Aus der Abteilung für

Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Universität Ulm

Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. L. Kinzl

Bewegungsabläufe der Fingergelenke beim Faustschluss

- dynamische Messungen mit dem TUB-Sensorhandschuh –

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt

von

Ayhan Benlik

Langenau

2003

Amtierender Dekan : Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter : PD Dr. Martin Mentzel

2. Berichterstatter : PD Dr. Alexander Brinkmann

Tag der Promotion : 22.10.2004

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung

- **1.1 Ziele der Arbeit**

2. Material und Methoden

- **2.1 Beschreibung des Sensorhandschuhs**
  - 2.1.1 Allgemeines über den Sensorhandschuh
  - 2.1.2 Aufbau des Sensorhandschuhs
  - 2.1.3 Sensoren
  - 2.1.4 Messdatengewinnung
- **2.2 Probanden**
- **2.3 Versuchsaufbau und Messungen**
  - 2.3.1 Kalibrierung der Gelenkwinkelsensoren
  - 2.3.2 Versuchsdurchführung
  - 2.3.3 Beurteilungskriterien
  - 2.3.4 Biometrie

3. Ergebnisse

- **3.1 Bewegungsmuster**
- **3.2 Zeitspannen der Bewegung**
- **3.3 Longitudinalvergleich**
- **3.4 Transversalvergleich**
- **3.5 Bewegungsumfänge**
- **3.6 Beantwortung der eingangs gestellten Fragen**

4. Diskussion

5. Zusammenfassung

6. Literaturverzeichnis

7. Danksagung

Abkürzungen

D1: Daumen
D2: Zeigefinger
D3: Mittelfinger
D4: Ringfinger
D5: Kleinfinger
MP: Metacarpophalangealgelenk
PIP: proximales Interphalangealgelenk
DIP: distales Interphalangealgelenk
IP: Interphalangealgelenk des Daumens
p: proximal
d: distal
Abb.: Abbildung

1 Einleitung

Die Messung der Beweglichkeit der Fingergelenke ist ein zentraler Teil der klinischen Untersuchung der Hand. Dabei wird jedes Gelenk einzeln vom Untersucher nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Ergänzt wird die Untersuchung unter anderem durch die Überprüfung der primären Griffe und der Fähigkeit des Untersuchten, die ausgestreckte Hand zur Faust zu schließen und wieder zu öffnen.

Die Neutral-Null-Methode, die von Müller 1970 (40) vorgestellt wurde, basiert auf der Null-Durchgangs-Methode, die auf Cave und Roberts zurückgeht und von diesen 1936 publiziert wurde (4). Der Bewegungsumfang eines Gelenks wird durch Anlegen eines Goniometers ermittelt. Aus einer definierten Neutralstellung wird der Untersuchte zunächst aufgefordert eine Streckung in dem jeweiligen Gelenk auszuführen. Anschließend folgt die Beugung.

Die Methode ist prinzipiell sehr einfach anzuwenden, beinhaltet jedoch ein spezifisches Problem. Schon kleine Veränderungen beim Anlegen des Goniometers führen zu unterschiedlichen Messergebnissen. In einer Reihe von Studien wurde auf dieses Problem eingegangen (17,21,22,31,33,34,36,49,50,52).

Darüber hinaus ist die Befunderhebung an der Hand durch Messen aller Fingergelenke bei gewissenhafter Durchführung sehr zeitaufwändig. Zur Vereinfachung wird im klinischem Alltag einerseits der minimale Abstand in Zentimetern zwischen den Fingerkuppen von Zeige-, Mittel-, Ring- und Kleinfinger und der distalen Hohlhandbeugefurche bei der Fingerbeugung und andererseits der minimale Abstand in Zentimetern zwischen den freien Nagelrändern dieser Finger und der verlängerten Handrückenebene bei der Streckung gemessen. Diese Untersuchung lässt im Rahmen einer Verlaufsbeobachtung durchaus Tendenzen erkennen, wodurch sie sich in der klinischen Praxis bewährt hat. Sie lässt natürlich keine Aussagen über die tatsächlichen Bewegungsumfänge der einzelnen Gelenke zu.

Die Untersuchung der Gelenkbeweglichkeit durch Messung der Endpositionen, welche von den Gelenken eingenommen werden können, sind statische Messungen.

Sie erlauben keinen Rückschluss auf das dynamische Zusammenwirken der Fingergelenke beim Greifen.

Im klinischen Alltag wird der Patient bei der Untersuchung aufgefordert, definierte Griffe auszuführen. Von besonderem Interesse ist hierbei der Faustschluss. Diese Untersuchungen sind bisher in der Praxis nur qualitativ beurteilbar. Entscheidend für die Beurteilung ist die Erfahrung des Untersuchers (1,2,12,13,25,37,42, 43,44,45,54,57).

Mit einem Gerät, welches die Gelenkbewegungen an der Hand dynamisch misst, ließe sich die Untersuchung der Hand wesentlich verbessern. Die Koordination der Fingergelenke beim Greifen ließe sich darstellen und quantifizieren, und die Untersuchung wäre nicht mehr abhängig von dem Untersucher. Verschiedene Methoden wurden hierzu bereits experimentell untersucht. Einerseits können Messsignale über Markierungen, die über den zu messenden Gelenken auf dem Probanden befestigt sind, optisch oder akustisch übertragen werden. Daher wird zwischen aktiven Markierungen, die Signale aussenden, und passiven Markierungen, die Signale reflektieren, unterschieden (1,5,6,7,8,10,14,16,18,19,20,26,27,28,32,41, 48,51,53,61). Andererseits können über auf den Gelenken befestigte miniaturisierte Goniometer Bewegungen direkt gemessen werden (9,15,30,35,56,60). Diese Sensoren sind üblicherweise auf Handschuhen montiert (11,29,46,47,55,58,59,62).

An der Technischen Universität in Berlin wurde ein Sensorhandschuh (TUB-Sensorhandschuh) zur Gestenerkennung neu entwickelt. Die Kommunikation mit Gehörlosen soll mit ihm verbessert werden. Beteiligt ist der TUB-Sensorhandschuh auch in einem Projekt zur Zusammenstellung der Berliner Alltagsgebärden in einem Gebärdenlexikon (23,24).

Auch mit der Abteilung für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universität Ulm besteht eine Zusammenarbeit hinsichtlich des TUB-Sensorhandschuhs mit dem Institut für Technische Informatik und Mikroelektronik der Technischen Universität Berlin (38,39).

Statische Gelenkwinkelmessungen beim Faustschluss und beim Kraftgriff zeigten eine wesentliche größere Wiederholgenauigkeit bei Messungen mit dem TUB-Sensorhandschuh als in der konventionellen Technik nach der Neutral-Null-Methode (38).

1.1 Ziele der Arbeit :

In dieser Arbeit wird die Bewegung der Fingergelenke in Echtzeit beim Faustschluss mit dem TUB-Sensorhandschuh untersucht.
Folgende Fragen wurden gestellt :

1. **Können mit dem TUB-Sensorhandschuh dynamische Prozesse beim Faustschluss quantifiziert werden ?**

2. **Wie sind die Fingergelenke in ihrer Bewegung beim Faustschluss zeitlich koordiniert ?**

3. **Welche Winkeländerungen vollziehen die Fingergelenke beim Faustschluss ?**

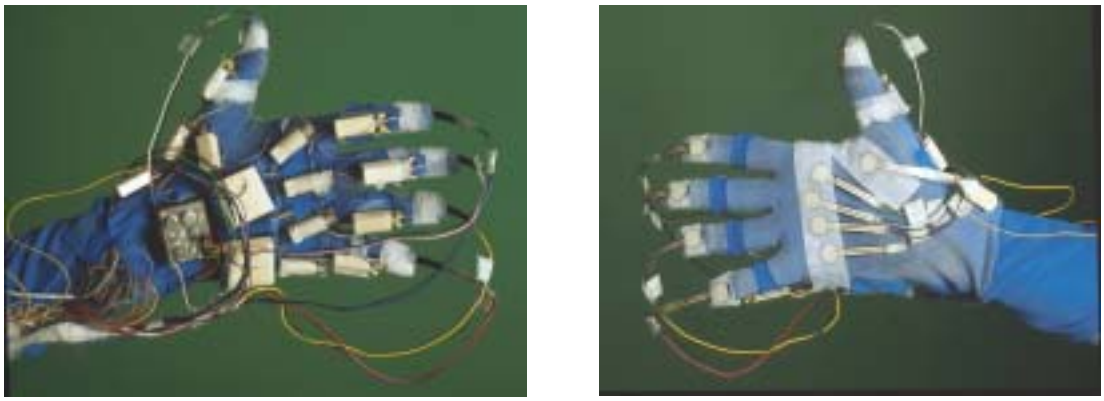
2 Material und Methoden

2.1 Beschreibung des Sensorhandschuhs

Bei dem TUB-Sensorhandschuh handelt es sich um einen Prototypen. Der erste Prototyp wurde 1991 angefertigt. Der Sensorhandschuh, mit dem diese Studie durchgeführt wurde, ist der 1996 hergestellte vierte Prototyp. Es steht nur für die rechte Hand zur Verfügung.

2.1.1 Aufbau

Der Handschuh besteht aus dünner Baumwolle und wiegt einschließlich der Sensoren etwa 200 Gramm. Er ist mit Gelenkwinkel- und Bewegungssensoren ausgestattet, welche mit feinen Klettbändern auf der Streckseite des Handschuhs befestigt sind. Darüber hinaus kann der Handschuh mit Drucksensoren ausgerüstet werden. Mit einem feinem Klebeband (Leukopor®) können sie auf der Beugeseite des Handschuhs befestigt werden. Abbildung 1 zeigt den TUB-Sensorhandschuh von der Streckseite mit den Gelenkwinkel- und Bewegungssensoren und von der Beugeseite mit den Drucksensoren.



Ansicht von dorsal Ansicht von palmar

Abb. 1: TUB-Sensorhandschuh.

2.1.2 Sensoren

Gelenkwinkelsensoren

Die Gelenkwinkelsensoren wurden eigens für den TUB-Sensorhandschuh entwickelt und sind patentgeschützt. Es handelt sich dabei um induktive Wegaufnehmer, die berührungsfrei arbeiten. Der Sensor besteht aus einem Gehäuse mit den Kantenlängen 30, 12 und 9 Millimeter. In dem Gehäuse befindet sich eine Spule, in der ein Metallkern, der an einer Perlonschnur befestigt ist, gleitet. Das Gehäuse ist proximal des zu messenden Gelenks befestigt. Durch Verschiebungen des Metallkopfs in der Spule werden Widerstandsänderungen erzeugt, welche gemessen werden (Abb. 2).

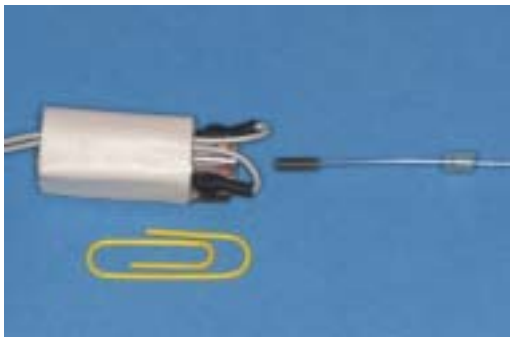


Abb. 2: Gelenkwinkelsensor

Auf dem Sensorhandschuh sind 22 Gelenkwinkelsensoren befestigt. Zwei Sensoren messen die Bewegungen des Handgelenks. Ebenfalls zwei Sensoren stehen jeweils für das Daumensattelgelenk und die Grundgelenke von Zeige-, Mittel-, Ring- und Kleinfinger zur Verfügung. Daumengrund- und Daumenendgelenk sowie die Mittel- und Endgelenke der vier Finger sind jeweils mit einem Sensor ausgestattet.
Mit dieser Sensoranordnung können Bewegungen aller Gelenke gemessen werden. Das gilt sowohl für die Extension und die Flexion als auch für die Radial- und die Ulnaraduktion.

Drucksensoren

Die Drucksensoren sind handelsübliche Widerstandssensoren (Conrad Electronics Typ FSR 151). Über eine aktive Fläche von 9,55 mm² werden Kräfte in Widerstandsänderungen umsetzen (Abb. 3).



Abb. 3: Drucksensor

Beschleunigungssensoren

Am Sensorhandschuh sind drei Beschleunigungssensoren befestigt, welche die Bewegungen der Hand im dreidimensionalen Raum erfassen.

2.1.3 Messdatengewinnung

Über einen Analog/Digital-Wandler sind die Sensoren mit der Auswerteelektronik verbunden. Die Daten werden über eine serielle Schnittstelle von einem Rechner in Empfang genommen und von einem rechnerunabhängigen Spezialprogramm (Java) in Textdateien in sogenannte Rohdaten umgewandelt. 25 Messsignale pro Sekunde können pro Sensor erfasst werden. Die Daten aller Sensoren werden simultan in Echtzeit aufgenommen. Über Makros (Visual Basic) werden die Rohdaten in Exceldateien eingelesen und in Diagrammen über die Zeit dargestellt. Die Aufzeichnung erfolgt demnach in Gelenkwinkel-Zeit- und in Kraft-Zeit-Diagrammen.
Die Auswertung der Messkurven erfolgt mit Origin.

2.2 Probanden

Zehn gesunde Probanden nahmen an der Studie teil. Es handelt sich dabei um eine Frau und neun Männer. Das Alter der Probanden lag im Median bei 29 Jahren. Der jüngste Proband war 23 und der älteste 44 Jahre. Acht Probanden waren Rechtshänder, zwei Linkshänder. Die Gruppe der Probanden setzte sich aus einer technischen Zeichnerin, einem Informatiker, vier Ärzten und vier Studenten zusammen. Die Greifexperimente wurden mit der rechten Hand vorgenommen. Da der TUB-Sensorhandschuh nur in einer Größe vorliegt, wurde vor der Teilnahme an der Studie bei jedem Probanden überprüft, ob der Sensorhandschuh an der rechten Hand auch gut passte. Tabelle 1 zeigt die Längen- und Umfangmaße der untersuchten Hände.

Tabelle 1: Umfänge und Längenmaße der rechten Hände der zehn Probanden.

Proband	Umfang [cm]		Länge [cm]		Handspanne Fingerkuppe D1-D5 [cm]
	Handgelenk	Mittelhand	Hand über 3. Strahl	Mittelfinger	
1	18,0	22,0	20,0	9,0	22,0
2	18,0	21,0	19,5	9,0	23,0
3	16,5	20,0	18,5	8,0	20,5
4	16,5	20,5	18,0	8,0	20,0
5	17,0	21,0	18,5	8,5	23,5
6	16,5	20,0	19,0	8,0	21,5
7	20,0	23,5	21,0	9,0	25,0
8	17,5	22,5	18,0	8,0	20,0
9	15,0	19,5	17,0	7,0	20,0
10	17,5	22,5	19,0	9,0	22,5

2.3 Versuchsaufbau und Messungen

In dieser Studie sollen die Bewegungen der 14 Fingergelenke beim Faustschluss untersucht werden.
Die Untersuchung beschränkt sich auf die Messung der Beugung und Streckung. Mögliche Abspreizbewegungen in den Grundgelenken der dreigliedrigen Finger sollen unberücksichtigt bleiben. Auch die Bewegungen im Daumensattelgelenk und im Handgelenk sowie die Bewegung der Hand im dreidimensionalen Raum bleiben unberücksichtigt. Die Lage der zur Auswertung herangezogenen Gelenkwinkelsensoren auf dem Handschuh wird in der Abbildung 4 gezeigt.



Abb. 4: Position der Gelenkwinkelsensoren auf der Streckseite der Hand

2.3.1 Kalibrierung der Gelenkwinkelsensoren

Vor der Messung eines jeden Probanden wurden die Gelenkwinkelsensoren neu kalibriert. Hierzu trug der Proband den Sensorhandschuh. Jedes Gelenk wurde einzeln in 10-Grad Schritten gebeugt, wobei vorgefertigte Winkelkarten (Abb. 5) angelegt wurden.

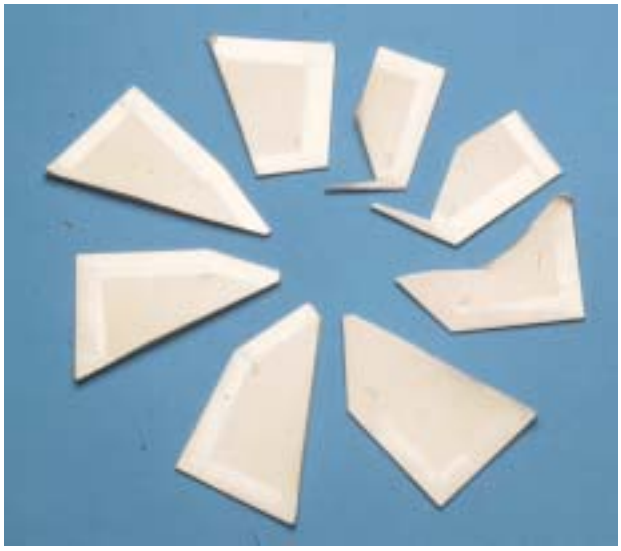


Abb. 5: Winkelkarten in 10-Grad Schritten

Die Kalibrierung umfasst an den Fingergrund- und den Mittelgelenken einen Bereich von null Grad bis 90 Grad und an den Endgelenken einen Bereich von null Grad bis 70 Grad. Das Daumengrundgelenk wurde von null Grad bis 70 Grad und das Daumenendgelenk wiederum von null Grad bis 90 Grad kalibriert. Individuelle Unterschiede der Fingergelenksbeweglichkeit veränderten den Kalibrierungsbereich. Durch die Kalibrierung wurden die Messsignale eines jeden Sensors in Winkelgrade umgeformt. Da jeder Sensor für jeden der zehn Probanden neu kalibriert wurde, resultierte für jeden Sensor zehn Kennlinien. Sie zeigen den Zusammenhang zwischen den eingestellten Winkelgraden und den Rohwerten (Abb. 6).

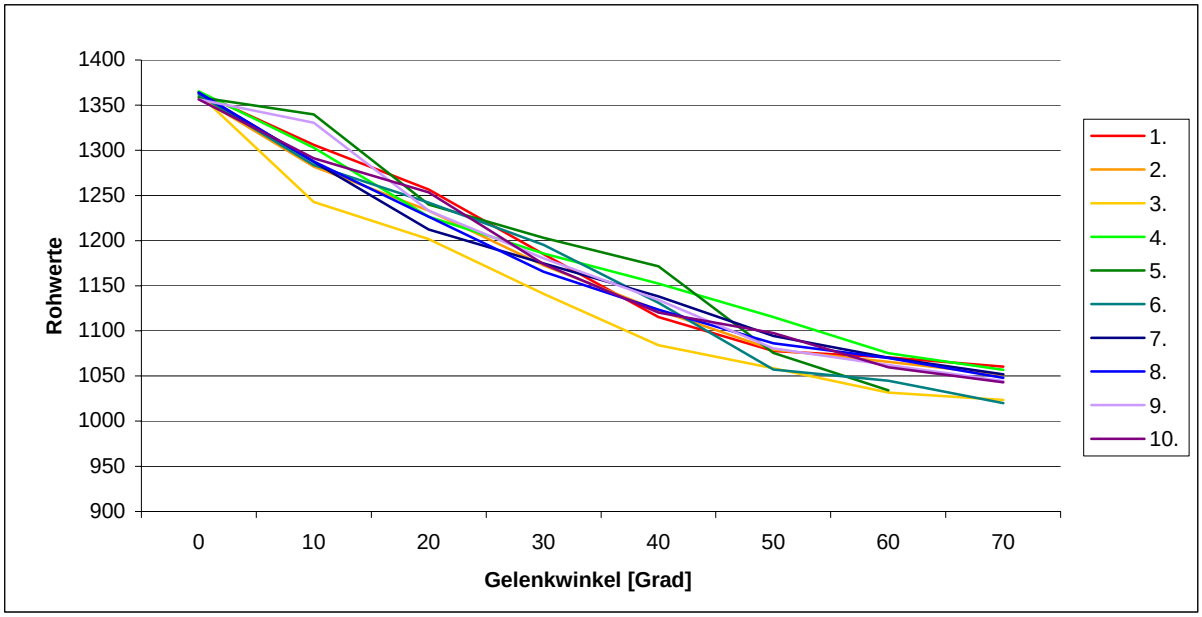


Abb. 6: Zehn Kennlinien der Kalibrierungsreihen am Beispiel des Endgelenksensors des Ringfingers.

2.3.2 Versuchsdurchführung

Die Untersuchungsbedingungen waren für alle Probanden einheitlich. Der Proband saß an einem Tisch. Die rechte sensorbehandschuhte Hand lag mit der Handfläche nach unten auf der Tischoberfläche. Zur Messung wurde der Proband aufgefordert die Hand zu heben und sie dreimal zur Faust zu schließen. Zwischen jedem Faustschluss war die Hand in die Ausgangsposition zurück auf den Tisch zu legen. Eine Messung wurde auf 375 Messsignale pro Sensor festgelegt. Sie dauerte bei einer Frequenz von 25 Hertz 15 Sekunden.

2.3.3 Beurteilungskriterien

Unter einem standardisierten Versuchsaufbau liefert jeder Sensor beim Faustschluss Messsignale mit einer typischen Dynamik. Zunächst liegt die Hand flach ausgestreckt auf der Tischplatte. Alle Gelenke befinden sich nach der Neutral-Null-Methode in der Nullstellung. Wird die Hand aufgehoben und zur Faust geschlossen, kommt es zur Beugung aller Fingergelenke. Entsprechend nehmen die Winkel aller Gelenke zu. Wird der Faustschluss gehalten, bleiben die Winkel nahezu konstant. Wird die Hand wieder geöffnet, nehmen die Winkel wieder ab und kehren zur Nullstellung zurück. (Abb. 7)

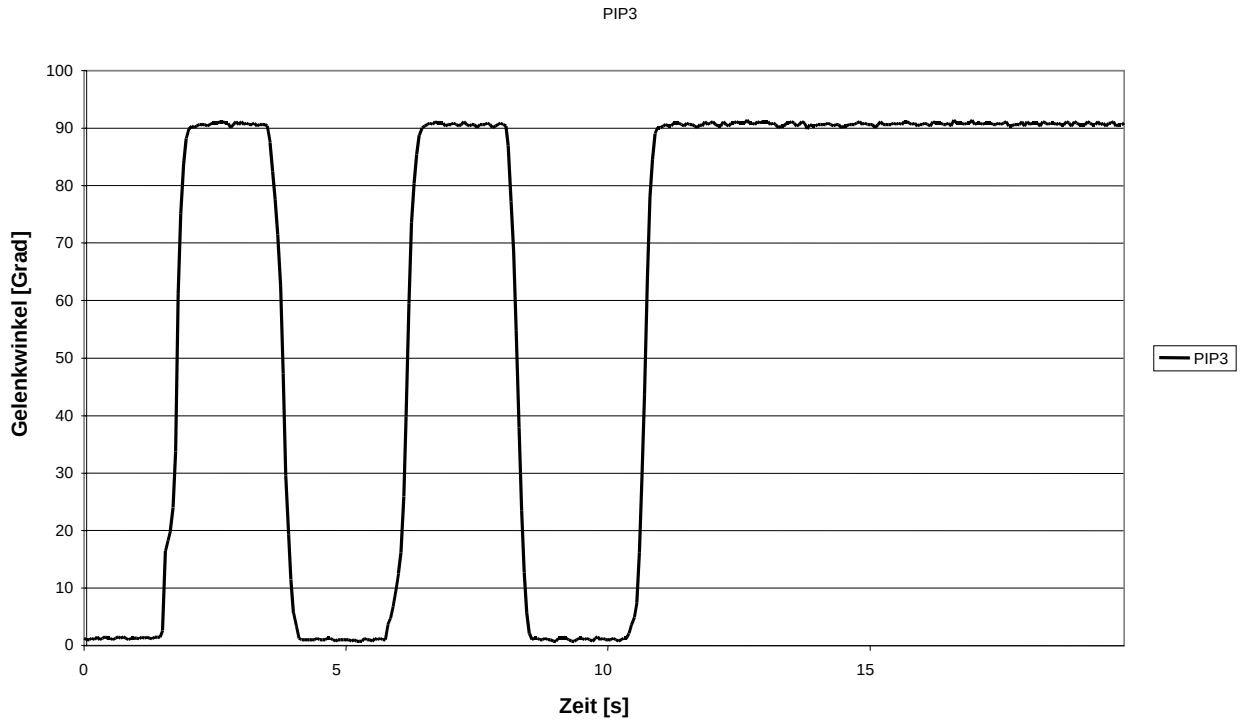


Abb. 7: Gelenkwinkel-Zeit-Diagramm eines Sensors bei drei Faustschlüssen in einer Messung von 15 Sekunden. (PIP3 = Mittelfingermittelgelenk)

Die Abbildung 8 zeigt einen Ausschnitt eines Gelenkwinkel-Zeit-Diagramms in einer gespreizten Darstellung. Die zur späteren Auswertung benutzten Zeiten und Winkel sind durch die Punkte a und b markiert.

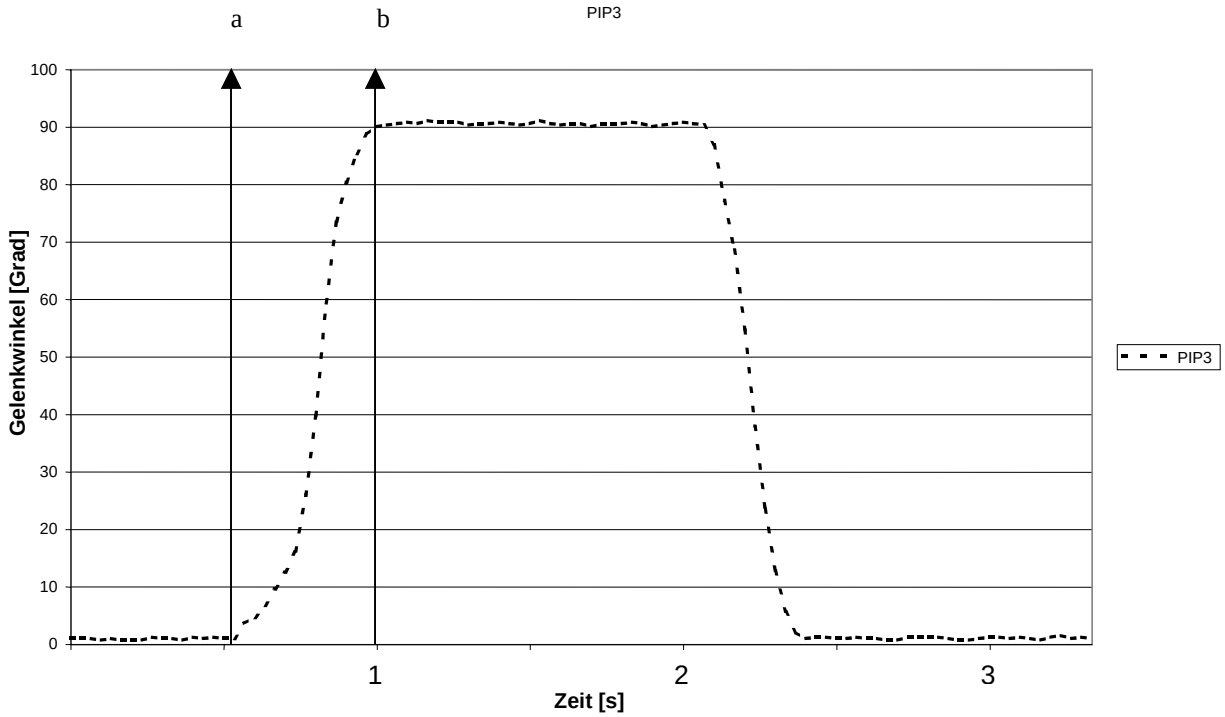


Abb. 8: Ausschnitt eines Gelenkwinkel-Zeit-Diagramms. Am Beispiel des Mittelgelenkes des Mittelfingers sind die Messpunkte a und b dargestellt.
a: Bewegungsbeginn, b: Bewegungsabschluss.

Die Auswertung der Messsignale des Faustschlusses erfolgt nach dem zeitlichen Verlauf und entsprechend dem Bewegungsmaß. Dabei wird folgendermaßen vorgegangen:

A Zeitspannen der Bewegung

Die Bewegung beginnt individuell für jedes Gelenk am Punkt t_a und endet am Punkt t_b. Für jedes Gelenk wird die Zeitspanne t_{ab} berechnet, die vom Bewegungsbeginn bis zum Bewegungsabschluss vergeht.

B Longitudinalvergleich – zeitliche Abfolge der Beugung der Gelenke eines Fingers

Im Longitudinalvergleich werden die Gelenke eines Fingers hinsichtlich der zeitlichen Koordination miteinander verglichen. Die Zeitdifferenzen zwischen den Grund-, Mittel- und den Endgelenken bzw. dem Grund- und dem Endgelenk des Daumens, werden am Punkt t_a und am Punkt t_b berechnet und miteinander verglichen. (Abb. 9 und Abb. 10)



Abb. 9: Longitudinalvergleich am Beispiel des Zeigefingers. Die miteinander zu vergleichenden Gelenke sind rot markiert.

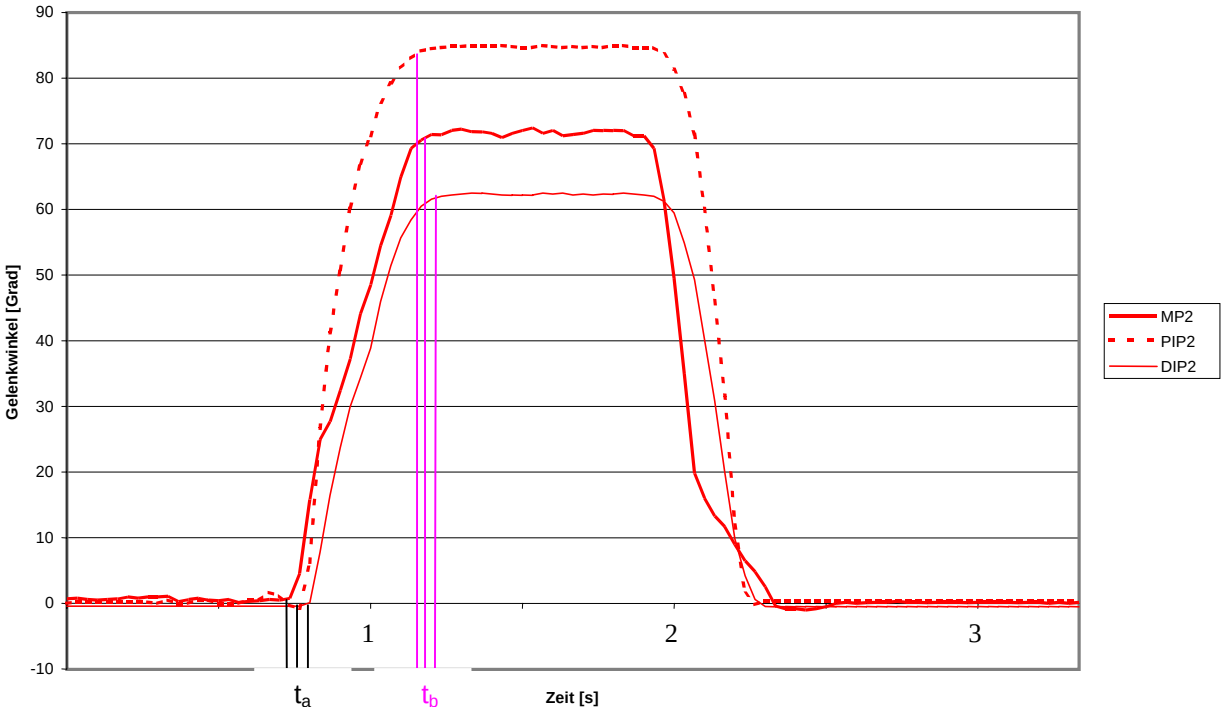


Abb. 10: Longitudinalvergleich am Beispiel des Zeigefingers. Ausschnitt eines Gelenkwinkel-Zeit-Diagramms der Zeigefingergelenke beim Faustschluss. Markiert sind die Zeitintervalle zwischen dem Grund-, dem Mittel- und dem Endgelenk am Punkt t_a (schwarz) und am Punkt t_b (violett).

C Transversalvergleich – Koordination gleicher Gelenke dreigliedriger Finger

Im Transversalvergleich werden die dreigliedrigen Finger hinsichtlich der zeitlichen Koordination miteinander verglichen. Einzeln werden die vier Grund-, die vier Mittel- und die vier Endgelenke betrachtet. Dabei wird für jeden dieser Gelenktypen das maximale zeitliche Intervall zwischen den vier korrespondierenden Gelenken an den Punkten t_a und t_b berechnet. (Abb.11 und Abb. 12)



Abb. 11: Transversalvergleich am Beispiel der Fingermittelgelenke. Die miteinander zu vergleichenden Gelenke sind rot markiert.

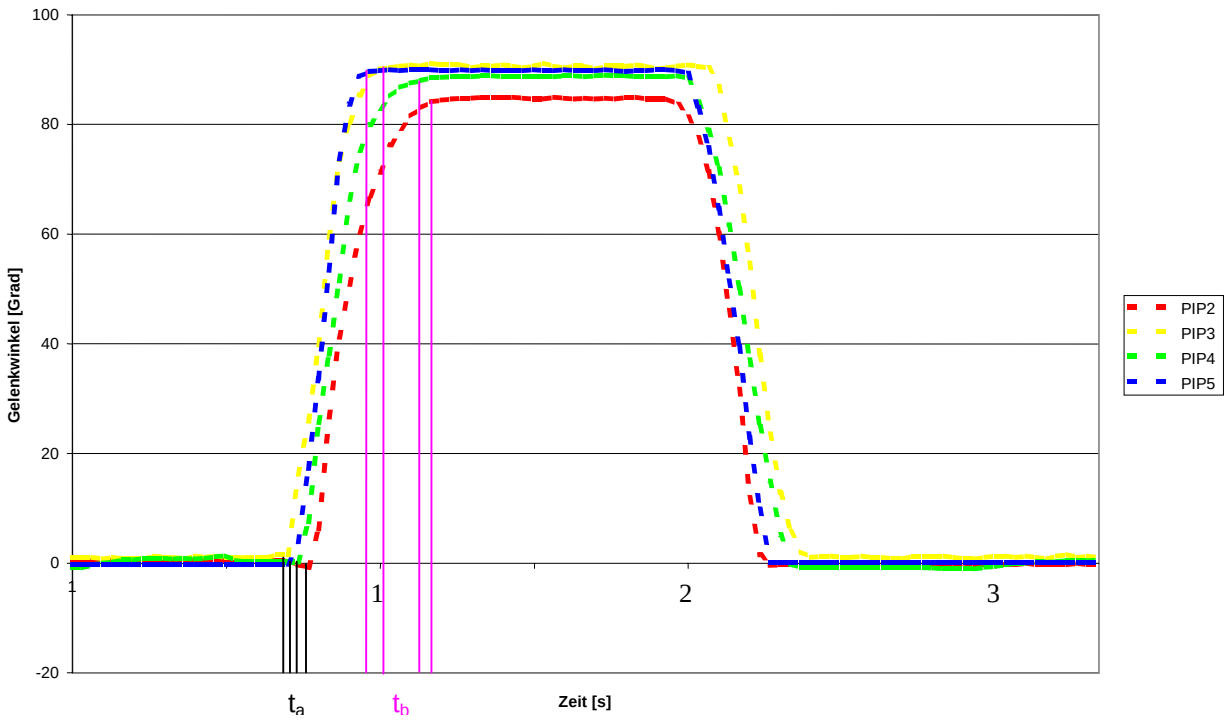


Abb. 12: Transversalvergleich am Beispiel der Fingermittelgelenke. Ausschnitt eines Gelenkwinkel-Zeit-Diagramms der vier Mittelgelenke beim Faustschluss. Markiert sind die größten zeitlichen Intervalle zwischen den vier Mittelgelenken an dem Punkt t_a (schwarz), t_b (violett).

D Bewegungsumfang eines Gelenks

Jedes Gelenk vollzieht beim Faustschluss eine Beugung, deren Größe (α_{ab}) aus der Differenz zwischen Ausgangswinkel α_a und Abschlusswinkel α_b resultiert.

2.3.4 Biometrie

Die Auswertung erfolgte hinsichtlich der Zeitspannen der Bewegung und des Bewegungsumfangs zunächst für jeden der drei Griffe eines Probanden einzeln. Dabei wurden die Messwerte jedes Griffs über alle zehn Probanden in einer deskriptiven Statistik (StatView) in Box&Whisker-Plots unter Angabe des Medians, des Minimums und des Maximums sowie der 25. und der 75. Perzentile dargestellt. Anschließend wurden für alle vier Auswertungskriterien (Zeitspannen der Bewegung, Longitudinalvergleich, Transversalvergleich und den Bewegungsumfang) die Messwerte des ersten bis dritten Griffs jedes Probanden gemittelt und die Mittelwerte der zehn Probanden in gleicher Weise in Box&Whisker-Plots dargestellt.

3 Ergebnisse

3.1 Bewegungsmuster

Die Abbildung 13 zeigt ein Gelenkwinkel-Zeit-Diagramm einer Messung mit drei Faustschlüssen. Zwischen jedem Faustschluss legt der Proband seine Hand flach auf den Tisch. Der dritte Faustschluss wird über das Ende der Messeinheit gehalten.

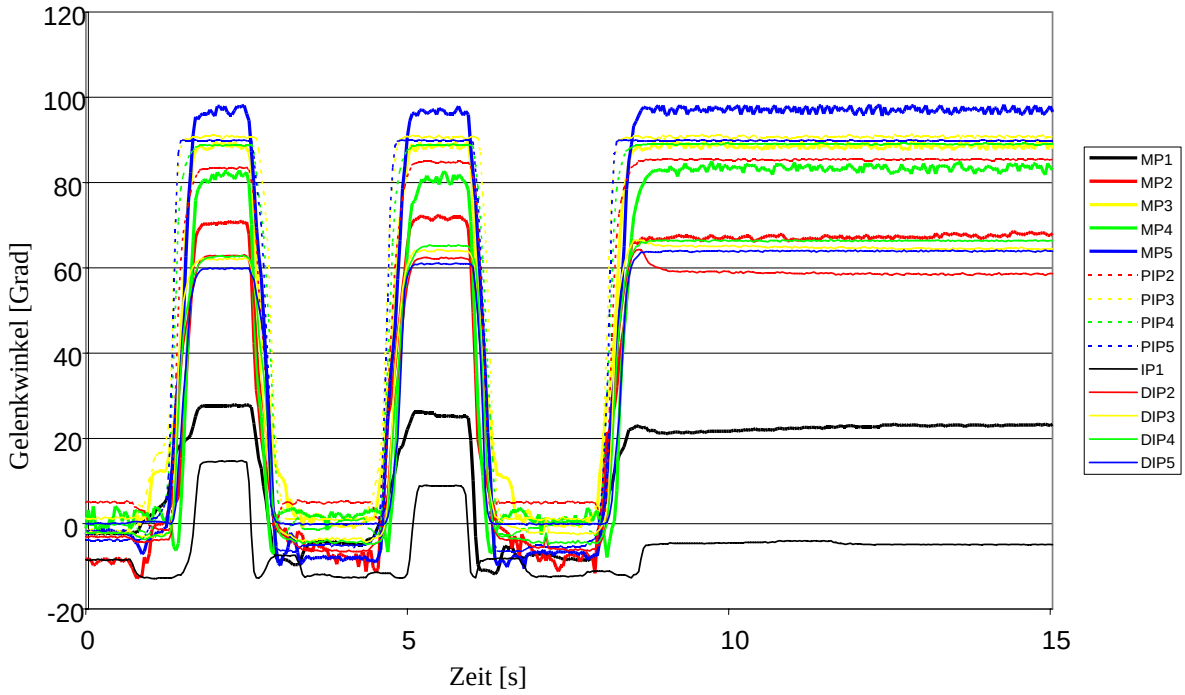


Abb. 13: Gelenkwinkel-Zeit-Diagramm einer Sequenz von drei Faustschlüssen in einer Messung von 15 Sekunden.

3.2 Zeitspannen der Bewegung

Die Abbildungen 14 und 15 zeigen die Zeitspannen, die für die Beugung der einzelnen Gelenke aus der Neutralstellung bis zum vollständigen Faustschluss benötigt werden. Zunächst werden die drei Griffe (t_{ab}) einer Messung einzeln dargestellt, danach wird die Gesamtdarstellung aller drei Griffe gezeigt.

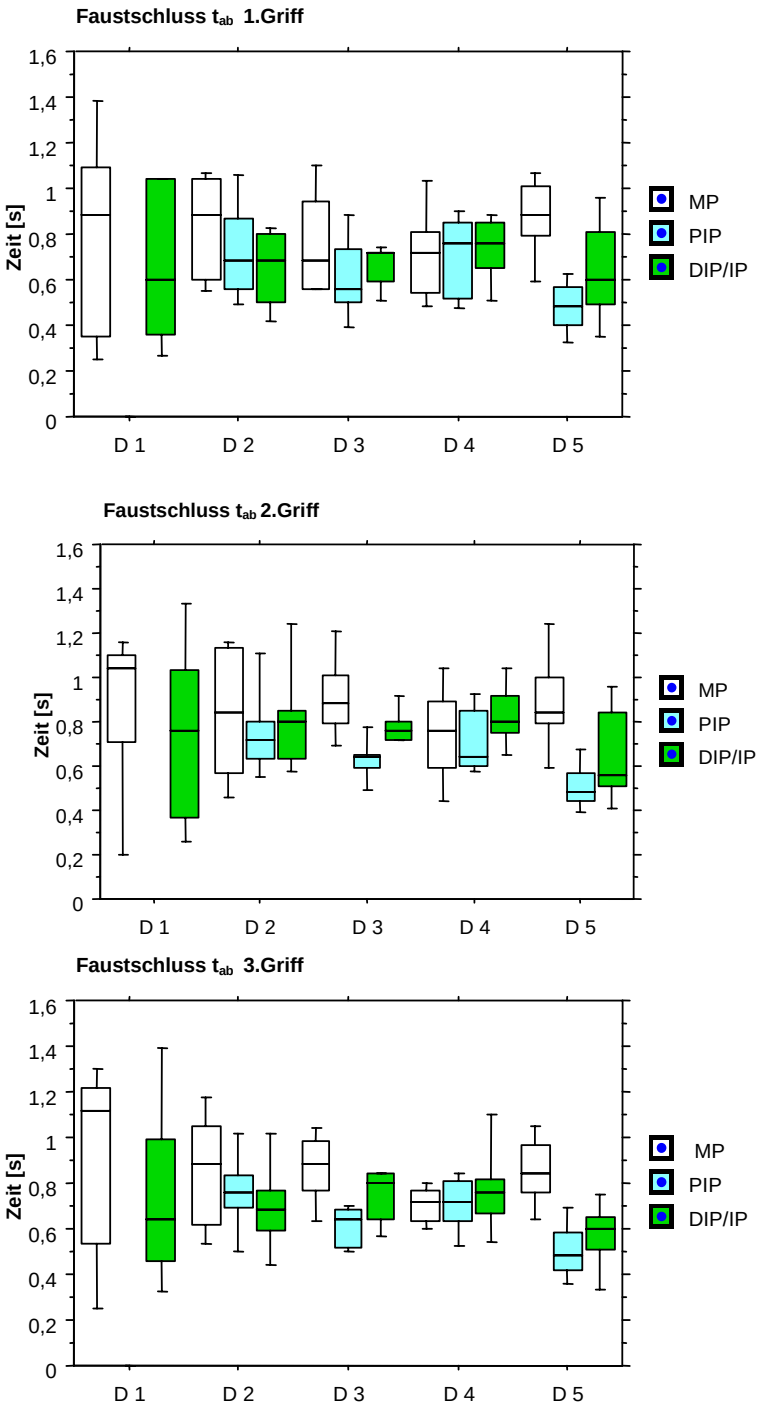


Abb. 14: Zeitspannen der Bewegung t_{ab} der einzelnen Gelenke der Finger D1 bis D5 beim Faustschluss in Box&Whisker Plots. Dargestellt sind der Median, die 25. und 75. Perzentile sowie Minimum und Maximum bei n = 10 Probanden.[1]
Jeder der drei Griffe der Messung wird in einem eigenen Bild gezeigt.

[1] Die Box&Whisker Plot-Darstellung erfolgt gemäß Kapitel 2.3.4. Zur weiteren Vereinfachung der Arbeit wird auf den wiederholenden Hinweis auf die Box&Whisker Plot-Darstellung in den Bildunterschriften verzichtet.

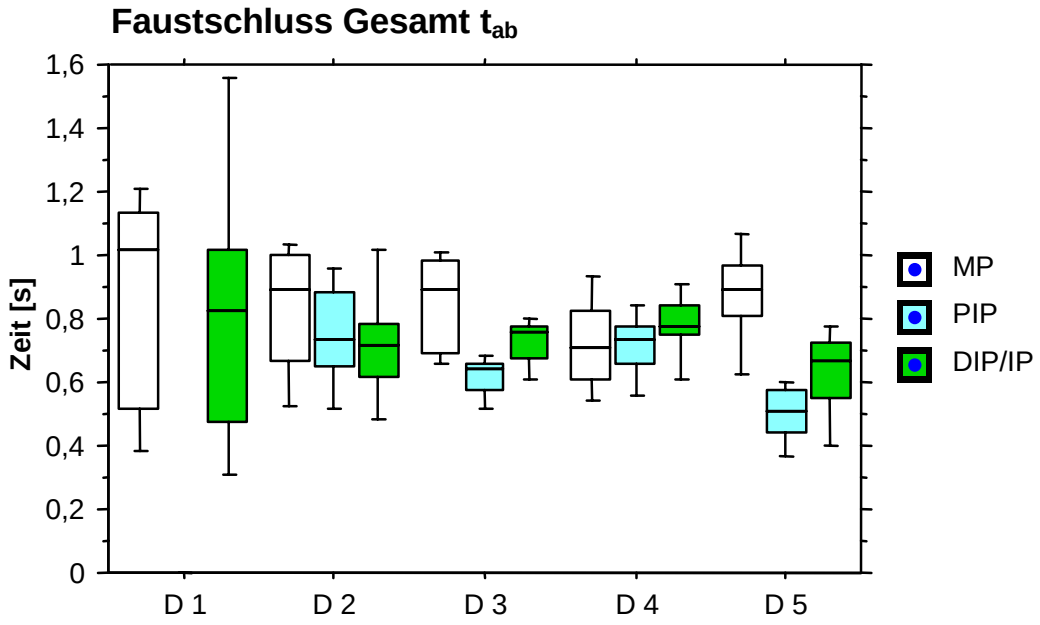


Abb. 15: Das Bild zeigt die Zeitspannen der einzelnen Gelenke beim Faustschluss. Dabei wurden die jeweiligen Zeitspannen der einzelnen Gelenke der drei Griffe einer Messung gemittelt.

Die Zeiten, die für den Faustschluss benötigt werden (t_{ab}), liegen an den Fingergrundgelenken im Median beim ersten Griff zwischen 0,68 und 0,88 Sekunden, beim zweiten Griff zwischen 0,76 und 0,88 Sekunden und beim dritten Griff zwischen 0,72 und 0,88 Sekunden.

An den Mittelgelenken liegen sie im Median beim ersten Griff zwischen 0,48 und 0,76 Sekunden, beim zweiten Griff zwischen 0,48 und 0,72 Sekunden und beim dritten Griff zwischen 0,48 und 0,76 Sekunden.

An den Fingerendgelenken liegen sie im Median beim ersten Griff zwischen 0,60 und 0,76 Sekunden, beim zweiten Griff zwischen 0,56 und 0,80 Sekunden und beim dritten Griff zwischen 0,60 und 0,80 Sekunden.

Der Median am Daumengrundgelenk beträgt beim ersten Griff 0,88 Sekunden, beim zweiten Griff 1,04 Sekunden und beim dritten Griff 1,12 Sekunden.

Am Daumenendgelenk beträgt es im Median beim ersten Griff 0,60 Sekunden, beim zweiten Griff 0,76 Sekunden und beim dritten Griff 0,64 Sekunden.

Werden alle drei Griffe gemeinsam betrachtet, liegen die Zeiten der Fingergrundgelenke im Median zwischen 0,72 und 0,88 Sekunden, die der

Mittelgelenke zwischen 0,52 und 0,72 Sekunden und die der Endgelenke zwischen 0,68 und 0,76 Sekunden. Der Median des Daumengrundgelenks beträgt 1,0 Sekunde und der des Daumenendgelenks 0,84 Sekunden. Die Mediane aller Gelenke liegen etwa zwischen einer halben und einer Sekunde. Dabei sind die Zeiten der Mittelgelenke deutlich am kürzesten. Es folgen die Endgelenke. Die Zeiten der Grundgelenke liegen deutlich darüber. Die Zeiten der Daumengelenke liegen tendenziell über denen der Gelenke der dreigliedrigen Finger. Dabei fällt eine große Streuung der Zeiten der Daumengelenke auf. Über alle Griffe liegt am Daumengrundgelenk der kleinste Median bei 0,33 Sekunden und der größte Median bei 1,21 Sekunden. Am Daumenendgelenk liegt der kleinste Median bei 0,29 Sekunden und der größte Median bei 1,83 Sekunden.

3.3 Longitudinalvergleich

Werden die einzelnen Gelenke am Zeitpunkt t_a (Bewegungsbeginn) und t_b (Bewegungsende) miteinander verglichen, lässt sich folgende Beobachtung machen. Mittel- und Endgelenke lassen eine zeitliche Kopplung erkennen. Die Mittelgelenke beginnen und beenden ihre Beugung im Median vor den Endgelenken.

Das Endgelenk folgt dabei in seiner Bewegung dem Mittelgelenk. Es setzt am Zeitpunkt t_a am Zeigefinger im Median 0,11 Sekunden, am Mittelfinger 0,05 Sekunden, am Ringfinger 0,11 Sekunden und am Kleinfinger 0,16 Sekunden später mit der Beugung ein.

Die Endgelenke folgen am Zeitpunkt t_b mit einem Abstand von 0,05 bis 0,33 Sekunden auf die Mittelgelenke.

Ein ähnliches Verhältnis zeigt sich am Daumen, bei dem das Endgelenk jedoch auf das Grundgelenk folgt. Am Zeitpunkt t_a beträgt die Verzögerung im Median 0,09 Sekunden und am Zeitpunkt t_b 0,01 Sekunden.

Die Grundgelenke der dreigliedrigen Finger lassen am Zeitpunkt t_a keine eindeutige Zuordnung zu den Mittel- und Endgelenken erkennen. Am Zeigefinger beginnen sie ihre Beugung im Median von 0,08 Sekunden vor den Mittelgelenken. Am Mittel- und am Kleinfinger folgen die Grundgelenke im Median von 0,08 Sekunden und 0,04 Sekunden auf die Mittelgelenke. Damit setzen sie mit ihrer Beugung zwischen den

Mittel- und den Endgelenken ein. Am Ringfinger folgen die Grundgelenke im Median mit 0,27 Sekunden auf die Mittelgelenke und liegen damit am Zeitpunkt t_a auch noch hinter den Endgelenken.

Am Zeitpunkt t_b liegt demgegenüber ein einheitliches Bild vor. Die Grundgelenke erreichen den Punkt t_b im Median als letzte Gelenke der dreigliedrigen Finger. Sie folgen auf die Mittelgelenke mit einer Verzögerung von 0,12 Sekunden am Zeigefinger, 0,37 Sekunden am Mittelfinger, 0,21 Sekunden am Ringfinger und 0,48 Sekunden am Kleinfinger (Abb. 16).

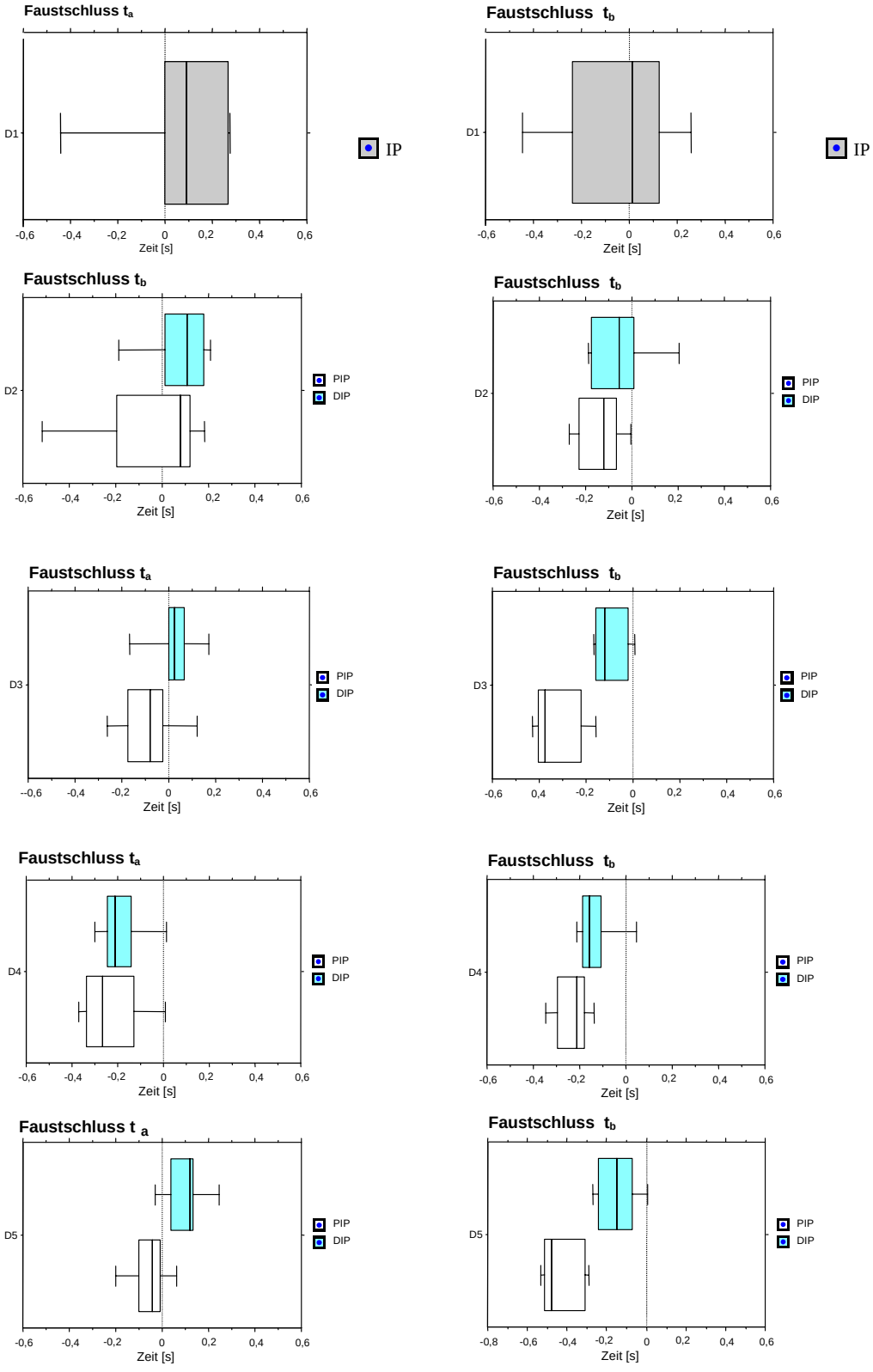


Abb. 16: Die Bilder der linken Spalte zeigen die Gelenke der Finger D1 bis D5 zum Zeitpunkt t_a, die der rechten Spalte zum Zeitpunkt t_b. Dargestellt ist die Beugung des Mittel- und Endgelenks relativ zu dem Median der Grundgelenksbeugung, der durch die gepunktete Linie markiert wird. Die positiven Zeitangaben bedeuten ein späteres, die negativen ein früheres Erreichen des betreffenden Gelenks am jeweiligen Messpunkt.

3.4 Transversalvergleich

Die Synchronisation des Bewegungsablaufs zeigt sich im Transversalvergleich. Es vergehen im Median nur 0,41 Sekunden am Punkt t_a zwischen dem ersten Grundgelenk, welches mit der Beugung beginnt und dem letzten Grundgelenk, welches mit der Beugung beginnt. Mittel- und Endgelenk sind noch straffer koordiniert. Es vergehen im Median an den Mittelgelenken nur 0,23 Sekunden und an den Endgelenken 0,27 Sekunden zwischen dem ersten und dem letzten Gelenk.
Am Punkt t_b liegen alle Gelenktypen noch enger beieinander. Es vergehen an den Grundgelenken im Median 0,27 Sekunden, an den Mittelgelenken 0,25 Sekunden und an den Endgelenken 0,28 Sekunden zwischen dem ersten der vier und dem letzten der vier Gelenke eines Gelenktyps (Abb.17).

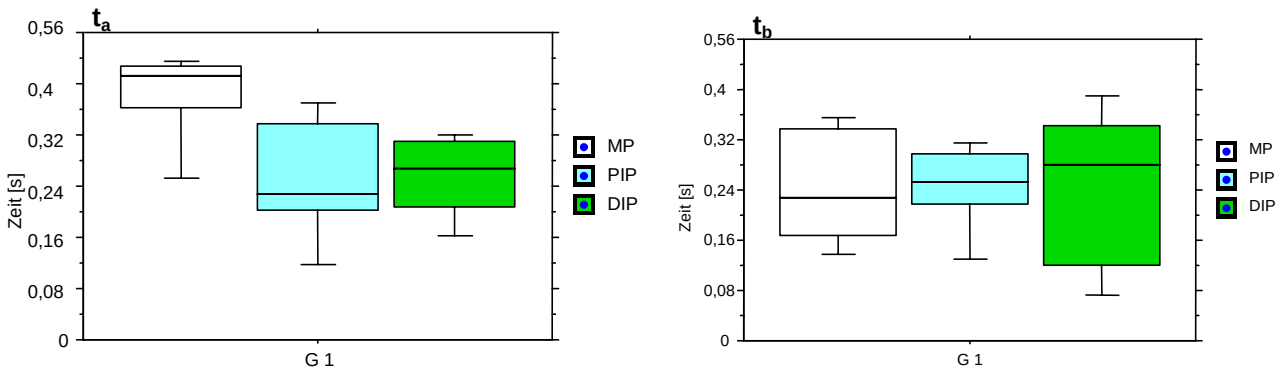


Abb. 17: Zeitspannen zwischen dem ersten und dem letzten Gelenk eines jeden Gelenktyps der dreigliedrigen Finger an den Messpunkten t_a und t_b.

3.5 Bewegungsumfang

Die Abbildungen 18 und 19 zeigen die Winkeländerungen, welche die einzelnen Gelenke für die Beugung aus der Neutralstellung bis zum vollständigen Faustschluss durchlaufen. Zunächst werden die drei Griffe (t_{ab}) einer Messung einzeln dargestellt, danach wird die Gesamtdarstellung aller drei Griffe gezeigt.

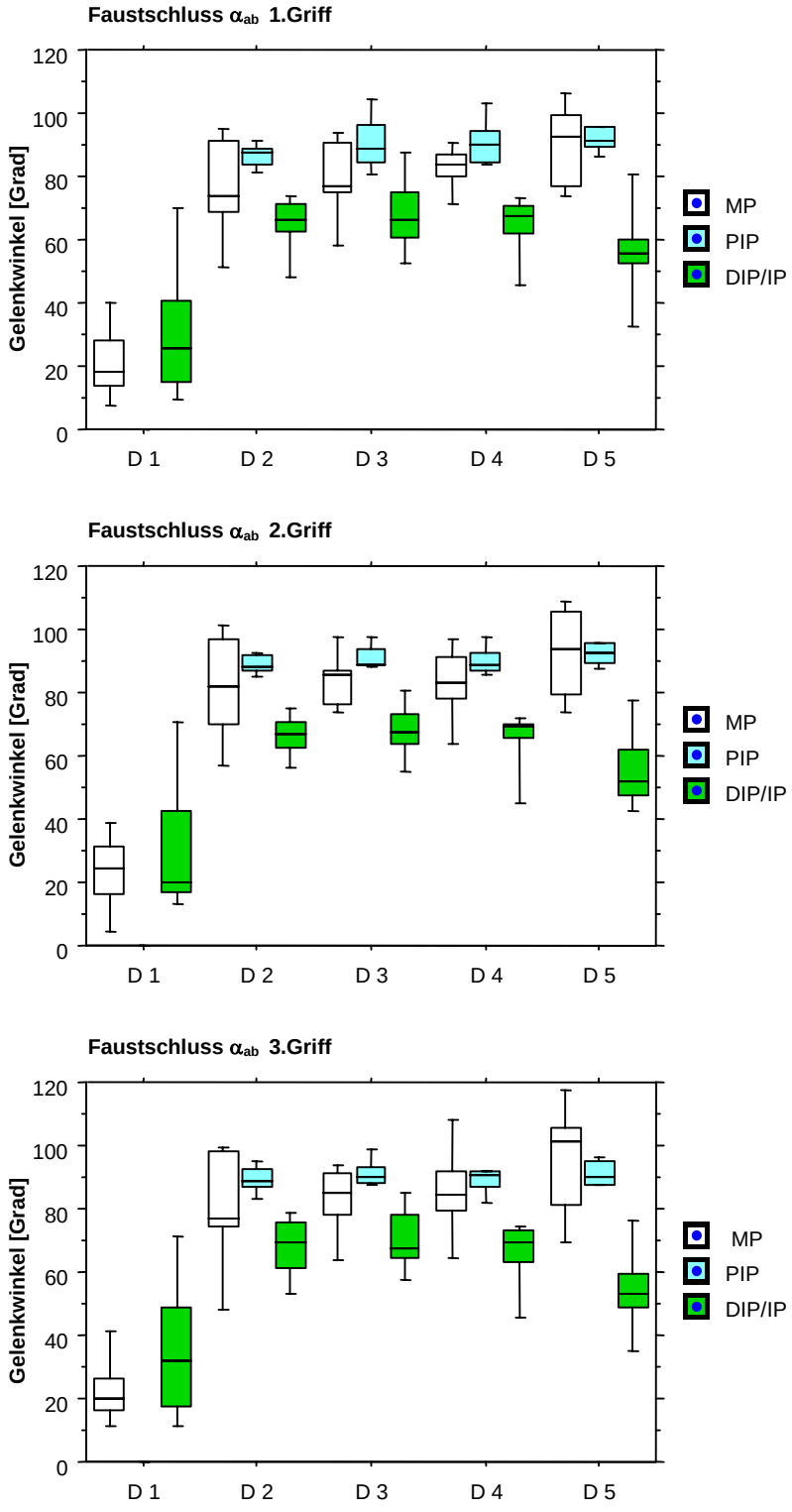


Abb. 18: Bewegungsumfänge α_{ab} der einzelnen Gelenke der Finger D1 bis D5 beim Faustschluss. Jeder der drei Griffe einer Messung wird in einem Bild gezeigt.

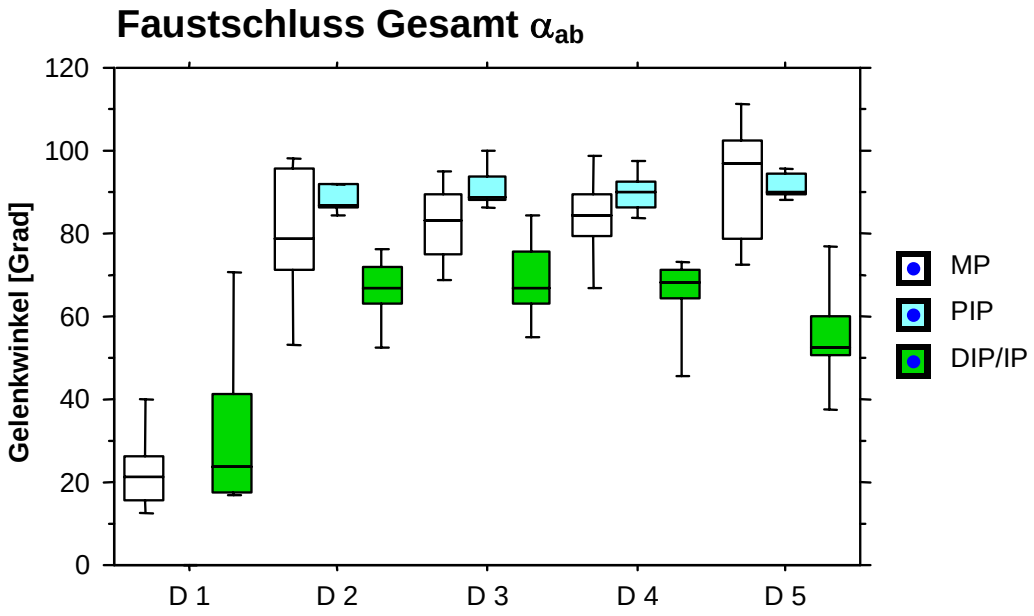


Abb. 19: Das Bild zeigt die Bewegungsumfänge der einzelnen Gelenke beim Faustschluss. Dabei wurden die jeweils erreichten Winkel der drei Griffe einer Messung gemittelt.

Die Winkeländerungen, die für den Faustschluss benötigt werden (α_{ab}), liegen an den Fingergrundgelenken im Median beim ersten Griff zwischen 74 und 92 Grad, beim zweiten Griff zwischen 81 und 94 Grad und beim dritten Griff zwischen 77 und 101 Grad.

An den Mittelgelenken liegen sie im Median beim ersten Griff zwischen 87 und 91 Grad, beim zweiten Griff zwischen 88 und 93 Grad und beim dritten Griff zwischen 88 und 91 Grad.

An den Fingerendgelenken liegen sie im Median beim ersten Griff zwischen 56 und 67 Grad, beim zweiten Griff zwischen 52 und 67 Grad und beim dritten Griff zwischen 53 und 69 Grad.

Der Median am Daumengrundgelenk beträgt beim ersten Griff 18 Grad, beim zweiten Griff 24 Grad und beim dritten Griff 20 Grad.

Am Daumenendgelenk beträgt er im Median beim ersten Griff 26 Grad, beim zweiten Griff 20 Grad und beim dritten Griff 32 Grad.

Werden alle drei Griffe gemeinsam betrachtet, liegen die Mediane für die Fingergrundgelenke zwischen 79 und 97 Grad, für die Mittelgelenke zwischen 87 und 90 Grad und für die Endgelenke zwischen 52 und 68 Grad. Am Daumengrundgelenk liegt der Median bei 21 Grad und am Daumenendgelenk bei 24 Grad.

3.6 Beantwortung der eingangs gestellten Fragen

1. Können mit dem TUB-Sensorhandschuh dynamische Prozesse beim Faustschluss quantifiziert werden ?

Mit dem TUB-Sensorhandschuh ist die Messung der Bewegung der Fingergelenke in Echtzeit möglich. Die Messungen lassen eine Quantifizierung zu.
In der Ausgangsstellung dieser Studie lag die Hand des Probanden ausgestreckt mit der Handfläche nach unten auf dem Tisch. Diese Position entspricht der Neutralstellung nach der Neutral-Null-Methode. Der Proband hob die Hand und schloss sie zur Faust. Die Bewegungen in allen 14 Fingergelenken wurden dynamisch gemessen und graphisch in Gelenkwinkel-Zeit-Diagrammen dargestellt. Die Untersuchung ist untersucherunabhängig.

2. Wie sind die Fingergelenke in ihrer Bewegung beim Faustschluss zeitlich koordiniert ?

Die zeitliche Koordination der Fingergelenksbewegungen beim Faustschluss wurde nach folgenden drei Kriterien untersucht:

Zeitspannen der Bewegungen

Es wurden die Zeitspannen berechnet, die jedes der 14 Fingergelenke für die Beugung zum Faustschluss benötigt. Im Median lagen die Zeiten an den dreigliedrigen Fingern für die Grundgelenke zwischen 0,72 und 0,88 Sekunden, für die Mittelgelenke zwischen 0,52 und 0,72 Sekunden und für die Endgelenke zwischen 0,68 und 0,76 Sekunden. Am Daumen lag der Median für das Grundgelenk bei 1,0 und für das Endgelenk bei 0,84 Sekunden.

Longitudinalvergleich

Im Longitudinalvergleich wurden für die Gelenke eines jeden Fingers die Zeitpunkte am Beginn und am Ende der Bewegung miteinander verglichen. Dabei zeigte sich, dass das Endgelenk zeitversetzt auf das Mittelgelenk folgt. Am Daumen folgt das Endgelenk in seiner Beugung auf das Grundgelenk. Es setzt im Median zwischen 0,05 und 0,16 Sekunden nach dem Mittel- bzw. dem Daumengrundgelenk mit der Beugung ein und erreicht seine Endposition im Median zwischen 0,01 und 0,23 nach diesem.
Die Grundgelenke der dreigliedrigen Finger verhalten sich am Bewegungsbeginn uneinheitlich. Am Zeigefinger beginnt es im Median 0,08 Sekunden vor dem Mittel- und dem Endgelenk mit der Beugung, am Ringfinger folgt es auf die beiden anderen Gelenke. Am Mittel- und am Kleinfinger liegt sein Beugungsbeginn zwischen dem des Mittel- und dem des Endgelenks. Demgegenüber wird der Abschluss der Faustschlussbewegung an allen dreigliedrigen Fingern durch das Grundgelenk gebildet. Die anderen Gelenke erreichen ihre Endposition bereits vorher.

Transversalvergleich

Im Transversalvergleich wurden die vier korrespondierenden Gelenke der dreigliedrigen Finger miteinander zu Beginn und zum Abschluss der Bewegung miteinander verglichen.
Es zeigte sich hierbei, dass die Grundgelenke im Median innerhalb einer Zeitspanne von 0,41 Sekunden mit der Bewegung beginnen. An den Mittelgelenken betrug dies Zeitspanne nur 0,23 Sekunden und an den Endgelenken 0,27 Sekunden.
Am Bewegungsabschluss unterscheiden sich diese drei Gelenktypen weniger. Der Median der Grundgelenke betrug 0,23 Sekunden, der der Mittelgelenke 0,25 Sekunden und der der Endgelenke 0,28 Sekunden.

3. Welche Winkeländerungen vollziehen die Fingergelenke beim Faustschluss ?

Von der Neutralstellung bis zum vollständigem Faustschluss wurden an den Grundgelenken im Median zwischen 79 und 97 Grad, an den Mittelgelenken zwischen 87 und 90 Grad und an den Endgelenken zwischen 52 und 68 Grad gemessen. Der Median des Daumengrundgelenkes betrug 21 Grad und der des Daumenendgelenks 24 Grad.

4 Diskussion

Zur Quantifizierung dynamischer Prozesse beim Greifen wurden bisher unterschiedliche experimentelle Verfahren eingesetzt. Dabei stehen im wesentlichen ultraschall- und videogestützte Methoden den Sensorhandschuhen, bei denen miniaturisierte Goniometer direkt über den zu messenden Gelenken platziert sind, gegenüber.

Der Vorteil der ultraschall- und videogestützten Verfahren ist die Berührungslosigkeit der Messungen. Dadurch wird den Bewegungen der Finger kein Widerstand entgegengesetzt. Die natürlichen Bewegungen werden definitionsgemäß nicht beeinflusst. Allerdings muss für die Untersuchung der Hand eingeräumt werden, dass eine Beeinflussung des Dehnungsverhaltens der Haut durch die Markierungen, die auf den Probanden befestigt werden, nicht ausgeschlossen werden kann. Darüber hinaus sind diese Verfahren abhängig von einem komplexen Versuchsaufbau. Sie benötigen zum Teil spezielle Räumlichkeiten, da Licht und Luftbewegungen bereits beeinträchtigend wirken können. Überlagerungen und Reflexionen von Signalen sind ein besonderes Problem dieser Methoden (5,6,7). Aus diesem Grund wurden Messungen an der Hand bisher in der Regel nur Finger für Finger vorgenommen.

Das ultraschallgestützte Zebris-System hat beispielsweise acht Kanäle, so dass acht Markierungen verwendet werden können. Zwei Markierungen definieren die Position einer Phalanx. Damit wird deutlich, dass simultan jeweils nur ein Strahl an der Hand gemessen werden kann (18,19,20).

Sensorhandschuhe sind in diesem Punkt im Vorteil. Verschiedene Handschuhe kamen bisher zum Einsatz. Der erste bekannt gewordene Handschuh war der DataGlove (Abb. 20). Er war mit faseroptischen Sensoren ausgestattet. Mit ihnen konnten die Bewegungen von den Grund- und Mittelgelenken der Finger, sowie Beugung und Streckung in Grund- und Endgelenken des Daumens gemessen werden. Eine Messung der Bewegung der Fingerendgelenke war nicht möglich. Auch das Spreizen und Zusammenführen der Finger in den Grundgelenken konnte nicht gemessen werden. Darüber hinaus bestand ein wesentliches Manko in dem hohen Verschleiß der optischen Fasern (46,59,62).

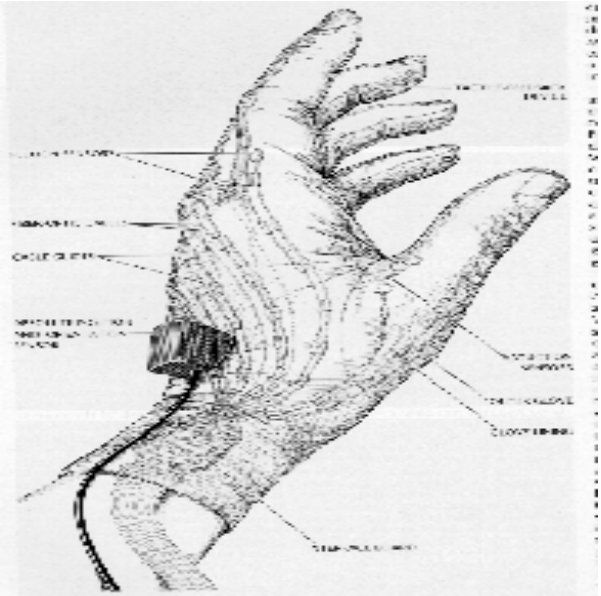


Abbildung 20:Zeichnung des VPL DataGlove

Der CyberGlove war mit 18 Dehnungsmessstreifen ausgerüstet (29,55). Mit ihnen konnten neben der Streckung und Beugung der Fingergrund- und Mittelgelenke auch die Abduktion und Adduktion in den Grundgelenken gemessen werden. Die Fingerendgelenke konnten wiederum nicht gemessen werden. Demgegenüber war es möglich, alle drei Gelenke des Daumenstrahls in ihren Bewegungen zu erfassen (Abb. 21).



Abbildung 21: Der CyberGlove

Mit dem SIGMA Glove (Sheffield Instumented Glove for Manual Accessment) können alle Fingergelenke gemessen werden (58).

Auch mit dem TUB-Sensorhandschuh ist es möglich die Bewegungen aller Fingergelenke simultan in Echtzeit zu messen. Mit einer Messfrequenz von 25 Herz übertrifft der TUB-Sensorhandschuh dabei den SIGMA Glove, mit dem zehn Messungen pro Sekunde möglich sind. Darüber hinaus verfügt der TUB-Sensorhandschuh über Beschleunigungssensoren, mit denen die Bewegung der Hand im dreidimensionalen Raum bestimmt werden kann. Des weiteren kann der TUB-Sensorhandschuh mit Drucksensoren ausgestattet werden.

Messungen mit Sensorhandschuhen bieten zwei grundsätzliche Probleme. Das erste ist der Eigenwiderstand, den der Handschuh den Bewegungen der Hand entgegensetzt. Das Zweite ist die Passgenauigkeit des Handschuhes, die eine Voraussetzung für gute Messungen ist. In Bezug auf den intrinsischen Widerstand des TUB-Sensorhandschuhs ist festzustellen, dass er mit etwa 200 Gramm sehr leicht ist. Seine dünne Baumwolle ist sehr flexibel, so dass von einem sehr geringem Widerstand ausgegangen werden kann. Die praktische Anwendung der Handschuhe stellt jedoch bestimmte Anforderungen an die Belastbarkeit des Handschuhmaterials, so dass ein gewisser Eigenwiderstand bei Handschuhmessungen grundsätzlich in Betracht gezogen werden muss.

Messungen mit Sensorhandschuhen sind von einem guten Sitz der Hand im Handschuh abhängig. Im experimentellen Einsatz ist dieser Bedingung durch entsprechende Selektion der Probanden problemlos Rechnung zu tragen. In der praktischen Anwendung im klinischem Alltag, wenn es darum geht, Patienten mit pathologischen Veränderungen an der Hand zu messen, wird die Forderungen der Passgenauigkeit voraussichtlich nicht unerhebliche Probleme aufwerfen.

In dieser Studie konnte die Beugung in allen 14 Fingergelenken beim Faustschluss mit dem TUB-Sensorhandschuh simultan in Echtzeit gemessen werden. Die Koordination der Gelenke untereinander ließ sich sehr genau darstellen. Dabei zeigte sich folgendes Bewegungsmuster :

Die Beugung der Endgelenke folgt zeitlich versetzt auf die der Mittelgelenke. Die Grundgelenke sind zu Beginn der Bewegung variabler. Mal eröffnen sie die Beugung des Fingers, mal erfolgt ihr Bewegungsbeginn nach den beiden anderen Gelenken

und mitunter setzt das Grundgelenk nach dem Mittel- und vor dem Endgelenk mit der Beugung ein.

Der Bewegungsabschluss eines Fingers zeigt ein einheitliches Bild. Zuerst beendet das Mittelgelenk die Beugung, es folgt zunächst das Endgelenk, und den Abschluss bildet das Grundgelenk. Am Daumen folgt das Endgelenk auf das Grundgelenk sowohl zu Beginn als auch am Abschluss der Bewegung. Ähnliche Ergebnisse publizierten Arbuckle und Mitarbeiter 1995 (1).

Die Bewegungsumfänge der einzelnen Gelenke lassen sich genau aufzeigen. Auf die wesentliche höhere Reliabilität des TUB-Sensorhandschuhs gegenüber den konventionellen Messungen nach der Neutral-Null-Methode wurde eingangs bereits hingewiesen. In einer Studie zur Wiederholgenauigkeit von statischen Messungen beim Faustschluss und beim Kraftgriff erreichten die Handschuhmessungen einen mittleren Intraklass-Korrelationskoeffizienten (ICC) von 0,94, die konventionellen Messungen hingegen nur einen mittleren ICC von 0,50 (38).

Allerdings muss an dieser Stelle nochmals kritisch darauf hingewiesen werden, dass ein Faustschluss, der mit einem Handschuh durchgeführt wird, in Bezug auf die Winkel, die in den Endpositionen der einzelnen Gelenke anliegen, nicht vorbehaltlos mit einem Faustschluss einer unbehandschuhten Hand gleichgesetzt werden darf.

Darüber hinaus fällt bei der Betrachtung der gemessen Gelenkwinkel eine deutliche Streuung der Werte auf. Diese Streuung kann damit erklärt werden, dass die Probanden vor der Versuchsdurchführung lediglich angehalten wurden, die Hand zur Faust zu schließen. Weitere Einzelheiten über die Position der Finger wurden nicht vorgeschrieben. Tatsächlich besteht hier jedoch eine große Variationsbreite. Zur Demonstration dieses Sachverhaltes wird auf die unterschiedlichen Finger- und Daumenstellungen in Abb. 22 verwiesen.



Abbildung 22: Verschiedene mögliche Variationen des Faustschlusses

In dieser Betrachtung deutet sich aber auch das besondere Potenzial der Messungen mit dem TUB-Sensorhandschuh an. Neben der simultanen Messung aller Fingergelenke können auch interindividuelle Ausprägungen bei demgleichen Griff aufgezeigt und quantifiziert werden. Durch die vorliegende Studie wird ein Weg aufgezeigt, wie eine umfassendere Beurteilung der motorischen Funktion der Hand in Zukunft auch in der klinischen Praxis aussehen könnte.

5 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde die Bewegung der 14 Fingergelenke aus der Neutralstellung bis zum Erreichen des Faustschlusses mit dem TUB-Sensorhandschuh (TUB = Technische Universität Berlin) simultan in Echtzeit gemessen.
Folgende Ergebnisse wurden gefunden:

1. Die Zeitspannen für die Bewegung der Grundgelenke betrug im Median zwischen 0,72 und 0,88 Sekunden, der Mittelgelenke zwischen 0,32 und 0,72 Sekunden und der der Endgelenke zwischen 0,68 und 0,76 Sekunden.
2. Die Gelenke eines Fingers zeigten ein typisches Bewegungsmuster. Das Endgelenk folgt sowohl am Bewegungsbeginn als auch am Bewegungsende zeitlich versetzt auf das Mittelgelenk. Am Beginn der Bewegung eines Fingers verhält sich das Grundgelenk variabel. Mal setzte es vor den beiden anderen Gelenken mit der Beugung ein, mal folgte es auf die anderen Gelenke. Der Bewegungsabschluss eines Fingers wurde einheitlich durch das Grundgelenk charakterisiert. Am Daumen folgte das Endglied auf das Grundgelenk.
3. Die korrespondierenden Gelenke der dreigliedrigen Finger begannen und beendeten ihre Beugung im Median mit Intervallen zwischen 0,23 und 0,41 Sekunden.
4. Die Winkeländerungen zwischen der Ausgangsposition (Neutralstellung) und der Endposition (Faust) betrugen im Median an den Grundgelenken 79 bis 97 Grad, an den Mittelgelenken 87 bis 90 Grad und an den Endgelenken 52 bis 68 Grad.

   Der Median des Daumengrundgelenks lag bei 21 Grad und des Daumenendgelenks bei 24 Grad.

6 Literaturverzeichnis

6 Literaturverzeichnis

1. Arbuckle JD, McGrouther DA (1995) Measurement of the digital flexion and joint movement ranges. J Hand Surg Br 20: 836-840
2. Braido P, Zhang X (2004) Quantitative analysis of finger motion coordination in hand manipulative and gestic acts. Hum Mov Sci 22: 661-678
3. Carroll D (1965) A quantitative test of upper extremity function. J chron Dis 18: 479-491
4. Cave EF, Roberts SM (1936) A method for measuring and recording joint function. J Bone Joint Surg Am 18:455-466
5. Chiu H-Y (1995) A method of two-dimensional measurement for evaluating finger motion impairment. A description of the method and comparison with angular measurement. J Hand Surg Br 20: 691-695
6. Chiu H-Y, Su FC (1996) The motion analysis system and the maximal area of finger tip motion. A preliminary report. J Hand Surg Br 21: 604-608
7. Chiu H-Y, Su FC, Wang S-T, Hsu H-Y (1998) The motion analysis system and goniometry of the finger joints. J Hand Surg Br 23: 788-791
8. Chiu H-Y, Lin SC, Su FC (2000) The motion analysis system for evaluation of loss of movement in the finger. J Hand Surg Br 25: 195-199
9. Cole KJ, Abbs JH (1986) Coordination of three-joint digit movements for rapid finger-thumb grasp. J Neurophysiol 55: 1407-1423
10. Degeorges R, Oberlin C (2003) Measurement of three-joint-finger motions: reality or fancy? A three-dimensional anatomical approach. Surg Radiol Anat 25: 105-112
11. Dipietro L, Sabatini AM, Dario P (2003) Evaluation of an instrumented glove for hand-movement acquisition. J Rehabil Res Dev 40: 179-189
12. Ellis B, Bruton A (2002) A study to compare the reliability of compositefinger flexion with goniometry for measurement of range of motion in hand. Clin Rehabil 16: 562-570

13. El-Shennawy M, Nakamura K, Patterson RM (2001) Three-dimensional kinematic analysis of the second through fifth carpometacarpal joints. J Hand Surg Am 26: 1030-1035
14. Fleischer AG, Lange W (1983) Analysis of hand movements during the performance of positioning tasks. Ergonomics 26: 555-564
15. Georgeu GA, Mayfield S, Logan AM (2002) Lateral digital photography with computer-aided goniometry versus standard goniometry for recording finger joint angles. J Hand Surg Br 27: 184-186
16. Goldman J, Nadler G (1954) Electronics for measuring human motions. Science 124: 807-810
17. Groth GN, Ehretsman RL (2001) Goniometry of the proximal and distal interphalengeal joints, Part 1: a survey of instumentation and placement preferences. J Hand Ther 14: 18-22
18. Hahn P: Funktionelle Störungen der Fingerbewegung bei der Ulnaris-Lähmung. Klinisch experimentelle Untersuchungen mit Neuronalen Netzen. Habilitationsschrift (1999)
19. Hahn P, Krimmer H, Hradetzky A, Lanz U (1995) Quantitative analysis of the linkage between the interphalangeal joints of the index finger – An in vivo study. J Hand Surg Br 20: 696-699
20. Hahn P, Heindl E (1996) Does an ulnar nerve lesion influence the motion of the index finger? J Hand Surg Br 21: 252-254
21. Hamilton GF, Lachenbruch PA (1968) Reliability of goniometers in assessing finger joint angle. Physical Therapy 49: 465-469
22. Hellebrandt FA, Duvall EN, Moore ML (1949) The measurement of joint motion: Part III – reliability of goniometry. Physical Therapy Review 29: 302-307
23. Hofmann FG (1992) Vorrichtung zur präzisen Eingabe von Positions- und Druckverteilungen an der menschlichen Hand in ein Datenverarbeitungsgerät. Patentschrift Nr. DE 4240531 C 1
24. Hofmann FG, Heyer P, Hommel G (1998) Velocity profile based recognition of dynamic gestures with discrete hidden Markov models. In: Wachsmuth I, Fröhlich M (Eds): Gesture and Sign Language in Human-Computer Interaction. International Gesture Workshop, Bielefeld, Germany, September 1997. Springer, Berlin Heidelberg New York: 81-95

25. Holguin PH, Rico AA, Gomez LP, Munuera LM (1999) The coordinate movement of the interphalangeal joints. A kinematic study. Clin Orthop 362:117-124
26. Hradetzky A (1996) Quantitative und qualitative Analyse der Kopplung zwischen Mittel- und Endgelenk der Finger der menschlichen Hand. Eine In-vivo-Studie. Inaugural-Dissertation
27. Hume MC, Gellman H, McKellop H, Brumfield RH (1990) Functional range of motion of the joints of the hand. J Hand Surg Am 15: 240-243
28. Jones AR, Unsworth A, Haslock I (1985) A microcomputer controlled hand assessment system used for clinical measurement. Engineering in Medicine 191-198
29. Kessler GD, Hodges LF, Walker N (1995) Evaluation of the CyberGlove as a whole hand input device. ACM Transactions on Computer-Human Interaction 2: 263-283
30. Kilgore KL, Laur RT, Peckham PH (1998) A transducer for the measurement of the finger joint moments. IEEE Trans Rehabil Eng 6: 424-429
31. Kusunose K (1992) Measurement of pinch angle of the joints of the thumb and the index finger using flexible goniometers. J Jpn Soc Surg Hand 94: 541-545
32. Lee JW, Rim K (1991) Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. J Biomed Eng 13: 152-162
33. Low JL (1976) The reliability of joint measurement. Physiotherapy 62: 227-229
34. Mallon WJ, Brown HR, Nunley JA (1991) Digital ranges of motion: Normal values in young adults. J Hand Surg Am 16: 882-887
35. Marcus B, Lawrence WT, Churchill P (1991) Hand position/measurement control system. United States Patent No 4.986.280
36. Mayerson NH, Milano RA (1984) Goniometric measurement reliability in physical medicine. Arch Phys Med Rehabil 65: 92-94
37. McCulley SJ (1999) A new multiangle goniometer. Ann Plast Surg 42: 221-222
38. Mentzel M, Hofmann F, Ebinger T, Jätzold B, Kinzl L, Wachter NJ (2001) Reproduzierbarkeit von Fingergelenkwinkelmessungen mit einem Sensorhandschuh. Handchir Mikrochir Plast Chir 33: 59-64
39. Mentzel M, Hofmann F, Ebinger T, Gülke J, Kinzl L, Wachter NJ (2001) Kraftmessung an der Hand mit einem Sensorhandschuh bei Griffen mit submaximaler und maximaler Kraft. Handchir Mikrochir Plast Chir 33: 52-58

40. Müller ME (1970) Die Untersuchung der unteren Extremität unter besonderer Berücksichtigung der Prüfung der Gelenkbeweglichkeit mit der Nulldurchgangsmethode. Praxis 59: 526-530
41. Nakamura M, Miyawaki C, Matsushita N, Yagi R, Handa Y (1998) Analysis of voluntary finger movements during hand tasks by a motor analyzer. J Electromyography Kinesiology 8: 295-303
42. Napier JR (1956) The prehensile movements of the human hand. J Bone Joint Surg Br 38: 902-913
43. Napier JR (1980) Hands. George Allen & Unwin LTD London
44. Pieper W (1979) Die graphische Darstellung der Fingerbeweglichkeit im Greifraum. Handchirurgie 1: 75-79
45. Pransky G, Feuerstein M, Himmelstein J, Katz JN, Vickers-Lahti M (1997) Measuring functional outcomes in work-related upper extremity disorders. J Occup Environ Med 39: 1195-1202
46. Quam DL, Williams GB, Agnew JR, Browne PC (1989) An experimental determination of human hand accuracy with a DataGlove.Proceedings of the Human Factors Society 33rd annual Meeting: 315-319
47. Rand DT, Nicol AC (1993) An instrumented glove for monitoring MCP joint motion. Proc Instn Mech Engrs 207: 207-210
48. Rash GS, Belliappa PP, Wachowiak MP (1999) A demonstation of validity of 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension. J Biomech Am 32: 1337-1341
49. Rose V, Nduka CC, Pereira JA, Pickford MA (2002) Visual estimation of finger angels: do we need goniometers? J Hand Surg Br 27: 382-384
50. Rothstein LM, Miller PJ, Roettger RF (1983) Goniometric reliability in a clinical setting, elbow and knee measurement. Physical Therapy 63: 1611-1615
51. Schumpe G, Hansen GH, Syndicus G, Rössler H (1979) Ganguntersuchungen und funktionelle Wirbelsäulenvermessungen mittels eines neu entwickelten Echtzeit-Stereo-Ultraschall-Topometers (ESUT). Funktionelle Diagnostik in der Orthopädie Enke Stuttgart: 69-72
52. Solgaard S, Carstens A, Kramhoft M, Petersen VS (1986) Reproducibility of goniometry of the wrist. Scand J Rehab Med 18: 5-7

53. Speirs AD, Small CF, Bryant JT, Pichora DR, Zee BY (2001) Three-dimensional metacarpophalengeal joint kinematics using two markers on the phalanx. Proc Inst Mech Eng 215: 415-419
54. Srinivasan H (1983) Universe finger postures and finger dynamography. A conceptual methodological tool for assessing and recording the motor capacity of the finger. Handchirurgie 15: 3-6
55. Takahashi A, Yokoi T, Shimizu S, Wada M (1998) Decomposing complex finger motions into elemental motion patterns. In: Proceedings of NACOB 98: Third North American Congress on Biomechanics
56. Thomas DH, Long C (1964) An elektrogoniometer for the finger. Am J Med Electron: 96-100
57. Tucker SC, Titley OG (2002) Metacarpal descent, definition and normal range. J Hand Surg Br 27: 289-292
58. Williams NW, Penrose JMT, Caddy CM, Barnes E, Hose DR, Harley P (2000) A goniometric glove for clinical hand assessment – construction, calibration and validation. J Hand Surg Br 25: 200-207
59. Wise S, Gardner W, Sabelman E, Valainis E, Wong Y, Glass K, Drake J, Rosen JM (1990) Evaluation of a fiberoptic glove for semi-automated goniometric measurements. J Rehab Res Develop 27: 411-424
60. Yanagihara Y (1988) An electrogoniometric study of human finger joint movement. J Japanese Orthopaedic Association 57: 293-308
61. Zang X, Lee SW, Braido P (2003) Determing finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement. J Biomech 36:1097-1102
62. Zimmermann TG, Lanier JZ (1991) Computer data entry and manipulation apparatur and method. United States Patent No 4.988.981

7 Danksagung

Herrn Prof. Dr. L. Kinzl gilt mein besonderer Dank für die Erlaubnis, an seiner Klinik diese Arbeit durchführen zu dürfen.

Mein herzlicher Dank gilt Herrn PD Dr. M. Mentzel für die Vergabe des Themas und die großzügige Gestaltung des äußeren Rahmens zur Durchführung der Arbeit. Bei dieser Arbeit unterstützte Herr Mentzel mich durch zahlreiche Ratschläge und durch wesentliche Anregungen, Mitteilungen und Hilfen. Er war mir jederzeit ein geduldiger Ansprechpartner und verstand es in ausgezeichneter Weise, über Zweifel hinwegzuhelfen.

Insbesondere danke ich auch Herrn Dr. N. J. Wachter für die intensive Betreuung und die motivierende Begleitung.

Weiterhin gilt mein herzlicher Dank allen nicht genannten Mitarbeitern der Handchirurgie-Abteilung, die mich sehr freundlich aufnahmen und mir bereitwillig halfen.

Ein besonderes Dankeschön gilt auch meinen Eltern, die mich in jeder Beziehung gefördert haben und ohne deren vorbehaltlose Unterstützung mein Studium nicht möglich gewesen wäre.