	-90,05	-28,31	2952,93
D4 rechts	Proband 10	29,97	6,80	-79,38	-47,48	2321,17
D4 rechts	Proband 16	5,81	4,01	-72,77	-17,10	1247,72
D4 links	Proband 2	30,96	16,74	-79,11	-20,66	5671,85
D4 links	Proband 3	21,20	10,04	-74,79	-27,32	3526,53
D5 rechts	Proband 1	42,17	23,40	-86,49	-25,20	5592,56
D5 rechts	Proband 4	28,94	18,99	-85,73	-12,47	3954,19
D5 rechts	Proband 9	0,225	0,99	-77,85	-45,95	4462,58
D5 rechts	Proband 10	36,54	5,76	-71,51	-42,66	4835,80
D5 links	Proband 3	36,54	8,42	-77,58	-37,62	7080,88
D5 links	Proband 8	2,79	10,67	-84,47	-23,67	3545,32
D5 links	Proband 13	38,48	7,18	-73,89	-25,79	4692,27

Tab. 4: Messwerte der unverletzten Finger - nach Fingern geordnet

Der Blick auf die Daten der unverletzten Finger (Tab. 4) lässt erkennen, dass die Fläche des D2 von Proband 5 die größte ist. Einzelne Flächen anderer Finger sind im Gegensatz zur behandelten Seite (D3 rechts von Proband 2, siehe Tab. 3) nicht mehr größer. Dies wirft die Frage auf, warum bei den behandelten Fingern in Einzelfällen eine derart deutliche Bewegungszunahme zu verzeichnen ist.

Finger / Seite	Proband	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D2 links	Prob. 5.	156 %	29 %	90 %	103 %	103%
D3 links	Prob. 1	81 %	21 %	75 %	123 %	92%
D3 links	Prob. 5	115 %	82 %	92 %	112 %	106%
D3 links	Prob. 6	46 %	19 %	87 %	141 %	92%
D3 rechts	Prob. 2	113 %	77 %	107 %	80 %	118%
D4 links	Prob. 1	31 %	349 %	93 %	9 %	54%
D4 links	Prob. 10	13 %	96 %	112 %	39 %	56%
D4 links	Prob. 16	123 %	888 %	99 %	35 %	85%
D4 rechts	Prob 2	87 %	123 %	101 %	89 %	110%
D4 rechts	Prob. 3	39 %	83 %	90 %	74 %	70%
D5 links	Prob. 1	51 %	95 %	87 %	49 %	81%
D5 links	Prob. 4	96 %	74 %	91 %	166 %	>99%
D5 links	Prob. 9	3300 %	4046 %	92 %	9 %	81%
D5 links	Prob. 10	113 %	59 %	49 %	94 %	48%
D5 rechts	Prob. 3	5 %	395 %	58 %	18 %	26%
D5 rechts	Prob. 8	655 %	47 %	75 %	134 %	95%
D5 rechts	Prob. 13	9 %	418 %	93%	20 %	38%

Tab. 5: Vergleich der gemessenen Werte zwischen dem jeweiligen behandelten und unverletzten Finger der Probanden. Ein Wert von mehr als 100 % bedeutet, dass der gemessene Wert am behandelten Finger größer ist, als am unverletzten Finger der Gegenseite. Ein Wert von weniger als 100 % bedeutet, dass der gemessene Wert am behandelten Finger kleiner ist als am unverletzten Finger der Gegenseite.

Beim Vergleich der umschlossenen Flächen ist festzustellen, dass die der behandelten Finger im Vergleich zu denen der unverletzten Gegenseite im Wesentlichen, bei zwölf von 17 Fingern, abnehmen. Allerdings ergibt sich hier eine Spanne zwischen 5 % Flächenabnahme und 74 % Flächenabnahme.

Demgegenüber steht eine Bewegungszunahme bei vier Fingern, die zwischen 3% und 18% im Vergleich zur gesunden Gegenseite differiert.

Bei einem Finger lässt sich praktisch keine relevante Wertedifferenz zwischen behandelter und unverletzter Seite darstellen (Proband 4, D5 links).

Darüber hinaus nimmt die Summe der „Fläche“-Werte aller verletzten Finger im Gegensatz zur Summe der „Fläche-Werte“ aller unverletzten Finger auf 77% ab.

Zwölf Flächenwerte sind auf der behandelten Seite <100 % im Vergleich zur unverletzten Seite, ein Flächenwert entspricht >99% der unverletzten Seite und vier Werte sind > 100 % der verletzten Gegenseite.

Ebenso abnehmend zeigen sich die Mittelwerte aus den Summen der umschlossenen Flächen bei Betrachtung der Finger D4 (Abnahme auf 68% bei einer Zunahme der umschlossenen Fläche bei Proband 2) bzw. D5 (Abnahme auf 64%, die Abnahme der umschlossenen Fläche bei Proband 4 ist kleiner als 1% und damit hier nicht berücksichtigt).

Die restlichen gemessenen Werte verschiedener verletzter Finger des Probandenkollektivs belegen teilweise eine Bewegungszunahme, teilweise aber auch eine Bewegungsabnahme in allen untersuchten Bewegungsrichtungen. Bei sämtlichen anderen Fingern als D4 und D5 lassen sich keine klaren Tendenzen im Sinne einer signifikanten Bewegungszunahme oder -abnahme erkennen.

Eine weitere Beobachtung ist, dass die Flexionswerte auf der behandelten Seite im Vergleich zur Gegenseite durchweg einen geringen Abfall zeigen. Als mit Abstand schlechteste Werte wurden ein Abfall auf 58% beim D5 rechts von Proband 3 und ein Abfall auf 49% beim D5 links von Proband 10 gemessen.

3.4 Detaillierte Darstellung der Messwerte der einzelnen Probanden

Im folgenden Abschnitt werden die Messwerte der einzelnen untersuchten Finger, bei denen eine Verletzung diagnostiziert und behandelt worden ist, tabellarisch dargestellt. Die Zahlenwerte sind als Gradwerte der durchgeführten Bewegung aus der Neutralnullstellung heraus angegeben. Hierdurch ergibt sich eine Übersicht über Zu- und Abnahme der Bewegungsmaximalwerte. Im Tabellenfeld „Fläche“ wird als Gesamtwert der Raum dargestellt, der durch den Finger während der Untersuchung umschlossen wurde. Die Einheit ist rad. Es ist zu beobachten, dass die gemessenen Werte der behandelten Finger im Gegensatz zur unverletzten Seite im Wesentlichen abnehmen. In Einzelfällen sind auch Zunahmen der Maximalwerte zu verzeichnen. Ursachen dieser Zunahmen werden im Diskussionsteil dieser Arbeit erörtert.

Proband Nr. 1

Betroffene Finger: D3 links, D4 links, D5 links

Verletzungen: offene dislozierte Grundgliedfraktur des D3 links, offene dislozierte Grundgliedschaftfraktur des D4 links und geschlossene Endgliedfraktur des D5 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D3 links behandelt	23,63	3,24	-63,63	-27,68	3551,65
D3 rechts unverletzt	29,21	15,35	-85,10	-22,50	3862,94

Tab. 6: Gegenüberstellung der Messdaten - Proband 1 Mittelfinger links und rechts

Die Radialabduktion des behandelten Fingers D3 links hat sich auf ca. 21%, die Flexion auf etwa 75% verschlechtert. Die Extension hat auf 81% abgenommen, die Ulnarabduktion hat beim behandelten Finger hingegen auf 123% zugenommen. Als Resultat hat die umschlossene Fläche leicht zugenommen.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D4 links behandelt	7,61	16,11	-83,93	-2,48	1603,24
D4 rechts unverletzt	24,75	4,63	-90,05	-28,31	2952,93

Tab. 7: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 1 Ringfinger links und rechts

Die Extension und die Ulnarabduktion des behandelten Fingers D4 links haben sich auf 30%, bzw. auf 9% verschlechtert. Die Flexion hat sich nur minimal verschlechtert, die Radialabduktion hat sich auf den fast 3,5-fachen Wert verbessert. Die umschlossene Fläche hat auf 54% abgenommen. Allerdings stellt sich die Frage, warum beim unverletzten Finger der Radialabduktionswert so gering ist.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 links behandelt	21,69	22,28	-75,29	-12,20	4509,15
D5 rechts unverletzt	42,17	23,4	-86,49	-25,16	5592,56

Tab. 8: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 1 Kleinfinger links und rechts

Der behandelte D5 links zeigt sich in allen Werten im Vergleich zur unverletzten Gegenseite verschlechtert. Extension und Ulnarabduktion sind auf etwa die Hälfte reduziert. Flexion und Radialabduktion haben hingegen nur geringfügig abgenommen. Die bei der Bewegung umschlossene Fläche hat sich infolgedessen ebenfalls reduziert.

Proband Nr. 2

Betroffene Finger: D3 rechts, D4 rechts

Verletzungen: Subcapitale Grundgliedfraktur des D3 rechts und dislozierte basisnahe Spiralfraktur des D4 rechts - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D3 rechts behandelt	34,92	18,23	-82,31	-27,95	8125,25
D3 links unverletzt	30,96	23,67	-76,82	-34,88	6873,55

Tab. 9: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 2 Mittelfinger rechts und links

Beim behandelten Mittelfinger von Proband 2 sind die Werte von Extension und Flexion im Vergleich zur unverletzten Seite größer. Nicht außer Acht zu lassen ist allerdings die mögliche Messungenauigkeit des Bewegungsanalysesystems von bis zu zwei Prozent. Entsprechend unterscheiden sich gemessene Extensionswerte von fast 35% und fast 31% nicht sicher. Die Flexionswerte unterscheiden sich zugunsten des behandelten Fingers ein wenig deutlicher. Auffallend ist hier, dass die Beweglichkeit nach radial sowie nach ulnar beim

behandelten Finger abnimmt. Entsprechend ist die radioulnare Abduktionsbewegung bei einer Spannweite des gesunden Fingers von 58,6° auf 46,2° reduziert. Die umschlossene Fläche hat sich beim behandelten Finger um 18° vergrößert.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D4 rechts behandelt	26,91	20,66	-79,61	-18,36	6235,15
D4 links Unverletzt	30,96	16,74	-79,11	-20,66	5671,85

Tab. 10: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 2 Ringfinger rechts und links

Bei Betrachtung des Fingerpaares D4 von Proband 2 zeigen sich wieder keine beeindruckenden Unterschiede. Extension und Ulnarabduktion haben leicht abgenommen, die Radialabduktion hat leicht zugenommen. Die Flexion ist nahezu identisch.

Proband Nr. 3

Betroffene Finger: D4 rechts, D5 rechts

Verletzungen: Mittelhandkopffraktur des D4 rechts, Mittelhandkopffraktur des D5 rechts - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D4 rechts behandelt	8,24	8,28	-67,37	-20,12	2261,85
D4 links Unverletzt	21,20	10,04	-74,79	-27,32	3524,53

Tab. 11: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 3 Ringfinger rechts und links

Der behandelte Ringfinger von Proband 3 ist ein Beispiel, in dem jede Bewegung nach Verletzung und Behandlung schlechter geblieben ist, als auf der gesunden Seite. Die Extension ist auf 39% gesunken, die restlichen Werte deutlich weniger, aber hier lässt sich klar ein post-operatives Defizit erkennen.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 rechts behandelt	1,76	24,80	-44,06	-6,66	1847,95
D5 links Unverletzt	36,54	8,42	-77,58	-37,62	7080,88

Tab. 12: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 3 Kleinfinger rechts und links

Ähnliches gilt für die Kleinfinger von Proband 3. Insgesamt hat sich die umschlossene Fläche stark von 7081 Quadratgrad auf 1848 Quadratgrad reduziert. Die Extension hat sich auf 4,8% verschlechtert. Erstaunlicherweise ist der Radialabduktionswert des behandelten Fingers fast dreimal so hoch wie der des unverletzten Fingers. Allerdings zeigt der unverletzte linke Ringfinger mit 8,4° einen ausgesprochen schlechten Wert. Auch hier scheint eine bisher unbeachtete Pathologie vorzuliegen.

Proband Nr. 4

Betroffene Finger: D5 links

Verletzungen: Grundgliedbasisfraktur des D5 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 links behandelt	27,81	14,09	-77,58	-20,66	3973,55
D5 rechts unverletzt	28,94	18,99	-85,73	-12,47	3954,19

Tab. 13: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 4 Kleinfinger links und rechts

Die Kleinfinger von Proband 4 sind das Musterbeispiel (siehe 3.2, Abb. 19 und Abb. 20) für eine umschlossene Fläche, die sich praktisch nicht unterscheidet. In diesem Beispiel ist gut zu erkennen, dass die Messungenauigkeit des Bewegungsanalysesystems beachtet werden muss. Wären die angegebenen gemessenen Werte alle ohne Abweichung korrekt, ließe sich die unveränderte Fläche nicht erklären.

Proband Nr. 5

Betroffene Finger: D2 links, D3 links

Verletzungen: Grundgliedbasisfraktur des D2 links, Grundgliedbasisfraktur des D3 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D2 links behandelt	41,54	5,54	-69,48	-43,43	7679,08
D2 rechts unverletzt	26,64	18,86	-77,09	-42,30	7473,27

Tab. 14: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 5 Zeigefinger links und rechts

Die Wertetabellen der Finger D2 und D3 von Proband 5 zeigen ebenfalls interessante Aspekte. Beim behandelten Zeigefinger ist die Extension auf 156% des Wertes der unverletzten Hand vergrößert. Dahingegen hat sich die Radialabduktion auf 30% verschlechtert.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D3 links behandelt	38,07	13,73	-73,53	-30,06	6337,12
D3 rechts Unverletzt	32,99	16,74	-79,61	-26,82	5979,56

Tab. 15: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 5 Mittelfinger links und rechts

Vergleichbar deutliche Unterschiede sind beim Fingerpaar D3 von Proband 5 nicht abzulesen. Auffallend ist, dass bei beiden Wertetabellen die Werte für Extension und Ulnarabduktion des behandelten Fingers zugenommen und die Werte für Radialabduktion und Flexion abgenommen haben. Alle vier Finger umschließen eine große Fläche, wobei die der beiden Zeigefinger größer ist als die der beiden Mittelfinger. Dies entspricht der anatomischen Normalsituation der menschlichen Hand.

Proband Nr. 6

Betroffener Finger: D3 links

Verletzungen: Grundgliedfraktur des D3 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D3 links behandelt	3,56	1,62	-75,56	-31,59	2940,85
D3 rechts unverletzt	7,74	8,42	-87,39	-22,41	2868,90

Tab. 16: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 6 Mittelfinger links und rechts

Beim behandelten linken Mittelfinger von Proband 3 nehmen Extension auf 46%, Radialabduktion auf 19% und Flexion auf 86% ab. Erstaunlich ist, dass die Ulnarabduktion auf 141% zunimmt. Dies ist möglicherweise die Folge sowohl einer gut wirkenden physiotherapeutischen Behandlung als auch eines Stabilitätsverlustes durch Schädigung der stabilisierenden Strukturen (Zancolli-Komplex). Durch die deutliche Steigerung der Ulnarabduktion nimmt die umschlossene Fläche minimal 102,5% zu.

Proband Nr. 8

Betroffener Finger: D5 rechts

Verletzungen: Intraartikuläre Grundgliedfraktur des D5 rechts - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 rechts behandelt	18,27	5,00	-63,00	-31,59	2640,85
D5 links unverletzt	2,79	10,67	-84,47	-23,67	3545,32

Tab. 17: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 8 Kleinfinger rechts und links

Der behandelte rechte Kleinfinger von Proband 8 zeigt ebenfalls interessante Auffälligkeiten. Die Extension (auf 655%) und die Ulnarabduktion (auf 134%) nehmen zu. Die Flexion (auf 75%) und die Radialabduktion (auf 47%) nehmen ab. Als Konsequenz verkleinert sich die umschlossene Fläche auf 75%. Hier nehmen die Bewegungswinkel, bei denen der Finger sich vom Zentrum der Hand entfernt, zu, bei den gegenläufigen Bewegungen ab. Dies kann ein Effekt erfolgreicher Physiotherapie, aber auch zum Teil eine Folge von verletzungsbedingtem Stabilitätsverlust sein.

Proband Nr. 9

Betroffene Finger: D5 links

Verletzungen: Grundgliedbasisfraktur D5 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 links behandelt	7,47	40,05	-71,37	-4,14	3624,25
D5 rechts unverletzt	0,23	0,99	-77,85	-45,95	4462,58

Tab. 18: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 9 Kleinfinger links und rechts

Beim behandelten Kleinfinger von Proband 9 zeigen sich zwei unplausible Werte. Die Extension des Kleinfingers hat auf 3248% zugenommen. Die Radialabduktion hat auf 4046% zugenommen. Dies sind zunächst exorbitant hohe Werte, obwohl die Extension des behandelten Fingers mit 7,47° einen vergleichsweise schlechten Wert aufweist. Der Proband zeigt ohne bisher bekannte Verletzungen oder Anomalien des rechten Kleinfingers aber auf der unverletzten Seite tatsächlich eine deutlich eingeschränkte Beweglichkeit. Die Flexion nimmt auf der behandelten Seite (auf 92%) ebenso wie die Ulnarabduktion (auf 9%) ab. Infolgedessen verringert sich die umschlossene Fläche auf 81%. Bei diesem behandelten Finger nehmen die Maxima der Bewegungen, bei denen sich der Finger vom Zentrum der Hand entfernt, im Vergleich zu anatomischen Normalwerten deutlich ab.

Proband Nr. 10

Betroffene Finger: D4 links, D5 links

Verletzungen: Grundgliedfraktur des D4 links, Grundgliedfraktur des D5 links - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D4 links behandelt	3,92	6,53	-89,15	-16,61	1397,88
D4 rechts unverletzt	29,97	6,80	-79,38	-42,66	4835,80

Tab. 19: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 10 Ringfinger links und rechts

Beim Vergleich der Bewegungsmaxima der Ringfinger von Proband 4 zeigen sich sowohl deutliche, als auch weniger deutliche Werteveränderungen. Die Extension (auf 13%) und die Ulnarabduktion (auf 39%), also die Bewegungen, bei denen der Finger sich vom Zentrum der Hand entfernt, nehmen in ihren Maxima ab. Die Radialabduktion ist unverändert, die Flexion (auf 112%) nimmt zu. Hier sieht man eine Verbesserung der Flexion fast auf den anatomisch maximal möglichen Wert. Dies kann sowohl eine Folge der stattgehabten Verletzung als auch die Folge ungleichen Trainings zugunsten der Greiffunktion sein. Auffallend ist, dass an der unbehandelten Hand der Radialabduktionswert mit 6,80° auffallend niedrig und der Ulnarabduktionswert mit 42,66° auffallend hoch ist. Die umschlossene Fläche hat sich summa summarum deutlich auf 29% reduziert.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 links behandelt	41,13	3,38	-34,92	-40,05	2297,64
D5 rechts Unverletzt	36,54	5,76	-71,50	-42,66	4835,80

Tab. 20: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 10 Kleinfinger links und rechts

Das Kleinfingerpaar von Proband 10 zeigt in der Extension eine leichte Zunahme der Bewegungsmaxima des behandelten Fingers (auf 113%), eine Abnahme der

Radialabduktion (auf 59%), eine deutliche Reduktion der Beugung (auf 49%) und eine leichte, im Rahmen der Messungenauigkeit des Goniometersystems liegende, Abnahme der Ulnarabduktion (auf 94%). Die umschlossene Fläche nimmt auf 48% ab. Die reine Differenz der Radialabduktionswerte täuscht über den niedrigen Wert des unverletzten D5 hinweg. Hier sollte ebenfalls klinisch untersucht werden, warum der Wert so schlecht ist.

Proband Nr. 13

Betroffene Finger: D5 rechts

Verletzungen: Mittelhandkopffraktur des D5 rechts - eine Operation ist erfolgt.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D5 rechts behandelt	3,29	29,97	-68,18	-5,13	1801,73
D5 links Unverletzt	38,48	7,18	-73,89	-25,79	4692,27

Tab. 21: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 13 Kleinfinger rechts und links

Beim Kleinfingerpaar von Proband 13 zeigen sich erneut deutliche Abnahmen der Bewegungsmaxima in den Richtungen, in denen sich der Finger vom Zentrum der Hand entfernt. Die Extension ist deutlich reduziert (auf 8,5%), ebenso die Ulnarabduktion (auf 20%). Die Flexion hat lediglich auf 92% abgenommen. Die Radialabduktion entspricht mit 29,97° einem unauffälligen Wert. Aufgrund des geringen Radialabduktionswertes der unverletzten Seite täuscht die Zunahme auf 417% zugunsten des verletzten Fingers über die Tatsache hinweg, dass die Bewegung des behandelten Fingers insgesamt deutlich schlechter geworden ist. Diese wird aber durch die Abnahme der Fläche (auf 38%) deutlich. Dem Probanden sollten weitere Untersuchungen, bzw. physiotherapeutische Behandlung empfohlen werden.

Proband Nr. 16

Betroffene Finger: D3 links, D4 links

Verletzungen: Offene Grundgliedfraktur des D3 links, offene Grundgliedfraktur des D4 links - Operationen sind erfolgt, der linke Mittelfinger wurde im Behandlungsverlauf amputiert.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D3 links amputiert	-	-	-	-	-
D3 rechts Unverletzt	2,25	13,73	-86,99	-14,22	3220,99

Tab. 22: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 16 Mittelfinger links und rechts

In Bezug auf die Mittelfinger von Proband 16 ist aufgrund der Amputation des D3 links kein Vergleich der Bewegungsmaxima möglich. Auffallend ist lediglich der niedrige Extensionswert des unverletzten rechten Mittelfingers. Es sollte eine beginnende degenerative Erkrankung, die bisher unentdeckt geblieben ist, ausgeschlossen werden.

Finger	Extension	Radial	Flexion	Ulnar	Fläche
D4 links behandelt	7,11	35,57	-72,14	-5,90	1065,01
D4 rechts unverletzt	5,81	4,01	-72,77	-17,1	1247,72

Tab. 23: Gegenüberstellung der Messdaten – Proband 16 Ringfinger links und rechts

Beim Vergleich der Bewegungsmaxima des Ringfingerpaares von Proband 16 zeigen sich bis auf 35,57° Radialabduktion des behandelten Fingers und 17,1° Ulnarabduktion des unverletzten Fingers der Gegenseite vergleichsweise schlechte Werte. Die Extension liegt bei einer prozentualen Zunahme auf 122% mit einer absoluten Zunahme von 5,81° auf 7,11° innerhalb der angegebenen Messungenauigkeit des Goniometers. Die Flexion liegt bei beiden Fingern gerundet bei 72° und ist somit unverändert.

Zusammenfassend lässt sich bei den Probanden feststellen, dass sich die Beweglichkeit der MCP-Gelenke trotz Ausbehandlung der Verletzungen in den meisten Fällen verschlechtert. Dennoch zeigen einige Patienten eine positive Entwicklung der Beweglichkeit, was durch physiotherapeutische Beübung und eine gute Fähigkeit des Körpers zur Heilung zu erklären ist. Die Physiotherapie kann durch Erkenntnisse, welche Bewegungen und welche Bewegungsausmaße wieder möglich, bzw. erreichbar sind, profitieren und in Zukunft gezielter eingesetzt werden.

4. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde eine 3D-Bewegungsanalyse zur Messung der Gesamtbeweglichkeit der MCP-Gelenke entwickelt. Hierzu wurden 11 Patienten, die eine Verletzung des MCP-Gelenks der Finger D2-D5 erlitten hatten und in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Düsseldorf behandelt worden waren, mit einem eigens für multidimensionale Bewegungsmessungen entwickelten elektrischen Bewegungsanalysesystem nach standardisiertem Verfahren untersucht und die Ergebnisse ausgewertet.

4.1 Standardisierung des Messverfahrens

Wie bereits im Teil Material und Methoden (2.2) erläutert, ist der zugrunde liegende Untersuchungsaufbau vollständig standardisiert.
Es wurden stets die Finger D2–D5 beider Hände eines Patienten untersucht, da die gemessenen Werte der Gegenseite des jeweiligen Patienten das einzig objektive Maß zur Beurteilung bilden, wie viel Grad Bewegung individuell für jeden einzelnen Patienten möglich sind. Ein für jeden Probanden gleichsam entspanntes Sitzen bei gelockerter Schultermuskulatur und abgelegtem Unterarm ist durch eine bedarfsweise Erhöhung der Sitzposition zu erreichen. Die Mitbewegung angrenzender Gelenke, die eine falsch-hohe Beweglichkeit des MCP-Gelenks vortäuschen kann, wird durch deren Ruhigstellung fast vollständig ausgeschaltet.
Nicht ausgeschaltet werden kann hingegen die tagesformabhängige Belastbarkeit des Patienten. Auch ist es nicht möglich, den individuell während der Untersuchung empfundenen Schmerz auf ein einheitliches Minimum zu reduzieren. Ebenso kann nicht sicher gewährleistet werden, dass die Muskulatur jedes Patienten gleichermaßen trainiert und zum Untersuchungszeitpunkt entspannt und schmerzfrei ist. Schmerzmitteleinnahme wurde den Probanden, die regelhaft analgetische Präparate einnehmen, nicht verboten. Ohnehin hätte ein Verbot die Gleichheit der Ausgangssituation der Patienten zum Untersuchungszeitpunkt nicht gewährleistet.

Im Rahmen einer gegebenenfalls folgenden Studie mit größerer Probandenzahl wäre es sinnvoll, eine Eingruppierung nach verletzten Fingern durchzuführen und anschließend anhand eines Schmerz-Scores in Subgruppen zu unterteilen.

4.2 Untersuchungsverfahren ist up-to-date

Das verwendete Bewegungsanalysesystem befindet sich in technisch neuwertigem Zustand. Neben den Verbindungskabeln, die im Falle eines standardisierten Gebrauchs regelmäßig erneuert werden müssen, besteht das System im Wesentlichen aus einem Datenumwandler, einem PC und den verwendeten DataLog- und MatLab-Programmen. Diese Bestandteile sind ohne Verlust der Kompatibilität zum restlichen Versuchsaufbau einzeln erneuerbar und auch einzeln updatefähig.

4.3 Wissenschaftlicher Kontext

Die Beschreibung von Ausmaßen von Gelenkbewegungen hat in der Medizin eine fundamentale Bedeutung. Die Beurteilung von Gelenkbewegung und vor allem die Darstellung von Gelenkbewegungsanomalien im Gegensatz zu normalen Bewegungsumfängen wird in vielen medizinischen Situationen genutzt. So wurden in der Geschichte der Anatomie Gelenkbewegungen gemessen und Grenzwerte für eine normale Bewegung, sowie zum Erkennen von krankhaften Veränderungen der Gelenkbewegung definiert. Hierbei wird in der zweidimensionalen Darstellung das Konzept der Neutral-Null-Methode genutzt. Eine Bestimmung der Bewegungswinkel ist mit dieser Methode in vielen Fällen annähernd präzise möglich. Allerdings bewegt sich der Drehpunkt des Gelenks während der Bewegung mit, wodurch das abgelesene Winkelmaß verfälscht wird. Zum anderen ist es in jedem individuellen Einzelfall möglich die Bewegungsumfänge der gleichen Gelenke beider Patientenseiten zu messen um zu bewerten, ob z.B. eine Verletzung komplett ausgeheilt ist, ob ein Operationsergebnis revidiert, oder eine physiotherapeutische Maßnahme weitergeführt und bei Bedarf angepasst werden muss. Dies gilt für sämtliche Gelenke, ganz gleich, ob es sich um ein Scharniergelenk mit einem Freiheitsgrad,

ein Ellipsoidgelenk, oder um ein Kugelgelenk als Idealform der dreidimensionalen Bewegung handelt. Tatsächlich liegen verschiedene Studien, die die Bewegungsausmaße im dreidimensionalen Raum betreffen, vor.

Shiino hat bereits 1925 mit einem am zu untersuchenden Finger befestigten Band Bewegungen beobachtet und die eher geschätzten Bewegungsradien in eine Kugel projiziert. Da dieses Verfahren jedoch noch ohne digitale Technik durchgeführt wurde, ist anzunehmen, dass es mit einer deutlichen Messungenauigkeit behaftet ist (Shiino, 1925).

Roach veröffentlichte 2013 eine Studie, in der er den passiven ROM bei Hüftbewegungen von 30 gesunden Probanden untersuchte, die keine Hüftbeschwerden zeigten, bzw. keine medizinische Vorgeschichte der Hüften und des unteren Rückens hatten. Er legte das Augenmerk auf Hüft-Extension und Hüftinnen- bzw. -außenrotation. Als Tools nutzte er einen digitalen Inklinometer (Digital Protractor Pro 3600, Mitotoyo America, Aurora, Il, USA) sowie ein Universalgoniometer mit integrierter Wasserwaage. Die Fragestellung der Studie, ob sich statistisch relevante Messunterschiede zwischen den beiden Messgeräten ergeben. Es zeigte sich, dass dies der Fall ist. Es wurden relevante Unterschiede in allen Bewegungen, außer bei der Außenrotation des rechten Hüftgelenks, gemessen. Entsprechend behauptet Roach, dass es nicht möglich ist, Messwerte der Hüftbewegung zu vergleichen, die mit dem digitalen Inklinometer und mit dem Universalgoniometer erhoben werden (Roach et al., 2013). Seine Behauptung ist erstaunlich, da die größten genannten Messabweichungen bei 5,0° liegen und damit die Ungenauigkeit in der Messung mit dem digitalen Inklinometer deutlich überschreiten. Allerdings muss bedacht werden, dass die exakte Wiederholung einer Bewegung über die gesamte Strecke auf der Extensions-/Flexions-Achse in der Studie bei gleichzeitig identischer Messgenauigkeit nur sehr schwer durchzuführen ist. Bei Roachs Studie handelt es sich um eine Ein-Untersucher-Studie. Hierbei kann die Interraterreliabilität nicht beurteilt werden.

In der vorliegenden Promotionsarbeit wird zeitgleich mit der maximalen Extension und Flexion der MCP-Gelenke die maximale Adduktion bzw. Abduktion untersucht. Die maximal mögliche Extension eines Fingers, als Beispiel für alle untersuchten Bewegungen, ist nur an einer bestimmten Stelle auf

dem Abschnitt der Extensions-/Flexions-Achse möglich, die der medizinisch nicht vorgebildete Proband nicht kennt. Gleichzeitig kennt der Untersucher die exakten Gegebenheiten der Handanatomie und des Beweglichkeitszustands des Probanden nicht. Es zeigen sich in der vorliegenden Arbeit Bewegungsunterschiede zwischen den gleichen Fingern eines Pianisten und eines Handwerkers deutlich ungleichen Alters und ungleicher Körpergröße. Wiederum zeigen sich aber bei unverletzten Fingern der rechten und der linken Hand des Pianisten sowie der rechten und linken Hand des Handwerkers keine statistisch relevanten Unterschiede bei wiederholter Messung mit dem digitalen Bewegungsanalysesystem. Es ist in Frage zu stellen, ob bei Vergleich zweier Messmethoden, die zwangsläufig nacheinander angewandt werden müssen, eine exakte Gleichheit der Messwerte zu erzeugen ist, da die zum jeweiligen Untersuchungszeitpunkt unmittelbar vorher erfolgten Bewegungen niemals vollständig identisch sind. Gleiches gilt für die mehr als einmal durchgeführte Messung mit nur einer Messmethode. Entsprechend sollte bei ungefährer Gleichheit der Messwerte und zeitgleicher Beschwerdefreiheit des Patienten eine Abweichung toleriert werden können, da es schlussendlich nicht Ziel einer Behandlung ist, wissenschaftlich einwandfreie Lehrbuchmesswerte zu erzeugen, sondern dem Patienten sein individuelles Leben weiterhin, idealerweise uneingeschränkt, zu ermöglichen.

In einer anderen Arbeit wurden die Bewegungsumfänge der Finger D2-D5 bei mehreren Probanden gemessen. (Latz et al., 2019). Patienten ohne Vorerkrankungen oder Voroperationen wurden an den Fingergrundgelenken untersucht. Entsprechend liefert diese Arbeit eine Übersicht über den anatomischen und biomechanischen Normalzustand. Es finden sich im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit keine Aussagen darüber, ob relevante Unterschiede in den Bewegungsausmaßen bei verletzten und in Folge operierten Patienten erfasst werden können.

In bisher durchgeführten Studien ist ein System, das in Echtzeit digital und dreidimensional gemessene Gelenkbewegungsdaten erfasst, nicht beschrieben. Ebenso liegen keine Studien vor, in denen bei durchgeführter Bewegung und Beendigung dieser Bewegung in einer der Ausgangsposition entsprechenden Endposition, ein während dieser Aktion erzieltes größeres Bewegungsmaximum gespeichert wurde.

G. E. Hancock hat 2018 fünf verschiedene Methoden zur Messung von Bewegungen getestet und bewertet.
Hier wurden Messwerte und Praktikabilität von visueller Schätzung, Kurzarm- und Langarm-Goniometer, einer Smartphone App und die eines digitalen Inklinometers verglichen. Ergebnis dieser Studie ist, dass das „Halo Digital Goniometer“® die zuverlässigsten Werte lieferte, vorausgesetzt die gemessenen Winkel waren mindestens 6° groß (Hancock et al., 2018). Ein weiteres Resultat dieser Studie ist ein umfassender Vergleich der Messmethoden in Bezug auf Durchführung und Aussagekraft der Ergebnisse. Keines dieser Messverfahren veranschaulicht in dreidimensionalen Punktwolken die tatsächlich erreichten Punkte auf der Bewegungsbahn. Es werden lediglich Extremwerte, eben die Ist-Zustände zu Beginn und zum Ende einer Bewegung, als Winkelwert dargestellt.
Pereira stellte 2017 beim Vergleich von Bewegungsmesswerten, die bei Kniegelenksuntersuchungen erhoben wurden, Werte visueller Schätzung Messwerten von Messungen mit einem Langarmgoniometer und einer Smartphone-App gegenüber. Er stellte fest, dass der Faktor Erfahrungslevel des Untersuchers bei diesen einfach zu nutzenden Geräten keine relevante Rolle spielt (Pereira et al., 2017). Die Vorteile der aufgeführten Geräte liegen tatsächlich, im Gegensatz zum in der vorliegenden Studie eingesetzten Bewegungsanalysesystem, in der ausgesprochen leicht zu beherrschenden Handhabung der Geräte. Ein unschätzbarer Vorteil des digitalen Bewegungsanalysesystems ist allerdings, dass anhand der aufgezeichneten Linien auf der Bahnkugel mit einem Blick erkannt werden kann, ob gegebenenfalls nicht auf die völlig korrekte Durchführung der dem Patienten individuell möglichen Bewegung geachtet wurde. In einem solchen Fall kann die Untersuchung sofort erneut durchgeführt werden, um plausible Messwerte zu generieren.
Peters verglich 2011 bei der Untersuchung von Kniegelenken die Genauigkeit visueller Schätzung mit der von Messungen mit dem Universalgoniometer und Messungen durch Röntgenaufnahmen. Hier mussten signifikante Unterschiede der Messwerte bei maximaler Flexion und maximaler Extension durch die jeweiligen Methoden akzeptiert werden (Peters et al., 2011). Vermutlich kann eine absolute Genauigkeit, sei es bedingt durch Strahlengang und Strahlenschatten oder durch Perspektivenverzerrung des Beobachters, nur

schwer gewährleistet werden. Mit dem digitalen Bewegungsanalysesystem, das sehr sorgfältig achsengerecht und ohne abzukippen positioniert und fixiert werden muss, können die aufgeführten Probleme umgangen werden, da das System auch in den Winkelendpositionen zuverlässige Werte liefert.
Ein anderes Konzept der Messung der Gelenkbewegung nutzte Russel in einer Studie, in der bei Balletttänzerinnen die maximale Plantarflexion und maximale Dorsalextension in den Sprunggelenken, mit circa 70% festgestelltem Bewegungsanteil im oberen Sprunggelenk, gemessen wurde.
Nach Einnehmen der jeweiligen Gelenkpositionen wurden „en pointe“, also in maximaler Plantarflexion, in Neutralposition und „demi-plie“, also in maximaler Dorsalextension Röntgenbilder angefertigt und anschließend die Winkel der Bewegungen gemessen. (Russell et al., 2011). Auch hier handelt es sich ausschließlich um notierte Bewegungsanfangs- und Bewegungsendwerte einer linearen Bewegung, Dreidimensionalität wird nicht erfasst. Auch wäre es in den Extrempositionen für die Probanden sicherlich erleichternd, wenn die Messwerte bei Erreichen dieser Positionen sofort und automatisch aufgenommen würden,
So muss der Proband nicht in dieser Gelenkposition ausharren.
Freund publizierte 2016 eine Studie, in der er die Exaktheit der Winkelmessung zweier Smartphone-Apps mit denen eines digitalen Goniometers (HALO®) verglich. Er befestigte von acht Kaninchen jeweils einzelne Extremitäten auf einer Holzplattform, wobei die Kniegelenke in definierten Winkeln gebeugt fixiert wurden. Anschließend wurden die Winkel mit allen drei Methoden gemessen. Zusätzlich erfolgte zur Erzeugung von korrekten Referenzwerten eine radiographische Winkelabbildung mit anschließender Messung mit dem Universalgoniometer. Hier zeigte sich, dass mit keiner der Methoden die Winkel korrekt gemessen werden konnten. Mit dem Universalgoniometer wichen die gemessenen Werte im Mittel um 4,88% ab, mit einer App um 7,37%, mit der anderen App um 7,57% und mit dem digitalen Goniometer sogar um 12,71%. Der Vergleich dieser Werte, sowie der Hinweis, dass die Abweichung der UG-Messungen von der Realität nur wenige Grad mehr abweicht, als die Messunsicherheit des digitalen Bewegungsanalysesystems beträgt, stellen die Kosten-Nutzen-Frage in den Fokus. Beispielhaft wird in dieser beschriebenen Studie die flächendeckende Bedeutung der Goniometrie für die Bewertung eines Behandlungserfolges, eines Fortschritts, einer Rekonvaleszenz und für die

Einschätzung der weiteren Prognose betont. Die Goniometrie und allem voran die Verwendung eines UG ist eine einfache, zuverlässige, kostengünstige und zeiteffiziente Methode, mit einem gut erprobten Werkzeug flächendeckend Winkel im klinischen Alltag zu messen (Freund et al., 2016). Die Verwendung digitaler Geräte zur Erzielung einer maximalen Messgenauigkeit muss gegenüber anderen Messmethoden, die z.B. beim Halo ® laut Herstellerangaben nur eine Messungenauigkeit von 1°, abgewogen werden, da erhebliche Kosten und ein Mehraufwand beim Aufbau der Geräte, der Instandhaltung und der Einweisung des Untersuchers und des zu Untersuchenden entstehen.

Freund stellt anhand seiner Ergebnisse dar, dass keines der genutzten Geräte genauer misst, als mit dem Universalgoniometer gemessen werden kann. Durch die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit muss dieser Aussauge widersprochen werden. Es ist bei sorgfältiger Messung möglich genauer zu messen, als es mit dem Universalgoniometer möglich ist. Das UG lässt darüber hinaus keine Aussagen zu Bewegungen zu, die nicht in linearer Richtung durchgeführt werden. Ebenso sind keine Bewegungshüllen abbildbar.

In einer weiteren Studie untersuchte Trehan Bewegungsumfänge von 69 Patienten, die mindestens drei Monate zuvor am Handgelenk operiert worden sind. Dafür wurden die Patienten instruiert, wie sie zu Hause adäquat vergleichbare Fotos ihrer Handbewegungen erstellen sollten, um nächsten Schritt dem Untersucher zu ermöglichen, die erreichten Bewegungswinkel nach einem Standard zu messen und zu vergleichen. Schlussendlich sendeten 30 von 69 Patienten Bilddaten zurück (43% der eingeplanten Probanden). Von 180 eingesendeten Fotos waren nur neun nicht verwertbar, da sie nicht den Vorgaben entsprachen. Beim Vergleich der Messwerte zwischen klinischer Messung und photographischer Messung zeigte sich eine fast perfekte Übereinstimmung bei passiver Handgelenksbeugung und -streckung und substantielle Übereinstimmung bei aktiver Beugung und Streckung des Handgelenks sowie bei Radial- und Ulnarabduktion. Die Tatsache, dass über 50% der potentiellen Probanden keine oder keine verwertbaren Bilder geschickt hatten, zeigt, dass eine Studie, die nicht direkt während eines stationären Aufenthalts durchgeführt wird, eine hohe Verlustquote im Patientengut haben kann (Trehan et al., 2017).

Hier zeigt sich ein grundlegendes Problem von Studien, die ein *Longtime-Outcome* untersuchen.

Für die vorliegende Arbeit wurden ebenfalls Patienten eingeladen, die von ihrer Seite keinen aktuellen Vorstellungsbedarf beim zuvor operierenden Arzt sahen. Auch hier zeigte sich, dass Patienten nach erfolgter Heilung, ob zufriedenstellend oder nicht, nur schwer zu einer weiteren Untersuchung zu motivieren waren. Bei einem Hausbesuch war es nur mit großem Aufwand möglich, ein dem Standarduntersuchungsaufbau ähnliches Setting zu schaffen, um Messungenauigkeiten auszuschließen.

Trehan spricht ein weiteres Defizit eines retrospektiven Studiendesigns bei relativ kleiner Fallzahl ebenfalls an. Bei den Patienten liegen unterschiedlich lange Zeiträume zwischen Operation und Untersuchungstermin vor. Verschiedene Heilungsverläufe, auch beim Vergleich identischer Finger, können nur schwer zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach Behandlung adäquat gegenübergestellt werden. Trehan vergleicht nur Bewegungsausmaße in Flexion und Extension sowie in Radial- und Ulnar-Abduktion. Die schräg verlaufenden Bewegungen werden in dem Studiendesign nicht erfasst. Mit der digitalen dreidimensionalen Echtzeitgoniometrie können jedoch auch kreisende und schräg verlaufende Bewegungen abgebildet werden.

Als vorteilhaft erscheint bei Trehan, dass durch die nicht notwendige örtliche Nähe von Untersucher zu Patient ein potenziell größeres Probandengut akquiriert werden kann, weil eine fotographische oder videoassistierte Messung per Online-Kommunikation durchgeführt werden kann (Trehan et al., 2017).

Bergh untersuchte 2020 in einer Studie an zwei Gelenken von sedierten Pferden Messunterschiede zwischen dem Universalgoniometer und dem digitalen Easy-Angle-Goniometer (Meloq AB, Stockholm, Schweden) und zeigte auch hier statistisch relevante Messwertunterschiede (Bergh et al., 2020). Interessant an dieser Studie ist vor allem, dass das angewandte digitale Easy-Angle-Goniometer bei nach Herstellerangaben auf 1° festgelegter Messungenauigkeit relativ kostengünstig zu erwerben ist und mit einer Hand genutzt werden kann. Per Knopfdruck wird der Startpunkt der Messung festgelegt und per weiterem Knopfdruck der Endpunkt. Der entsprechende Messwert in Grad wird gespeichert und kann sowohl sofort als auch später abgelesen werden. Kernaussage der Studie war, dass das Goniometer ein gut nutzbares Tool ist, wenn die Bewegungen eines Gelenks vom selben Untersucher gemessen werden.

Die Faktoren der Messgenauigkeit des Gerätes, sowie der einfachen Handhabung und der Einhand-Messmethode stellen einen großen dar. Im Vergleich zum digitalen 3D-Bewegungsanalysesystem ist die einfache Positionierung des Easy-Angle-Goniometers ebenfalls ein deutlicher Vorteil. Allerdings muss beachtet werden, dass er sowohl zu Messungsbeginn, als auch beim Messungsende korrekt positioniert bleibt. Beim digitalen Bewegungsanalysesystem ist die Positionierung der beiden Endblöcke deutlich aufwändiger, allerdings ist ein Verrutschen bei korrekter und ausreichender Fixierung der Endblöcke ausgeschlossen. Ebenso hat der Untersucher in der vorliegenden Promotion während der Messung beide Hände frei. Es ist irrelevant, wieviel Zeit zwischen Drücken des Start-Buttons, dem Bewegungsbeginn, bzw. zwischen Ende der Bewegung in der wieder erreichten Ausgangsposition und Drücken des Stopp-Buttons und anschließendem Ablesen der Messwerte vergeht. Entsprechend kann die gesamte Aufmerksamkeit des Untersuchers während der Durchführung der Messung auf die Fingerbewegung gelegt werden. Darüber hinaus liegen mehrere Studien vor, in denen Bewegungsausmaße anhand von Goniometrie gemessen werden, bei denen es keine Hinweise auf digitale Geräte gibt.

Beispielsweise hat Akar 2018 eine Studie publiziert, in der bei Kindern der ROM von Handgelenk und Ellenbogen nach konservativ behandelter dislozierter distaler Radiusfraktur gemessen wurde. Hier gibt es Hinweise auf Goniometrie, ohne digitales Setting. Interessant ist, dass ebenfalls die Bewegungsausmaße mit denen der unverletzten Gegenseite des Patienten verglichen werden. Dies ist vorteilhaft, da die Änderungen der Bewegungen direkt mit der als normal anzusehenden unverletzten anderen Hand individuell verglichen werden können, ohne vorher Mittelwerte bilden zu müssen, die letztlich nicht zufriedenstellend die wirklichen physiologischen Werte einer unverletzten Hand eines jeden Individuums wiedergeben (Akar et al., 2018).

Gleiches gilt für eine Studie von Caja aus dem Jahr 2016, in der Dimensionen des Unterkörpers an verschiedenen Patienten gemessen wurden. Die Bewegungsausmaße des M. quadriceps wurden mit einem Goniometer mit ausziehbaren Armen gemessen. In dieser noch jungen Studie wurde mit einem analogen Goniometer gemessen und die Werte sofort abgelesen (Caia et al., 2016). Goniometrie spielt aber auch beim MCP-Gelenk eine entscheidende Rolle

für die Möglichkeit, prä- und postoperative Bewegungsmesswerte zu ermitteln. In der Literatur findet man in Bezug auf das MCP-Gelenk viele Studien, in denen verschiedene operative Maßnahmen oder verschiedene Prothesenarten verglichen werden. Ebenso findet man *Case-Reports*, in denen spezielle Fälle thematisiert werden.

Alhujayri veröffentliche 2020 eine Studie zur *In-site*-Technik. Hier wurde bei Versorgung von Metakarpalknochenfrakturen die K-Draht-Technik angewandt. Die behandelten D5 zeigten beim Entfernen der Schiene nach post-operativer Versorgung zu 80% den vollen ROM, 20% der behandelten Patienten bedurften noch weiterer physiotherapeutischer Beübung (Alhujayri et al., 2020). Die Methode, mit der der ROM gemessen wurde, ist nicht weiter kommentiert so dass davon auszugehen ist, dass der klassische UG oder eine röntgenologische Untersuchung Anwendung fanden.

Chung publizierte 2012 eine multizentrische Studie, in der Patienten mit Rheumatoider Arthritis untersucht wurden. Von 162 Patienten wurden 67 operativ und 95 konservativ behandelt. Im Verlauf der Studie wurde der ROM der Patienten beurteilt. In den vorliegenden Angaben findet sich ebenfalls kein Hinweis auf eine digitale Goniometrie (Chung et al., 2012). Durch eine Studie mit einer derart hohen Fallzahl würden unter Anwendung des digitalen 3D-Bewegungsanalysesystems sicherlich eine große Zahl an individuellen Bewegungseinschränkungen erkannt, die einer weiteren spezifischen Therapie bedürften.

Eisenberg führte 2020 eine Studie zum klinischen *Outcome* nach Schraubenosteosynthese von Metakarpalfrakturen durch und untersuchte 91 verletzte und behandelte Patienten. Hier kommt ein digitales *handheld* Goniometer zum Einsatz, ohne dass näher erläutert wird, welches Gerät genutzt wurde (Eisenberg et al., 2020). Klassischerweise handelt es sich um ein Goniometer, der auf das Gelenk aufgelegt, oder an das Gelenk gehalten wird und an dem sich über eine digitale Anzeige ein Winkel ablesen lässt. Dreidimensionale Daten wurden nicht erhoben.

Hofmeister verglich 2008 verschiedene Methoden der Behandlung nach erlittener subkapitaler Fraktur das MHK V und maß nach erfolgter Behandlung ebenfalls die Funktion des behandelten Fingers. Er berichtet von beobachteten Abduktionswinkeln, die größere Werte als 30° betragen und führt dies unter

anderem auf einen Funktionsverlust des M. digiti minimi zurück (Hofmeister et al., 2008).

Gerade diese Beobachtung zeigt, dass es interessant wäre, konkretere Erkenntnisse zur den erreichbaren Bewegungsmaxima zu erhalten. So wäre eine Differenzierung zwischen einem Funktionsgewinn durch suffiziente physiotherapeutische Beübung und einem Stabilitätsverlust durch nachhaltige Schädigung der anatomischen Strukturen sicherlich möglich.

Murali stellte 2013 einen *Case-Report* über einen Patienten vor, der sich im Rahmen eines Motorradunfalls eine geschlossen-dislozierte Fraktur des MCP von D3 zugezogen hatte. Nach Ausbehandlung der Verletzung wurde die Funktion der Hand allgemein als zufriedenstellend beschrieben. Hier liegen keinerlei Angaben zur Art und Weise vor, wie dieses zufriedenstellende Ergebnis untersucht worden ist (Murali et al., 2013).

In den fünf letztgenannten Studien und *Reports* spielt die Goniometrie keine essenzielle Rolle, entsprechend wird hier mit dem klassischen zweischenkligen Universalgoniometer oder anderen 2D-Goniometern, wie zum Beispiel dem Halo®, der ein digitales Display hat, gemessen.

Studien zu vergleichbaren digitalen 3D-Bewegungsanalysesystemen mit der Funktion der Echtzeit-Datenaufnahme liegen nicht vor.

4.4 Auswertung der Ergebnisse und Auswertbarkeit der Daten

Bei der Beantwortung der Frage, ob man einen wesentlichen Unterschied der Bewegungsumfänge aus den erarbeiteten Daten ablesen kann, sollten neben den reinen Dezimalzahlen vor allem die 3D-Rekonstruktionen betrachtet werden. Die Bewegungshüllen haben ganz unterschiedliche Formen. Wenngleich sie alle keilförmig sind, unterscheiden sie sich in Form und Größe. Aussackungen oder Eindellungen der Bewegungshüllen geben Hinweise auf eine Anomalie.

Neben den sich teilweise zwischen verletzter und unverletzter Hand wesentlich oder unwesentlich unterscheidenden Zahlen als reine Quantifizierung der Bewegungsausmaße können an der Form der 3D-Abbildungen der durchgeführten Bewegungen optische Unterschiede erkannt werden. So ist die Darstellung der Bewegungsveränderungen zur Dokumentation in der Patientenakte, aber auch zur Demonstration für die Patienten visuell

nachvollziehbar aufbereitet. Der Untersucher kann dem betroffenen Patienten auf den ersten Blick verständlich machen, wo die Beweglichkeit bereits wieder zufriedenstellend ist und wo noch Trainingsbedarf besteht. Das weitere Training kann anhand der Bilder direkt mit dem weiterbehandelnden Physiotherapeuten entsprechend spezifiziert werden. Bei ausbleibender Besserung zeigt sich bei Verlaufskontrollen in den 3D-Abbildungen der Bewegungsumfänge keine Zunahme. So kann gegebenenfalls besser nachvollziehbar zugunsten einer Revisionsoperation entschieden werden.

4.5 Limitierungen der Methodik

Grundsätzlich ergeben sich bei wissenschaftlichen Studien Störgrößen. Das können zum Beispiel bekannte Vorerkrankungen, mangelhafte Mitarbeit des Probanden, Verständnisschwierigkeiten oder Vorerkrankungen, die sich erst im Laufe der Studie bemerkbar machen, sein. Einerseits verkleinert sich dadurch das zu Studienbeginn vorliegende Probandenkollektiv, andererseits sind erkennbare Störfaktoren weitgehend ausgeschaltet.

Nicht ausgeschaltet werden kann hingegen die tagesformabhängige Belastbarkeit des Patienten. Auch ist es nicht möglich, den individuell während der Untersuchung empfundenen Schmerz auf ein einheitliches Minimum zu reduzieren. Ebenso kann nicht sicher gewährleistet werden, dass die Muskulatur jedes Patienten gleichermaßen trainiert und zum Untersuchungszeitpunkt vergleichbar entspannt und schmerzfrei ist. Schmerzmitteleinnahme wurde den Probanden, die regelhaft analgetische Präparate einnehmen, nicht verboten. Ohnehin hätte auch ein Verbot eine Gleichheit der Ausgangssituation der Patienten zum Untersuchungszeitpunkt nicht gewährleistet.

Im Rahmen einer ggf. folgenden Studie mit größerer Probandenzahl wäre es sinnvoll, die Probanden unter anderem anhand eines Schmerz-Scores in Subgruppen aufzuteilen.

Im Laufe des Untersuchungsverfahrens hat sich herausgestellt, dass bei einem großen Anteil der Probanden der Bewegungsablauf „Scheibenwischerbewegung, beginnend in maximaler Flexion bis zur maximalen Extension und gleichermaßen erfolgende Rückführung in die Ausgangsposition“ trotz Demonstration des Untersuchers erst nach mehreren Durchläufen korrekt

ausgeführt wurde. Letztlich konnten die Probanden aber alle in die Stichprobe mitaufgenommen werden. Für Folgestudien ist es ratsam, dem Patienten im Vorfeld ein kurzes Instruktionsvideo zu präsentieren. So kann der Bewegungsablauf im Vorfeld geübt werden, ohne dass im Moment der Untersuchung selbst eine Störgröße in Form eines Aufwärmeffektes produziert wird.
Leider ist es bisher nicht möglich, die Korrektheit der erhobenen Daten frühzeitig zu überprüfen. Es sind mehrere komplexe Schritte von der Aufnahme der Daten bis zum ersten Moment, an dem ein Zahlenwert abgelesen werden kann, nötig. Erst erfolgt die Messung mit dem Goniometer, danach erfolgt die Übertragung der Daten auf ein Laptop, hier werden mit dem DataLog-Programm Dateien abgespeichert. Anschließend werden dann mit dem MatLab-Programm die Tabellen und die 2D- und 3D-Abbildungen erzeugt. Schlussendlich wird im Prozessablauf erst jetzt sichtbar, ob die 3D-Punktwolken inklusive der berechneten Ränder korrekt dargestellt werden. In der Weiterentwicklung des Verfahrens ist eine Verkürzung der Abläufe essenziell. Nur so kann eine Implementierung in den klinischen Alltag ermöglicht werden.

4.6 Problematik der Technik

Festzustellen ist, dass die Elektrogoniometer störanfällig sind. Im Verlauf der Studie sind bei der Untersuchung von 96 Fingern mehrere Sensoren funktionsuntüchtig geworden. Die Ersatzbeschaffung ist mit einem sehr hohen Kostenaufwand verbunden. Darüber hinaus sind während der Untersuchungen Probandendatensätze auch deshalb verloren gegangen, weil während der Untersuchung Elektrogoniometer zerstört wurden. Einige Datensätze mussten deswegen gelöscht werden, weil sich bei der späteren Verarbeitung der Daten teilweise Beschädigungen herausstellten. Die Beschädigungen waren in den meisten Fällen auf Kabeldefekte zurückzuführen. Es wird in Zukunft sicher möglich sein, robustere Elektrogoniometer herzustellen. Die Goniometer als Teil des 3D-Bewegungsanalysesystems können selbstverständlich später durch andere, z.B. optoelektronische Goniometer (z.B. Vicon ®).
Die Versuchsanordnung selbst bietet ebenfalls mögliche Fehlerquellen. Der distale Endblock des Elektrogoniometers wird streckseitig am Finger des

Patienten befestigt, zeitgleich wird ein gekürzter Holzspatel beugeseitig am Finger distal des MCP-Gelenks fixiert, so dass die Bewegung der PIP- und DIP-Gelenke ausgeschaltet wird, ohne die maximalen Bewegungsausmaße im MCP-Gelenk zu verhindern. Die Kanten werden zuvor rundgeschnitten, um schmerzhafte Irritationen des Patienten, die eine Reduktion der Bewegungsmaxima zur Folge haben könnte, auszuschalten. Hier ergibt sich eine mögliche Fehlerquelle aufgrund einer möglichen Abkippung und einer daraus folgenden Fehlmessung. Diese könnte durch eine Weiterentwicklung der Goniometer mit Anpassbarkeit an die individuellen Eigenschaften des zu untersuchenden Fingers vermieden werden. Leider ist aktuell nur eine eingeschränkte Auswahl auf dem Markt vorhanden.
Die endgradige Flexion im MCP-Gelenk ist nur gewährleistet, wenn unter anderem das PIP-Gelenk maximal gebeugt ist (Kamper et al., 2002). Ohne Ruhigstellung der distal des MCP gelegenen Gelenke hat sich eine einheitliche Untersuchungstechnik und eine zuverlässige Fixierung der Endblöcke in der untersuchten Probandengruppe nicht durchführen lassen. Letztendlich handelt es sich um eine Minimalabweichung um circa 2°.

Bezogen auf die anatomischen Gegebenheiten im Fingergrundgelenk ist es nicht möglich, mit diesem Untersuchungsverfahren eine Differenzierung zu treffen, welche Bewegungsänderung auf welchen Anteil der Verletzung zurückzuführen ist. Auch bestehen keine standardisierten Bildgebungen der begleitenden Weichteilverletzungen. Ein hochauflösendes 3-Tesla-MRT würde zwar die Anatomie gründlich abbilden, aber auch keine Aussage zur Elastizität und Verschieblichkeit der umgebenen Weichteilstrukturen des Gelenks ermöglichen. Eine Bandverletzung suggeriert z.B. zunächst eine Abnahme der Stabilität und somit eine Zunahme des Bewegungsumfangs. Eine später folgende arthrotische Veränderung wird ein Weniger an Bewegung zur Folge haben. Wir beobachten bei den Patienten klinisch ein gutes bis sehr gutes Ausheilungsergebnis im Röntgen, können uns aber trotz Anwendung des hier entwickelten 3D-Bewegungsanalysesystems trotzdem nicht herleiten, woraus die Bewegungseinschränkung letztendlich resultiert.

Die Hypothese der vorliegenden Arbeit ist, dass sich mit dem entwickelten 3D-Bewegungsanalysesystem Unterschiede der Bewegungshüllen messen lassen.
Im Ergebnisteil wird ausführlich dargestellt, dass eine detaillierte Bewegungsanalyse vorliegt und dass verschieden große Veränderungen der Bewegungshüllen, von minimaler bis zu maximaler Ausprägung erkannt werden können. Die resultierenden Winkelmaße werden verständlich dargestellt.
Mit Hilfe dieser Arbeit ist es erstmalig möglich, detaillierte Aussagen zur Beweglichkeit nach vermeintlich ausgeheilter MCP-Gelenkverletzung zu treffen.

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde die Hypothese bestätigt, dass sich mit dem entwickelten Messverfahren, einem digitalen 3D-Bewegungsanalysesystem mit Goniometern der Firma Biometrics®, das in ein enger Zusammenarbeit mit dem Institut für Angewandte Mathematik der HHU entwickelt wurde, klinisch relevante, unterschiedliche Werte für Fingerbewegungen der Finger D2-D5 in radialer und ulnarer Richtung sowie in Flexions- und Extensionsrichtung zwischen behandelter und unverletzter Hand eines jeden Probanden messen lassen. Es wurden elf Patienten mit insgesamt 17 verletzten Fingern untersucht. Zum Vergleich wurde dieselbe Untersuchung an den verbleibenden 71 unverletzten Fingern durchgeführt. Das Ergebnis der Untersuchung ist, dass sich genannte Unterschiede zwischen den Bewegungsausmaßen verletzter, bzw. behandelter und unverletzter Finger sehr präzise darstellen lassen. Ebenso zeigt sich, dass die Bewegungsmaxima orientierend abnehmen. Zusammengefasst hat sich die Beweglichkeit der behandelten Finger im Vergleich zur gesunden Seite deutlich verringert, die Bewegungshülle war im Extremen um 74% verkleinert. Allerdings konnten auch bis zu 18% größere Bewegungshüllen festgestellt werden. Es ist anzunehmen, dass begünstigende Faktoren, wie zum Beispiel physiotherapeutische Behandlung, einen Einfluss auf das *Outcome* des Patienten haben. Die vorliegende Arbeit, die im universitären *Setting* durchgeführt wurde, ist in ihrer Art richtungsweisend für die weitere Behandlung von Fingergrundgelenksverletzungen. Sie zeigt die Notwendigkeit regelmäßig durchzuführender Analysen des Heilungsverlaufs. Bewegungen, die noch defizitär erscheinen, können so schneller identifiziert und verbessert werden.

Quellenverzeichnis

AKAR, D., KÖROĞLU, C., ERKUS, S., TURGUT, A. & KALENDERER, Ö. 2018. Conservative Follow-up of Severely Displaced Distal Radial Metaphyseal Fractures in Children. *Cureus,* 10**,** e3259.

ALHUJAYRI, A. K., ALOHAIDEB, N. S., ALARFAJ, S. F. & ALHODAIB, N. I. 2020. Intra-medullary, at fracture site introduction of K-wires for metacarpal fracture fixation (in-site technique). A new fixation technique and a case series. *Int J Surg Case Rep,* 73**,** 218-222.

BERGH, A., LAURIDSEN, N. G. & HESBACH, A. L. 2020. Concurrent Validity of Equine Joint Range of Motion Measurement: A Novel Digital Goniometer versus Universal Goniometer. *Animals (Basel),* 10.

CAIA, J., WEISS, L. W., CHIU, L. Z., SCHILLING, B. K. & PAQUETTE, M. R. 2016. Consistency of Lower-Body Dimensions Using Surface Landmarks and Simple Measurement Tools. *J Strength Cond Res,* 30**,** 2600-8.

CHANTELOT, C., FONTAINE, C., DIOP, A., MIGAUD, H., LAVASTE, F. & DUQUENNOY, A. 1998. [In vivo study of kinematics of the elbow using electromagnetic goniometer]. *Ann Chir Main Memb Super,* 17**,** 68-77.

CHUNG, K. C., BURNS, P. B., KIM, H. M., BURKE, F. D., WILGIS, E. F. & FOX, D. A. 2012. Long-term followup for rheumatoid arthritis patients in a multicenter outcomes study of silicone metacarpophalangeal joint arthroplasty. *Arthritis Care Res (Hoboken),* 64**,** 1292-300.

EISENBERG, G., CLAIN, J. B., FEINBERG-ZADEK, N., LEIBMAN, M., BELSKY, M. & RUCHELSMAN, D. E. 2020. Clinical Outcomes of Limited Open Intramedullary Headless Screw Fixation of Metacarpal Fractures in 91 Consecutive Patients. *Hand (N Y),* 15**,** 793-797.

FREUND, K. A., KIEVES, N. R., HART, J. L., FOSTER, S. A., JEFFERY, U. & DUERR, F. M. 2016. Assessment of novel digital and smartphone goniometers for measurement of canine stifle joint angles. *Am J Vet Res,* 77**,** 749-55.

HANCOCK, G. E., HEPWORTH, T. & WEMBRIDGE, K. 2018. Accuracy and reliability of knee goniometry methods. *J Exp Orthop,* 5**,** 46.

HOFMEISTER, E. P., KIM, J. & SHIN, A. Y. 2008. Comparison of 2 methods of immobilization of fifth metacarpal neck fractures: a prospective randomized study. *J Hand Surg Am,* 33**,** 1362-8.

ITADERA, E. & OKAMOTO, S. 2022. Outcomes of a Trans-Web Approach to Fractures around the Finger Metacarpophalangeal Joint. *J Hand Surg Asian Pac Vol,* 27**,** 534-540.

KAMPER, D. G., GEORGE HORNBY, T. & RYMER, W. Z. 2002. Extrinsic flexor muscles generate concurrent flexion of all three finger joints. *J Biomech,* 35**,** 1581-9.

LATZ, D., KOUKOS, C., BOECKERS, P., JUNGBLUTH, P., SCHIFFNER, E., KAUFMANN, R. & GEHRMANN, S. V. 2019. Influence of Wrist Position on the Metacarpophalangeal Joint Motion of the Index Through Small Finger. *Hand (N Y),* 14**,** 259-263.

LEE, J. K., KIM, Y. S., LEE, J. H., JANG, G. C. & HAN, S. H. 2020. Open Reduction and Internal Fixation for Dorsal Fracture-dislocation of the Proximal Interphalangeal Joint. *Handchir Mikrochir Plast Chir,* 52**,** 18-24.

LEHTIMÄKI, K., HARJULA, J., UURINMÄKI, J., KUKKONEN, J., LÖYTTYNIEMI, E., MOKKA, J., TIUSANEN, H. & ÄÄRIMAA, V. 2021. Radiographic geometry and clinical glenohumeral range of motion after reverse shoulder athroplasty, a retrospective cohort study. *J Orthop,* 25**,** 283-287.

MARTÍN-SAN AGUSTÍN, R., GARCÍA-VIDAL, J. A., CÁNOVAS-AMBIT, G., ARENAS-DELLA VECCHIA, A., LÓPEZ-NICOLÁS, M. & MEDINA-MIRAPEIX, F. 2019. Validity and Reliability of a New Optoelectronic System for Measuring Active

Range of Motion of Upper Limb Joints in Asymptomatic and Symptomatic Subjects. *J Clin Med,* 8.
MEALS, C. G., SAUNDERS, R. J., DESALE, S. & MEANS, K. R., JR. 2018. Viability of Hand and Wrist Photogoniometry. *Hand (N Y),* 13**,** 301-304.
MEDINA-MIRAPEIX, F., MARTÍN-SAN AGUSTÍN, R., CÁNOVAS-AMBIT, G., GARCÍA-VIDAL, J. A., GACTO-SÁNCHEZ, M. & ESCOLAR-REINA, P. 2019. An Optoelectronic System for Measuring the Range of Motion in Healthy Volunteers: A Cross-Sectional Study. *Medicina (Kaunas),* 55.
MURALI, M., ABDUL KHADER, F., SUNDERAJAN, T. & MOTHILAL, S. N. 2013. A rare case of closed isolated dislocation of the third metacarpophalangeal joint of the hand. *J Clin Orthop Trauma,* 4**,** 199-203.
PEREIRA, L. C., RWAKABAYIZA, S., LÉCUREUX, E. & JOLLES, B. M. 2017. Reliability of the Knee Smartphone-Application Goniometer in the Acute Orthopedic Setting. *J Knee Surg,* 30**,** 223-230.
PETERS, P. G., HERBENICK, M. A., ANLOAGUE, P. A., MARKERT, R. J. & RUBINO, L. J., 3RD 2011. Knee range of motion: reliability and agreement of 3 measurement methods. *Am J Orthop (Belle Mead NJ),* 40**,** E249-52.
ROACH, S., SAN JUAN, J. G., SUPRAK, D. N. & LYDA, M. 2013. Concurrent validity of digital inclinometer and universal goniometer in assessing passive hip mobility in healthy subjects. *Int J Sports Phys Ther,* 8**,** 680-8.
RUSSELL, J. A., SHAVE, R. M., KRUSE, D. W., KOUTEDAKIS, Y. & WYON, M. A. 2011. Ankle and foot contributions to extreme plantar- and dorsiflexion in female ballet dancers. *Foot Ankle Int,* 32**,** 183-8.
SCHMIDT, H.-M. 2003. *Chirurgische Anatomie der Hand,* Stuttgart u.a., Thieme.
SHIINO, K. 1925. Einiges über die anatomischen Grundlagen der Greifbewegungen. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte,* 77**,** 344-362.
SOFTWARE, B. A. *Analysis Software* [Online]. UK. Available: http://www.biometricsltd.com/analysis.htm
THAYER, D. T. 1988. Distal interphalangeal joint injuries. *Hand Clin,* 4**,** 1-4.
TREHAN, S. K., RANCY, S. K., JOHNSEN, P. H., HILLSTROM, H. J., LEE, S. K. & WOLFE, S. W. 2017. At Home Photography-Based Method for Measuring Wrist Range of Motion. *J Wrist Surg,* 6**,** 280-284.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Musculi lumbricales	Seite 4
Abbildung 2:	Musculi interossei	Seite 5
Abbildung 3:	Zancolli-Komplex	Seite 7
Abbildung 4:	Schemazeichnung Bewegungsablauf	Seite 8
Abbildung 5:	Datenrekorder mit Goniometer	Seite 9
Abbildung 6a/b:	Probandenhand mit fixiertem Goniometer	Seite 10
Abbildung 7a-d:	Bewegungsrichtungen bei der Untersuchung	Seite 12
Abbildung 8:	Softwareansicht Datenaufzeichnung	Seite 13
Abbildung 9:	Softwareansicht Daten-Prozessierung	Seite 14
Abbildung 10:	Bewegungsumfänge Kleinfingergrundgelenk Beispielbild	Seite 15
Abbildung 11:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 1 behandelt links	Seite 18
Abbildung 12:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 1 unverletzt rechts	Seite 19
Abbildung 13:	Bewegungsumfänge Kleinfinger Proband 3 behandelt rechts	Seite 20
Abbildung 14:	Bewegungsumfänge Kleinfinger Proband 3 unverletzt links	Seite 20
Abbildung 15:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 5 behandelt links	Seite 21
Abbildung 16:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 5 unverletzt rechts	Seite 22
Abbildung 17:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 2 behandelt rechts	Seite 23
Abbildung 18:	Bewegungsumfänge Mittelfinger Proband 2 unverletzte links	Seite 23
Abbildung 19:	Bewegungsumfänge Kleinfinger Proband 4 verletzt links	Seite 24

Abbildung 20:	Bewegungsumfänge Kleinfinger	
	Proband 4 unverletzt rechts	Seite 25
Abbildung 21:	Variationen des Verlaufs der	
	Mm. Lumbricales	Seite 61
Abbildung 22 a/b:	Ansicht der aufgeklebten Endblöcke	
	Von oben, bzw. von radial	Seite 61

Anhang

Aus rechtlichen Gründen darf die Abbildung online nicht veröffentlicht werden.

Abb. 21: Aus: „Chirurgische Anatomie der Hand“, 2. überarbeitete und aktualisierte Ausgabe, erschienen 2003. Aus Kapitel 7.5.1, Abb. 13b-j „Mm. Lumbricales - Variationen“ (nach Basu u. Hasary 1960 und Schmidt et al. 1963, 1965), Georg-Thieme-Verlags in Stuttgart

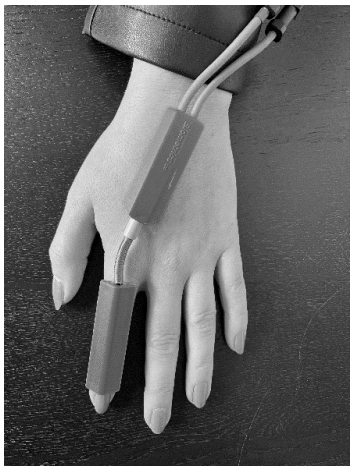

Abb. 22a: Ansicht der entlang des Fingers und des entsprechenden Mittelhandknochens (hier D2 links) aufgeklebten Endblöcke von oben

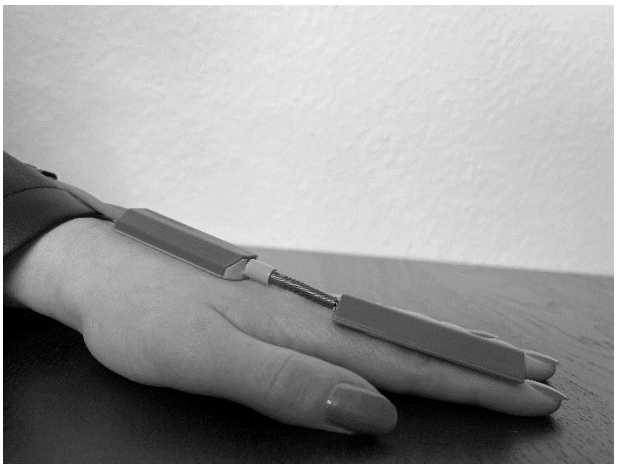

Abb. 22b: Ansicht der entlang des Fingers und des entsprechenden Mittelhandknochens (hier D2 links) aufgeklebten Endblöcke von radial

Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. Windolf für die Ermöglichung dieser Dissertation.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. Sebastian Gehrmann als Erstbetreuer meiner Arbeit. Vielen Dank für die vielen konstruktiven Gespräche und den gedanklichen Input.

Des Weiteren bedanke ich mich bei meiner Zweitbetreuerin Frau PD Dr. Carina Jaekel für die Unterstützung, vor allem beim Aufbau des Konzeptes und der Erstellung der Grundlagen dieser Arbeit.

Ein besonders herzliches Dankeschön sende ich hiermit meiner Frau und meinem Vater. Diese Arbeit ist auch dank eurer Unterstützung entstanden.

Zum Schluss bedanke ich mich bei meiner Mutter, die mir immer sehr die Daumen gedrückt hat und die sich ganz bestimmt jetzt sehr gefreut hätte.