

**Chirurgische Klinik und Poliklinik
Technische Universität München
Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie
(Vorstand: Univ.-Prof. Dr. E. Biemer)
Klinikum rechts der Isar**

Computerunterstützte quantitative Erfassung der Fingerbeweglichkeit

Laszlo Kovacs-Hintz

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.- Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.- Prof. Dr. E. Biemer
2. Univ.- Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 28.06.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 27.09.2006 angenommen.

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	4
1.1 FUNKTIONELLE ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER FINGERBEWEGUNG	5
<i>1.1.1 Langfinger</i>	6
<i>1.1.2 Daumen</i>	12
1.2 ROLLE DER FINGERBEWEGLICHKEIT FÜR DIE HANDFUNKTION	13
<i>1.2.1 Rolle der Hand-/Fingerbeweglichkeit für das Selbstwertgefühl und die soziale Kommunikation</i>	13
<i>1.2.2 Rolle der Fingerbeweglichkeit für die unterschiedlichen Greifformen</i>	14
<i>1.2.3 Auswirkungen bei Einschränkungen der Beweglichkeit der Hand und Finger</i>	16
1.3 MESSMETHODEN DER FINGERBEWEGLICHKEIT	17
1.4 PROBLEMATIK	22
1.5 ZIEL DER ARBEIT	23
2. MATERIAL UND METHODEN	24
2.1 THEORETISCHE GRUNDLAGE UND METHODE	24
2.2 MATHEMATISCHE BERECHNUNG DES BEWEGUNGSFELDES DER FINGERSPITZE	26
<i>2.2.1 Berechnung des Bewegungsfeldes</i>	26
<i>2.2.2 Optimierung und Anpassung der Berechnungsformel</i>	32
<i>2.2.3 Implementierung der Formel in das Computerprogramm</i>	36
2.3 VALIDIERUNG DER MESSMETHODE	36

2.2.1 Mathematische Analyse	37
2.2.2 Untersuchungen an Probanden	37
2.2.3 Klinische Beispiele	42
2.4 STATISTISCHE AUSWERTUNG	43
3. ERGEBNISSE	44
3.1 IMPLEMENTIERUNG DER FORMEL IN EINE SOFTWARE	44
3.2 MATHEMATISCHE ANALYSE	46
3.3 VALIDIERUNG DER MESSMETHODE	50
3.3.1 Untersuchungen an Probanden	50
3.3.2 Klinische Beispiele	53
4. DISKUSSION	61
5. ZUSAMMENFASSUNG	74
6. LITERATURVERZEICHNIS	76
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS	84
8. TABELLENVERZEICHNIS	87
9. DANKSAGUNG	89

1. EINLEITUNG

Eine ungestörte Funktionsfähigkeit der Hand ist für die meisten beruflichen und privaten Tätigkeiten eine unabdingbare Notwendigkeit. Die große Bedeutung der Hand wird durch die proportional flächenmäßig größte Repräsentation im Bereich der Großhirnrinde im Vergleich zu anderen Körperteilen unterstrichen. Die Hand ist das ursprüngliche Werkzeug des Menschen, mit dem er die Dinge ergreift und begreift. Der physische Kontakt der Hand mit den Objekten der Umgebung ist die Voraussetzung für ein ursprüngliches, die Wirklichkeit veränderndes Handeln. Im Laufe der Evolution entwickelten sich zahlreiche neue Möglichkeiten der Handbewegung. Die Fähigkeit schnelle Bewegungsabläufe automatisch auszuführen hat stetig zugenommen. Durch ihren neuroanatomischen Aufbau, der unter anderem die Wahrnehmung von Tast- und Temperaturreizen ermöglicht, ist die Hand auch ein wichtiges Sinnesorgan. Dies ermöglicht dem Menschen die Objekte seiner Umgebung taktil wahrzunehmen [36].

Eines der fundamentalen Attribute der menschlichen Hand ist seine Geschicklichkeit. Dies wird durch das koordinierte Zusammenspiel eines komplexen biomechanischen Systems erreicht. Die Anzahl der möglichen Bewegungskombinationen, die dieses biomechanische System ermöglicht, ist überwältigend. Hepp-Reymond und Mitarbeiter beschreiben bei den Bewegungen der Hand über 30 Freiheitsgrade, die meisten davon entfallen auf die Beweglichkeit der Fingergelenke [23].

Die Beweglichkeit eines Fingers beruht auf der kombinierten Funktion seiner einzelnen Gelenke und der zugehörigen Muskelgruppen. Der Zusammenhang zwischen den verschiedenen Gelenkbewegungen und die Funktion einzelner Muskelgruppen wurde von Napier anschaulich dargestellt [46].

Die Leistungsfähigkeit des Fingers ist von seiner Beweglichkeit, Muskelkraft, Sensibilität und seiner Stabilität abhängig. Um den Leistungswert eines Fingers zu ermitteln ist es in der Praxis entscheidend, die Beweglichkeit desselbigen zu quantifizieren.

Die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit erfolgt durch die direkte Messung verschiedener Werte (wie die Gelenkbeweglichkeit nach der Neutral-Null-Methode, Fingerkuppen-Hohlhandabstand usw.). Aus den direkt gemessenen Werten werden weitere Größen errechnet die einen komplexeren Bewegungsablauf quantifizieren. Um die Werte untereinander vergleichen zu können wurden verschiedene Scores erstellt, verschiedene Indizes ausgerechnet, die Gelenkbewegungswinkel addiert oder der Bewegungsablauf in graphischer Form dargestellt.

1.1 FUNKTIONELLE ANATOMIE UND PHYSIOLOGIE DER FINGERBEWEGUNG

Die Funktion der Hand beruht auf einem überaus komplexen Apparat aus Muskeln, Gelenken, Nerven, Blutgefäßen und anatomischen Strukturen wie Retinacula oder Sehnenscheiden, die allesamt auf unterschiedliche Weise zur Fingerbewegung beitragen. Die Fingergelenke werden dabei zwei wesentlichen Anforderungen gerecht: Mobilität einerseits und Stabilität andererseits, da diese die Grundvoraussetzung für muskuläre Kraftübertragung darstellt. Die genannten Komponenten, die in den einzelnen Fingergelenken unterschiedlich gewichtet sind, lassen sich auf die gesamte Hand in Form von mobileren und starrerem Bögen beziehen. Eine zentrale Funktion besitzt dabei die Säule, die der zweite und dritte Strahl in fester Verbindung mit der distalen Reihe der Handwurzelknochen bilden. Diese Säule dient der Kraftübertragung auf den Radius. Über die Metacarpalia gewinnt dieser stabile längsgerichtete Bogen Anschluss an die mobileren Einheiten von Daumen-, Ring- und Kleinfingerstrahl. Der quere Bogen auf Höhe der Metacarpophalangealgelenke ist sehr beweglich und als primäre Achse der

Handbeweglichkeit aufzufassen. Proximal davon verläuft ein im Vergleich starrer Querbogen durch die verbundenen Karpometakarpalgelenke. Die Metacarpophalangealgelenke, die ihrem Bau nach Kugelgelenke sind, lassen insgesamt 6 Freiheitsgrade zu. Beugung und Streckung um eine dorso-palmar Achse, eine auf den Mittelfinger bezogene Ab- und Adduktion und eine geringe passive Rotation. Letztere ist nur in gestrecktem Zustand möglich, da die Ligamenti collateralia dorsal von der transversal verlaufenden Bewegungsachse liegen und sich der Krümmungsradius des Gelenkkopfes nach palmar vergrößert. Infolge dessen sind die Kollateralbänder in gebeugtem Zustand gespannt und verhindern in dieser Stellung eine Rotation weitgehend [6].

1.1.1 Langfinger

Die Interphalangealgelenke sind reine Scharniergelenke, die Beweglichkeit lediglich in sagittaler Ebene zulassen. Ihre Ligamenti collateralia liegen teils dorsal und teils palmar von der Bewegungsachse, so dass bei Beugung und Streckung jeweils ein ligamentärer Anteil gespannt ist, was eine beträchtliche Bewegungssicherheit bewirkt. Der größte Anteil der Gelenkbewegung der Hand findet in sagittaler Ebene statt und entsteht als ein Zusammenspiel der synergistisch bzw. antagonistisch aufeinander wirkenden Muskeln. Dabei ist es nicht immer möglich einen einzelnen Finger unabhängig von den anderen zu bewegen. Die größte unabhängige Beweglichkeit weist hierbei der Zeigefinger auf, was durch zwei Tatsachen zu erklären ist. Die Strecksehnen, die zu jedem Langfinger ziehen, gehen aus einem gemeinsamen Muskelbauch hervor. Sie spalten sich in ihrem Verlauf zwar auf und inserieren an den Phalangen I - IV getrennt, doch sie können nicht komplett unabhängig voneinander agieren. Der Index aber besitzt zusätzlich zu einer solchen Sehne einen eigenen Fingerstrecker, den M. extensor indicis proprius. Das gilt übrigens

auch für den fünften Finger, der seine autonome Beweglichkeit dem M. extensor digiti minimi verdankt. Der M. extensor indicis proprius weist noch eine Besonderheit auf. Die Sehnen der vier M. extensor digitorum, aus dem gemeinsamen Muskelbauch sind an der Hand durch juncturae bzw. connexus intertendinei und intertendinöse Faszien netzartig verbunden, was zwar stabilisierend auf die Metacarpophalangealgelenke (MP-Gelenke) wirkt, wodurch jedoch die Bewegung einer dieser Sehnen immer auch bis zu einer gewissen Mitbewegung an den mit ihr verknüpften Extensorsehnen hervorruft. Verbindungen, so genannte Juncturae, zur Sehne des M. extensor indicis proprius sind dagegen meist keine angelegt. Falls doch vorhanden, so sind sie äußerst dünn und in ihrer Verlaufsrichtung transversal, was relativ große Bewegungsfreiheit ermöglicht. Andere anatomische Verhältnisse findet man an dem nur mäßig unabhängig beweglichen Ringfinger, dessen Juncturae schräg verlaufen und eine Extension des Ringfingers verhindern, sofern die benachbarten Sehnen flektiert sind. Eine weitere Besonderheit in Bezug auf die Beweglichkeit des Index ist die Tatsache, dass er von allen Langfingern die größte Rotationsfähigkeit besitzt, eine Funktion des ersten M. interosseus dorsalis.

Fingerstreckung entsteht durch das Zusammenspiel der extrinsischen Muskulatur, die ihren Ursprung weiter proximal am Arm nimmt und der intrinsischen, also der Handinnenmuskulatur bestehend aus der Thenar- und Hypothenar-Gruppe, sowie den Mm. interossei und lumbricales. Sowohl die M. interossei als auch die M. lumbricales beugen in den Grundgelenken und strecken in den Mittel- und Endgelenken. Demzufolge wirken sie lediglich an den Interphalangealgelenken synergistisch mit den extrinsischen Streckern zusammen, an den Grundgelenken haben sie antagonistische Wirkung, dienen der Streckung an dieser Stelle jedoch indirekt, da ihnen eine Stabilisierungsfunktion zukommt. Funktionieren die M. interossei als Antagonisten der Strecker an den Metacarpophalangealgelenken regelrecht, so sind sie aber auch in der Lage die

Extension des dritten bis fünften Strahls gänzlich zu blockieren, so dass der Index allein gestreckt werden kann [1].

Obwohl die Mm. interossei und die Mm. lumbricales grundsätzlich gleiche Funktion an allen beteiligten Gelenken haben, gibt es Unterschiede in der schwerpunktmäßigen Wirkung. Die Interosseus-Muskulatur dient primär der Flexion der Metacarpophalangealgelenke, die Lumbrikalen tragen im Verhältnis mehr zur Extension der proximalen und distalen Interphalangealgelenke bei. Obwohl die Mm. lumbricales demzufolge eher milde Flexoren der Grundphalangen darstellen, sind sie dennoch fähig diese Funktion ohne Mithilfe anderer Muskelgruppen auszuführen [19]. Die intrinsische Muskulatur hat noch weitergehende Aufgaben: so abduzieren die vier dorsalen Interosseussehnen den zweiten und vierten Finger, am kleinen Finger tut dies der M. abductor digiti minimi, die Mm. extensores digitorum unterstützen ein Spreizen der Finger in geringem Maße. Die drei volaren jeweils lateral verlaufenden Interosseussehnen adduzieren Zeige-, Ring- und fünften Finger in Bezug auf den dritten Strahl.

Wie bereits erwähnt, kommt auch den Beugern beim Vorgang der Streckung eine wichtige Rolle zu: Sie stabilisieren die Fingergelenke während der Extension und sorgen für die nötige Balance. An langen Fingerbeugern unterscheidet man den M. flexor digitorum profundus mit Ansatz an den Endphalangen und den M. flexor digitorum superficialis, der bis zu den Mittelphalangen zieht. Der kleine Finger besitzt einen eigenen M. flexor digiti minimi brevis und einen M. opponens digiti minimi. Die Mm. flexores digitorum profundus et superficialis, welche die intrinsischen Muskeln bei Beugung der Grundphalangen unterstützen, werden in ihrer Aktion auch durch den Spannungszustand der Mm. lumbricales bestimmt. Sofern diese entspannt sind, rufen die Flexor-digitorum-Sehnen adäquate Beugung in den Interphalangealgelenken hervor. Durch Kontraktion sind die Mm. lumbricales aber in der Lage die Wirkung der langen Flexoren entsprechend abzuschwächen und damit ihrer zweiten Funktion, der Propriozeption, direkt Folge zu

leisten. Mit ihren vielen Muskelspindeln spielt die lumbricale Muskulatur daher auch sensorisch eine wichtige Rolle für die Feineinstellung der Fingerbewegung.

Um eine reibungslose Funktion der Muskeln zu ermöglichen, sind weitere anatomische Strukturen von Bedeutung: als Vaginae fibrosae digitorum manus werden sowohl palmar als auch dorsal angelegte osteofibröse Kanäle bezeichnet, die den langen Fingermuskeln als Führungsröhren dienen. Indem sie die Sehnen verschieblich an den Skelettteilen befestigen und sie so nah an der knöchernen Oberfläche halten, haben die Vaginae fibrosae digitorum manus an der digitalen Verlaufsstrecke von Langfingern und Daumen prinzipiell die gleiche Aufgabe wie die Retinacula im Bereich des proximalen Handgelenks. Sie verhindern an den Sehnen einen Effekt, der dem Spannen eines Bogens gleich käme und maximieren dadurch die mechanische Effizienz der Muskelaktion. Im Bereich der Führungsröhren und Retinacula befinden sich außerdem Sehnenscheiden, die Vaginae synoviales, die ein reibungsloses Gleiten der Sehnen bei der Fingerbewegung ermöglichen und durch die synoviale Ummantelung auch zur Ernährung der Sehnen beitragen.

Motorisch wird die Hand vom N. radialis, motorisch und sensibel vom N. medianus und dem N. ulnaris innerviert. Die beiden letztgenannten innervieren den ulnaren bzw. radialseitigen Anteil der lumbricalen Muskulatur. Die Mm. interossei werden sämtlich vom N. ulnaris versorgt, ebenso wie der ulnare Teil des tiefen langen Fingerbeugers. Bei Schädigung der einzelnen Nerven kommt es zu charakteristischen Ausfallserscheinungen, die man im Falle des N. ulnaris recht anschaulich als Krallenhand bezeichnet. Da die Mm. interossei und Mm. lumbricales 3 und 4 motorisch nicht mehr innerviert werden, überwiegen in den Grundgelenken die Strecker und in den Endgelenken die Beuger. Auch die Ab- und Adduktion in den Metakarpalgelenken ist weitestgehend erloschen. Am 4. und 5. Finger können kaum noch Bewegungen ausgeführt werden, da lediglich der M. flexor superficialis, der am Mittelglied ansetzt und

die nicht vom N. ulnaris innervierten Extensoren funktionsfähig bleiben. Der Faustschluss ist bei Ulnaris-Lähmung ebenso eingeschränkt wie bei einer Medianus-Schädigung: hierbei kommt es zur Schwurhand, da jetzt zwar Ring- und Kleinfinger gebeugt werden können, aber Daumen, Index und Mittelfinger in Mittel- und Endgelenk nicht mehr beugefähig sind. Bei der Schwurhand kommt es außerdem zu einer Muskelatrophie im Bereich zwischen den Ossa metacarpalia und am Kleinfingerballen.

Die Extensoren der Hand werden sämtlich vom N. radialis versorgt. Bei seinem Ausfall kommt es zum Bild der so genannten Fallhand. Weil die Gegenspieler der Flexoren ausgefallen sind, ist kein adäquater Faustschluss mehr zu erreichen, da dieser nur bei gleichzeitiger Streckung im Handgelenk kraftvoll möglich ist: Die Flexoren haben kein Gegengewicht und es kommt zur Fallhand.

Streckung und Beugung der Finger sind durch die Stellung des Handgelenkes beeinflussbar. So kann, wenn man das Handgelenk in maximale Beugestellung drückt, die Faust mit Gewalt geöffnet werden, da die Sehnen des Fingerstreckers im Sinne einer passiven Insuffizienz zu kurz werden und es so zu einer Extensionsbewegung der Phalangen kommen muss. Folglich führt eine Handgelenksflexion zur Spannung der Fingerstrecke und verstärkt somit die Extension. Dagegen ist in Dorsalextension ein besonders kräftiger Faustschluss möglich, da die hierbei bestehende Vordehnung der langen Fingerbeuger deren aktive Insuffizienz verhindert.

N. medianus und N. ulnaris versorgen auch die Haut der Hand sensibel, der N. medianus innerviert palmar über der Handwurzel und die radialen dreieinhalb Finger. Dorsal zieht er zur Haut der Endglieder dieser Finger. Autonomiegebiete des N. medianus befinden sich palmar und dorsal an den Endgliedern von Index und Mittelfinger. Auch der N. ulnaris besitzt ein sensibles Autonomiegebiet und zwar am Endglied des Kleinfingers, des weiteren versorgt er dorsalseitig die Haut der ulnaren zweieinhalb Finger im Bereich der Grund- und Mittelglieder sowie die Endglieder der ulnaren eineinhalb Finger, palmar die

ulnaren eineinhalb Finger inklusive deren Endglieder. Der N. radialis versorgt sensibel die Haut des Handrückens und der radialen zweieinhalb Finger dorsalseitig.

Die Blutversorgung der Hand erfolgt über die A. radialis und der A. ulnaris, deren Äste ein Netzwerk aus untereinander mehrfach anastomosierenden Gefäßbögen bilden: im Wesentlichen zu nennen sind der tiefe Hohlhandbogen, der Arcus palmaris profundus der aus der A. radialis gespeist wird. Er liegt unter den langen Flexorsehnen auf den Basen der Mittelhandknochen. Der etwas weiter distal zwischen Palmaraponeurose und langen Flexorsehnen gelegene Arcus palmaris superficialis erhält Zufluss aus der A. ulnaris.

Tiefer und oberflächlicher Bogen stehen mit der Arterie über eine Anastomose in Verbindung, die den Hauptzufluss zum jeweils anderen Bogen leistet. Das bedeutet der Arcus palmaris profundus ist mit dem R. palmaris profundus aus der A. ulnaris verbunden und der Arcus palmaris superficialis mit dem R. palmaris superficialis aus der A. radialis. Der tiefe Hohlhandbogen, in manchen Fällen auch der Daumenast der A. radialis, gibt außerdem einen Extraast zur Speichenseite des Index ab, die A. radialis indicis. Auch an der dorsalen Seite der Hand befindet sich ein Gefäßnetz, das unter den Extensorsehnen gelegene Rete carpale dorsale, gespeist aus dem R. carpalis dorsalis der A. radialis und gleichnamigen Ast aus der A. ulnaris. Aus dem dorsalen Netz sowie von palmar aus dem tiefen Hohlhandbogen ziehen Äste zur Muskulatur zwischen den Mittelhandknochen, die untereinander über Rr. perforantes in Verbindung stehen. Aus dem Rete carpale dorsale und den oberflächlichen Hohlhandbogen gehen außerdem Äste zur Versorgung der Langfinger ab, die netzartig von ihren Kanten her umflossen werden. Vorn auf den Ossi metacarpalia liegt ebenfalls ein Gefäßnetz, das Zufluss aus der A. radialis und der A. ulnaris erhält. Ebenso gibt es ein Rete venosum dorsalis, das mit anderen oberflächlichen und tiefen Venen kommuniziert. Tiefe die Arterien begleitende Vv. commitantes bilden den Arcus venosus palmaris superficialis et profundus.

1.1.2 Daumen

Der Daumen besitzt von allen Fingern den größten Bewegungsumfang. Seinem Grundgelenk ist die Geometrie als Sattelgelenk eigen und der zugehörige Bandapparat ist weniger straff als derjenige der anderen *Articulationes metacarpophalangeae*. Flexion und Extension können mit Ab- und Adduktion am Daumen so kombiniert werden, dass dieser den anderen Fingern im Sinne einer Oppositionsbewegung gegenübergestellt werden kann und in entgegengesetzter Richtung reponiert werden kann [24]. Die Zirkumduktion des Daumens ist in einem größeren Umfang möglich als beispielsweise die des Zeigefingers. Am Daumen setzt sich die Zirkumduktion zusammen aus Adduktion-Opposition und Abduktion-Reposition. Zum großen Bewegungsumfang trägt hier u.a. bei, dass der Daumen der einzige Finger ist, der im Karpometakarpalgelenk aktiv rotiert werden kann. Es handelt sich um den beweglichsten Finger, obgleich die *Articulatio metacarpophalangeae pollicis* nicht wie an den Grundgelenken des zweiten bis fünften Fingers ein Kugelgelenk darstellt, sondern ein reines Scharniergelenk [26]. Eine weitere Besonderheit dieses Fingers ist die Tatsache, dass ein Mittelgelenk fehlt. So setzen der *Flexor pollicis brevis* und der *Abductor pollicis brevis* bereits an der Grundphalanx an. *Flexor pollicis longus* und *Abductor pollicis longus* ziehen zur Endphalanx. *M. extensor pollicis longus et brevis* strecken und abduzieren gering. Der lange Daumenbeuger spielt außerdem eine Rolle bei Opposition und Adduktion zusammen mit dem *M. adductor* und dem *M. opponens pollicis*. Letzterer wird wie der lange Daumenbeuger und der auch für die Abduktion zuständige Teil des kurzen Daumenbeugers und des *M. abductor brevis* vom *N. medianus* innerviert. Bei Läsion des *N. medianus* steht der Daumen demzufolge in Adduktions- und Hyperextensionsstellung, einer als Affenhand bezeichneten Stellung. Die Daumen- Kleinfingerprobe, d.h. die Berührung der Kuppen dieser Finger- kann aufgrund des Ausfalls des *M. opponens*

pollicis nicht erfolgreich ausgeführt werden und die Thenarmuskeln atrophieren. Beides trifft auch bei Schädigung des N. ulnaris zu.

Die arterielle Versorgung des Daumens geschieht über die A. princeps pollicis der A. radialis, die sich im Verlauf teilt und den Pollux medial- sowie lateralseitig umfließt.

Sensibel versorgt wird der Daumen von palmar durch den N. medianus, dorsalseitig beginnt wenig proximal der Fingerkuppe das Innervationsgebiet des N. radialis.

1.2 ROLLE DER FINGERBEWEGLICHKEIT FÜR DIE HANDFUNKTION

1.2.1 Rolle der Hand-/Fingerbeweglichkeit für das Selbstwertgefühl und die soziale Kommunikation

Die Hand spielt in mehrfacher Hinsicht eine Schlüsselrolle beim Ausdruck menschlicher Persönlichkeit. Wie mit dem Gesicht teilen wir mit unseren Händen Emotionen, Stimmungen, Gedanken mit, lassen sie für unsere Umwelt sichtbar werden und setzen sie in die Tat um. Wir kommunizieren mittels unserer Hände durch Gebärden. Die nonverbale Kommunikation findet unter anderem mittels der menschlichen Hand als Teil des gesamten Erscheinungsbildes statt, dass wir unsere Umgebung präsentieren. Ein Mensch mit den Händen in den Taschen beispielsweise, lässt an eine gehemmte Person denken, jemand der möglicherweise etwas zu verbergen hat. Verstecken der Hände, vielleicht aus Scham über deren Behinderung oder Entstellung ruft über die Körpersprache leicht negative Assoziationen hervor, die Vorurteilen Raum bieten und sich schnell nachteilig für die betroffene Person auswirken können. In unserer heutigen vom Streben nach Jugendlichkeit und Dynamik geprägten Gesellschaft, in der das Auftreten nicht nur im Arbeitsleben von großer Bedeutung ist, wird eine Behinderung bzw. Entstellung der Hände wohl noch einmal mehr als Stigma empfunden werden. Das

betroffene Individuum, dessen Körperbild massivst beeinträchtigt ist und das in seiner sozialen Präsenz unweigerlich mit Problemen zu kämpfen hat, wird in seiner Funktion innerhalb der Gesellschaft dementsprechend eingeschränkt sein. Eine Entstellung der Hand mag sogar von größerer emotionaler Bedeutung sein als eine Deformierung des Gesichts, da die Hände der Person selbst ständig sichtbar vor Augen liegen. Es ist also durchaus vorstellbar, dass die betroffene Person nicht nur ganz praktische Einschränkungen der Kommunikation, wie einen Mangel an Zeichen und Gebärden erfahren muss, sondern in ihrem gesamten sozialen Auftreten zutiefst beeinträchtigt ist, da sie mit Funktionseinschränkung und Entstellung gleichermaßen zu kämpfen hat. Viele Patienten entwickeln sekundär psychische Erkrankungen wie Depression, Paranoia etc. Auch die Gesellschaft erfährt in diesem Fall doppelten wirtschaftlichen Schaden, muss ein Ausfall der Produktivität einerseits und Folgeerkrankungen und -probleme andererseits getragen werden.

Betrachtet man die soziale Bedeutung der Handfunktion, so ist im Wesentlichen festzustellen, dass die Hand seit jeher menschlichen Empfindungen, Leidenschaften, Gedanken, Ängsten und Gefühlen Ausdruck verleiht und das nicht zuletzt durch Verkörperung in der Kunst, speziell in der Malerei, Bildhauerei, Musik, wissenschaftlichem und literarischen Schriften.

1.2.2 Rolle der Fingerbeweglichkeit für die unterschiedlichen Greifformen

Der Vorgang des Greifens lässt sich in mehrere Formen unterteilen. Primär trennt man den Grobgriff vom Präzisionsgriff. Beide unterscheiden sich im Wesentlichen durch Funktion und Position des Daumens. Beim groben Greifen wird das Objekt in der Handfläche von den gebeugten, adduzierten und in dem MP-Gelenke leicht außenrotierten Langfingern gehalten. Der Daumen ist ebenfalls adduziert und leistet

Gegendruck. Der Daumen ist dabei in der Lage die Kraft des Faustschlusses erheblich zu steigern, indem er zusätzlichen Druck auf die Fingerrückflächen ausübt. Beim Faustgriff handelt es sich um die kraftvollste Form des Greifens, allerdings ermüden die beteiligten Mm. interossei und Mm. lumbricales relativ schnell. Die meiste Kraft wird dabei von den Interosseus-Sehnen und dem Daumen aufgebracht. Der ausdauerndste Griff ist der Hakengriff, bei welchem die Finger nur in den Interphalangealgelenken gebeugt sind und eine Art Henkel bilden, meist ohne Beteiligung des Daumens. Außer dem Faustgriff und dem Hakengriff existieren weitere Formen des Grobgriffs: der zylindrische Griff, bei dem die Handfläche, die dreigliedrigen Finger und der Daumen einen zylindrischen Gegenstand umgreifen und der sphärische Griff, bei dem die gesamte Hand eine Kugel oder einen anderen sphärischen Gegenstand umfasst. Beim Präzisionsgriff wird der Gegenstand zwischen einem Langfinger, meist dem Index, und dem opponierten Daumen gehalten. Der Daumen ist währenddessen abduziert, flektiert und innenrotiert. Ebenso lassen sich verschiedene Formen des Präzisionsgriffs unterscheiden, zum Beispiel der Spitzgriff unter Beteiligung der Mm. flexores et extensores pollicis longus, die das Daumenendglied beugen und stabilisieren. Der lange Daumenstrecker steuert dabei Feinheit und Genauigkeit, der Gegenpart wird meist vom Daumen übernommen, der radial durch die Mm. interossei stabilisiert wird. Daneben gibt es den palmaren Spitzgriff. Hierbei wird die Kraft von den Mm. flexor et abductor pollicis brevis, dem M. adductor pollicis und dem ersten M. interosseus dorsalis aufgewendet. Die Kraft des Spitzgriffs kann durch Adduktion der übrigen Finger erhöht werden. Menschen, die nicht in der Lage sind den Spitzgriff adäquat auszuführen, weichen meist auf den Schlüsselgriff aus. Neben dem Scherengriff -beispielsweise beim Festhalten einer Zigarette zwischen den Seitenflächen zweier benachbarter Finger- ist der Schlüsselgriff eine Form des Seitgriffs zwischen Pollux und radialer Indexseite. Dieser kann auch bei fehlender Funktion des M. abductor pollicis ausgeführt werden, unter Einsatz des M. adductor pollicis [25, 26].

Die Beugewirkung der einzelnen Finger wächst in Richtung auf den fünften Finger hin an. Bei der Greifbewegung ändert sich auch die Stellung der Finger zueinander. Der Ringfinger wird, sofern er über die nötige Beweglichkeit verfügt, am weitesten nach vorn geschoben.

1.2.3 Auswirkungen bei Einschränkungen der Beweglichkeit der Hand und Finger

Unabdingbare Voraussetzung für die Kraftentwicklung an Hand und Fingern ist eine freie Gelenkbeweglichkeit. Die meiste Kraft wird beim Greifen an den Metacarpophalangealgelenken aufgewendet. Dies lässt sich physikalisch begründen, da die Drehmomentverhältnisse der Fingerbeuger an den Metacarpophalangealgelenken am größten sind. Die Interphalangealgelenke sind an der Stärke des Grobgriffs in nach distal hin abnehmenden Maße beteiligt.

Bewegungseinschränkungen durch Nervenschädigung oder fehlende Muskelkraft ändert den Charakter bestimmter Bewegungsausführungen. Bei einer Läsion des N. ulnaris sind die Grobgriffformen, also eher die Handkraft betroffen, bei Medianusschädigung liegt die Einschränkung eher auf Seiten der Feingefühl erfordernden präzisen Handbewegungen. Eine Einschränkung hinsichtlich der Beweglichkeit von Hand bzw. Fingern hat aber noch weiter reichende Auswirkungen für das betroffene Individuum und dessen Umwelt. Betrachtet man die vielfältigen Gebrauchsweisen und Möglichkeiten der Handfunktion, so lässt sich nicht bezweifeln, dass die Entwicklung des Individuums und der Gesellschaft aufs engste mit der Entwicklung der Hand verknüpft ist. Der menschliche Fortschritt, die Erlangung gegenwärtiger materieller, technischer und geistiger Kultur beruht in entscheidendem Maße auf dem Einsatz der Hand. Mit Hilfe der Hand erlangt der Mensch Kontrolle über seine Umgebung, sie dient der Wahrnehmung und Informationsgewinnung hinsichtlich der Umwelt. Im Zusammenspiel mit Auge und Gehirn dient sie über den

Tastsinn als wesentliches Sinnesorgan. Besonders deutlich wird ihre Funktion als menschliches Erkenntnisorgan am Beispiel des Kindes, das die Objekte der es umgebenden Welt erforscht und mit dieser Umwelt umzugehen lernt. Durch das Umgreifen und Befühlen von Objekten ist es dem Kind möglich Informationen über Form, Größe, Temperatur, Konsistenz oder Oberflächenbeschaffenheit von Objekten zu gewinnen. Für nahezu jede Form menschlichen Strebens ist der Gebrauch der Hand von essentieller Bedeutung, sei es wirtschaftliches, persönliches oder dem Vergnügen dienendes Streben. Für viele Arbeiter mögen die Hände ihr einziges Kapital sein, aber kaum ein Mitglied unserer Gesellschaft, ungeachtet des sozialen Status, entkäme den Einschränkungen einer Behinderung der Hand, an Büroangestellte ist dabei genauso zu denken wie an Künstler. Produktionsprozesse, die früher mit schwerer körperlicher Arbeit verbunden waren, sind im Zuge der Modernisierung und Technisierung durch Abläufe ersetzt worden, die den Einsatz der Finger erfordern. Die Bewältigung von Alltag, Hausarbeit oder Beruf ist ohne manuelle Tätigkeit nicht denkbar.

1.3 MESSMETHODEN DER FINGERBEWEGLICHKEIT

Neben der Untersuchung der Sensibilität, Durchblutung, etc. ist die Erfassung / Messung der Fingerbeweglichkeit ein sehr wichtiger Aspekt. Um die komplexe Funktion der Finger/Hand zu erfassen gibt es viele Bewertungskriterien. Die Quantifizierung der komplexen Bewegungsabläufe ist bisher mit Hilfe von erstellten Scores, der Addition der Gelenkbewegungswinkel, der Errechnung verschiedener Indizes oder in graphischer Form vorgenommen worden. Viele der Beurteilungsmethoden erfassen nur Teilaspekte dieser komplexen Bewegungsabläufe. Mit dem Ziel, die Fingerbeweglichkeit, bzw. die Bewegungseinschränkung der Finger zu quantifizieren, wurden in der Literatur zahlreichen Messmethoden vorgeschlagen. Davon beschränken sich viele auf linearen

Messungen wie zum Beispiel die von Boyes beschriebene Messung des Fingerkuppen-Hohlhand-Abstandes (FKHA), eine Linie die den Abstand zwischen der Fingerkuppe und der distalen Hohlhandfalte misst. Solche linearen Messungen, die relativ einfach durchzuführen sind, können leider nicht alle Aspekte einer komplexen Bewegung quantifizieren [5]. Im Falle der Messung des Fingerkuppen-Hohlhand-Abstandes wird zum Beispiel die Gesamtbeugung der Fingergelenke berücksichtigt, aber keine Informationen über die einzelnen Gelenke vermittelt. Ebenso wenig wird die Streckfähigkeit in den Fingergelenken quantifiziert. Ähnliche Methoden wurden von Verdan und Mitab. sowie von Geldmacher beschrieben [18, 62]. Winkelmessungen, die mit Hilfe eines Winkelmessers die passive oder aktive Beweglichkeit eines Gelenkes nach der Neutral-Null-Methode messen, können ziemlich genau das Bewegungsausmaß eines Gelenkes feststellen [47]. Diese einzelnen Winkelmessungen können nur schwer die Bewegungseinschränkung eines Fingers als Ganzes beschreiben. Erst Kombinationen dieser Winkelmessungen können das Bewegungsausmaß eines Fingers beschreiben (range of motion, ROM) [3, 57]. Eine breite Anwendung fand die Summe der Bewegungsausmaße der einzelnen Fingergelenke (total range of movement, TRM) sowohl nach der passiven (total passive motion, TPM), als auch nach der aktiven Messung der Bewegungsausmaße von Gelenken (total active motion, TAM) [54]. Der TAM wird gemäß der American Society for Surgery of the Hand nach folgender Formel errechnet:

$$\text{Beugung (MP+PIP+DIP)} - \text{Streckdefizit (MP+PIP+DIP)} = \text{TAM}$$

Um möglichst viele Aspekte der komplexen Fingerbewegung erfassen zu können, haben viele Autoren Indices oder Score-Systeme erstellt, um die verschiedenen Bewertungskriterien miteinander vergleichen zu können. Tubiana und Mitab. haben

einen Punktesystem entwickelt, in welchem mehrere Messergebnisse bewertet wurden: FKHA, das Streckdefizit, die Gesamtbeugefähigkeit [59]. Das Gesamtergebnis wird nach der Summe der erreichten Punkte quantifiziert. Tsuge bewertet seine Ergebnisse nach dem "Beugeindex", der durch das dividieren der gemessenen FKHA durch die Fingerlänge errechnet wird [58]. In den deutschsprachigen Raum ist vorwiegend das Bewertungsschema nach Buck-Gramcko verbreitet [7]. Ein Bewertungssystem das versucht eine funktionsgerechte und allgemeingültige Erfassung der Fingerbeweglichkeit zu erreichen (Tabelle 1). Den einzelnen Messgrößen werden gemäß ihrer Wertigkeit Punkte zugeordnet und die Summe dieser in einem Scoresystem eingegeben. Es erfolgt eine qualitative Einschätzung der Beweglichkeit von „sehr gut“ bis „schlecht“.

Messungen an den Fingern			Punkte
Langfinger	FKHA / Gesamtbeugung	0 - 2,5 cm / $\geq 200^\circ$	6
		2,5 - 4 cm / $\geq 180^\circ$	4
		4 - 6 cm / $\geq 150^\circ$	2
		> 6 cm / $> 150^\circ$	0
	Gesamtstreckdefizit	0 - 30°	3
		31 - 50°	2
		51 - 70°	1
		> 70°	0
Gesamtbewegungsausmaß	$\geq 160^\circ$	6	
	$\geq 140^\circ$	4	
	$\geq 120^\circ$	2	
	< 120°	0	
Bewertung	Sehr gut: 14 - 15 Punkte Gut: 11 - 13 Punkte Befriedigend: 7 - 10 Punkte Schlecht: 0 - 6 Punkte		
Daumen	Beugung im Endgelenk	50 - 70°	6
		30 - 49°	4
		20 - 29°	2
		< 10°	0
	Streckdefizit	0 - 10°	3
		11 - 20°	2
		21 - 30°	1
		> 30°	0
Bewegungsausmaß	$\geq 40^\circ$	6	
	30 - 39°	4	
	20 - 29°	2	
	< 20°	0	
Bewertung	Sehr gut: 14 - 15 Punkte Gut: 11 - 13 Punkte Befriedigend: 7 - 10 Punkte Schlecht: 0 - 6 Punkte		

Tabelle 1: Bewertungsschema für die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit nach Buck-Gramcko (modifiziert nach Buck-Gramcko, 1976)

Die Messung der Gesamtbeweglichkeit eines Fingers wird vor allem im angloamerikanischen Raum unter dem Begriff „total active motion“ (TAM) verwendet. In dem deutschsprachigen Raum fand das Bewertungsschema nach Buck-Gramcko eine weite Verbreitung.

Durch das Bestreben vieler Autoren, eine einfache, objektive und klinisch relevante Beschreibung der Fingerbeweglichkeit zu ermöglichen, wurden in zahlreiche

Publikationen weitere Bewertungsvorschläge veröffentlicht. Die meisten fanden, nicht zuletzt wegen ihrer Umständlichkeit, nur eine geringe Beachtung.

Die Tabelle 2 zeigt weitere häufiger verwendete Bewertungssysteme zur Erfassung der Fingerbeweglichkeit.

Autor	Langfinger				Daumen
	Meßmethode	Bewertung			Meßmethode
LITTLER (1947)	Gesamtbeugung	sehr gut: $\geq 240^\circ$, volle Streckung gut: $\geq 180^\circ$			Beugung im Endgelenk
BOYES (1950)	FKHA	Graphische Darstellung			Passive Beugung im Endgelenk Aktive Beugung im Endgelenk ($\times 100$)
WHITE (1956)	FKHA Gesamtbeugung Streckdefizit	sehr gut	gut	befriedigend	Beugung im Endgelenk, verletzte Hand Beugung im Endgelenk, gesunde Hand
		$\leq 0,5$ inch $\geq 200^\circ$ 0°	≤ 1 inch $\geq 180^\circ$ $\leq 30^\circ$	$\leq 1,5$ inch $\geq 150^\circ$ $\leq 40^\circ$	
VAN'T HOF u. HEIPLE (1958)	FKHA Streckdefekt	Graphische Darstellung der Summe aus FKHA und Streckdefekt			Beugung im Endgelenk 80° („normal“)
LINDSAY u. McDOUGALL (1960)	FKHA Gesamtbeugung Funktion	sehr gut	gut	befriedigend	
		$\leq 0,5$ inch $\geq 200^\circ$ normal	0,5–1 inch 180°–200° minimaler Defekt	1–1,5 inch 150°–180° defekt, aber nützlicher FIN	

Tabelle 2: Gängige Bewertungssysteme der Fingerbeweglichkeit
(modifiziert nach Buck-Gramcko, 1976)

Neben den oben genannten Bewertungsmethoden, die vorwiegend gemessene oder errechnete Parameter vergleichen, gibt es auch Methoden welche die Gesamtbeweglichkeit der Finger graphisch darzustellen versuchen. Eine dieser Methoden wurde von W. Pieper in der Arbeit "Die Graphische Darstellung der Fingerbeweglichkeit im Greifraum" beschrieben [48]. Er beschreibt ein „Bewegungsfeld“, in welchem jeder Punkt durch eine mögliche Stellung der Fingerspitze definiert wird. Bei voller Beweglichkeit des Fingers, können sämtliche Punkte innerhalb dieser Fläche erreicht werden, oder anders formuliert, es können ausschließlich Punkte innerhalb

dieser Fläche erreicht werden. Somit wurde der Flächeninhalt des Bewegungsfeldes als eine quantitative Größe des Bewegungsausmaßes betrachtet.

Publikationen anderer Arbeitsgruppen, die in den letzten Jahren erschienen sind, messen dieses Bewegungsfeld mit Hilfe verschiedener Methoden. Chiu und Mitab. beschreiben die Erfassung dieses Bewegungsfeldes mit Hilfe eines Bewegungsanalysesystems durch Videoaufzeichnung [10]. Die möglichen Punkte, die mit der Fingerspitze erreicht werden können, wurden von ihm in einer Fläche zusammengefasst und als „fingertip motion area“ benannt. Malaviya und Mitab. beschreiben einen so genannten Arbeitsraum, „Working space“, der durch Fingerdynamographie bestimmt wird [40]. Bei einer genaueren Analyse, handelt es sich bei diesen Arbeiten im Prinzip um den gleichen Raum in der die Fingerspitze bewegt werden kann.

1.4 PROBLEMATIK

Viele der Beurteilungsmethoden erfassen nur Teilaspekte der komplexen Bewegungsabläufe der Finger. Diese Methoden sind praktisch kaum in der Lage die „Gesamtbeweglichkeit“ eines Fingers als Ganzes korrekt zu quantifizieren. Die Berechnung der vorgeschlagenen Scores, Indices etc. ist aufwendig und deren Aussagen nicht immer leicht verständlich. Die graphischen Verfahren, wie zum Beispiel die von Pieper vorgeschlagene graphische Darstellung des „Bewegungsfeldes“ eines Fingers oder die neueren Methoden der Bewegungsanalyse mit Hilfe von computerunterstützten Videosystemen, konnten sich wegen ihrer eingeschränkten Praktikabilität im klinischen Alltag nicht durchsetzen [48].

Obwohl die korrekte Erfassung und Quantifizierung der Gesamtfingerbeweglichkeit sehr wichtig ist für die Bewertung der Operationsergebnisse, zur Qualitätssicherung beiträgt und für die Klärung auftretender Fragen im Rahmen medizinischer Gutachten hilfreich

ist, mangelt es an Methoden, die auf eine einfache, schnelle und leicht verständliche Weise, die komplexe Beweglichkeit eines Fingers als Ganzes objektiv quantifizieren und dabei die Wertigkeit der einzelnen Gelenke berücksichtigen. Wünschenswert wäre eine Methode, die ohne einen großen apparativen Aufwand und nur auf der Basis der in der Handchirurgie üblichen Messungen ein Ergebnis liefert, welches die Beantwortung der oben erwähnten Fragen ermöglicht.

Die meisten dieser Voraussetzungen werden von den Messmethoden erfüllt, die eine Darstellung und Quantifizierung eines Bewegungsfeldes ermöglichen, in dem die Fingerspitze frei bewegt werden kann [10, 12, 15, 56].

1.5 ZIEL DER ARBEIT

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung einer standardisierten, einfach durchführbaren Meßmethode zur Quantifizierung der Beweglichkeit des gesamten Fingers, nach einheitlichen Kriterien.

Diese Quantifizierungsmethode soll die Wertigkeit einzelner Gelenke berücksichtigen und wenn möglich in den meisten klinischen Situationen anwendbar sein. Für die Messung der Beweglichkeit sollen möglichst wenige und nur standardisiert gemessene Werte benötigt werden. Die Methode soll einfach anwendbar sein, und die errechneten Werte sollen möglichst intuitiv leicht nachvollziehbar sein. Im einzelnen werden folgende Ziele verfolgt:

- Mathematische Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers anhand der üblichen, im klinischen Alltag routinemäßig durchgeführten Messungen.
- Optimierung und Anpassung der mathematischen Berechnung an die klinischen Anforderungen.

- Implementierung der errechneten Formel in ein Computerprogramm, um eine leichtere Anwendung und bessere Dokumentation zu ermöglichen.
- Überprüfung und Validierung der Berechnungen im Vergleich mit anderen, bereits anerkannten Berechnungsmethoden, wie zum Beispiel die Berechnung des Bewegungsfeldes der Fingerspitze („fingertip motion area“ nach Chiu [8]).
- Untersuchung der klinischen Anwendbarkeit und Aussagekraft anhand einer signifikanten Anzahl von klinischen Fällen und im Vergleich mit anderen häufig angewendeten Bewertungsmethoden der Fingerbeweglichkeit.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1 THEORETISCHE GRUNDLAGE UND METHODE

Durch die graphische Darstellung der Beweglichkeit eines Fingers kann man nach Pieper [48] einen großen und einen kleinen Greifraum definieren (Abbildung 1). Als Greifraum ist der Weg anzusehen den ein Finger von der vollständigen Streckung aller Gelenke bis zur maximalen Beugung durchläuft. Der „große Greifraum“ wird durch den Weg begrenzt den das Fingerende nimmt, wenn zuerst eine Beugung im Metacarpophalangealgelenk (MP) vorgenommen wird, dann die maximale Beugung im proximalen Interphalangealgelenk (PIP) und im distalen Interphalangealgelenk (DIP). Der „kleine Greifraum“ ergibt sich analog aus dem Weg des Fingers, wenn MP, PIP und DIP nacheinander maximal gestreckt werden.

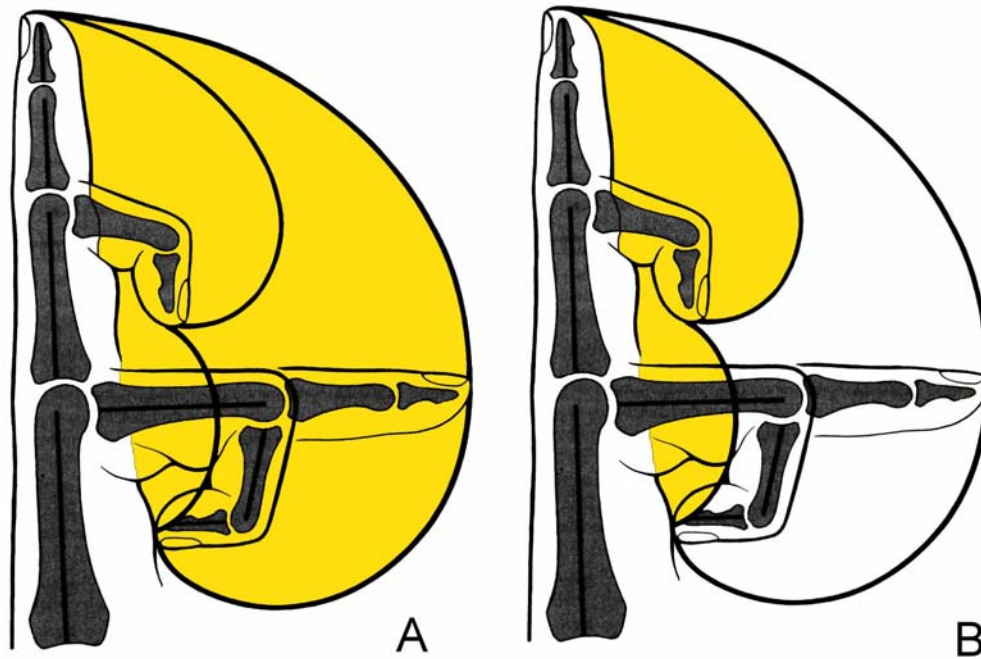


Abbildung 1: Graphische Darstellung der Fingerbeweglichkeit nach Pieper (1979): a) der große Greifraum; b) der kleine Greifraum

So entsteht bei der graphischen Darstellung ein Feld, das von Pieper als Bewegungsfeld bezeichnet wurde (Abbildung 2). Jeder Punkt in diesem Feld definiert eine mögliche Stellung des Fingers. Ist der Finger voll beweglich, kann man sämtlichen Punkte auf dieser Fläche erreichen. Ist die Beweglichkeit eines oder mehreren Gelenke eingeschränkt, ist die Summe der möglichen Stellungen auch kleiner und damit ist auch die Größe des Bewegungsfeldes geringer.

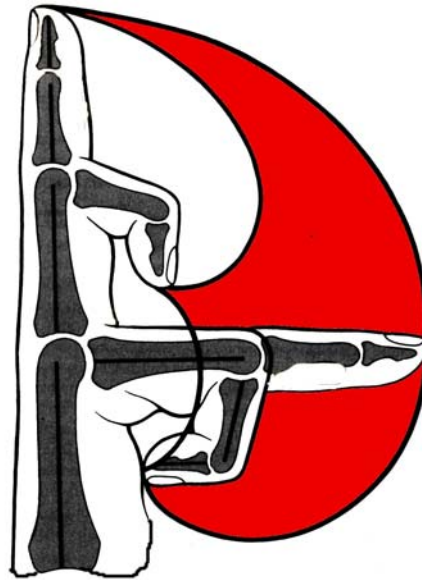


Abbildung 2: Das Bewegungsfeld eines Fingers nach Pieper (1979)

In diesem mit rot markierten „Bewegungsfeld“ wird jeder Punkt durch eine mögliche Stellung der Fingerspitze definiert. Bei voller Beweglichkeit des Fingers können sämtlichen Punkte innerhalb dieser Fläche erreicht werden. So ist der Flächeninhalt des Bewegungsfeldes eine quantitative Größe des Bewegungsausmaßes.

2.2 MATHEMATISCHE BERECHNUNG DES BEWEGUNGSFELDES DER FINGERSPITZE

Basierend auf dem graphischen Modell von Pieper wurde das so genannte „Bewegungsfeld“ mathematisch definiert und mit Hilfe einer mathematischen Gleichung berechnet.

2.2.1 Berechnung des Bewegungsfeldes

Zur Nomenklatur werden folgende Abkürzungen vereinbart (Abbildung 3): die Länge des Grundgliedes wird mit a , des Mittelgliedes mit b und die des Endgliedes mit c bezeichnet. In Anlehnung an die Neutral-Null-Methode, sei die Beweglichkeit des MC Gelenks als α_1 ; φ_1 ; ω_1 , des PIP Gelenks als α_2 ; φ_2 ; ω_2 und des DIP Gelenks als α_3 ; φ_3 ; ω_3 bezeichnet. Die Länge des Grundgliedes wird mit a , die des Mittelgliedes mit b und die des Endgliedes mit c notiert. Mit l_1 wird den Abstand zwischen Fingerspitze und MP-Gelenk bei maximaler Streckung bezeichnet. Ist die Streckung uneingeschränkt, gleicht l_1 in Neutral-Null Stellung somit der Fingerlänge. Bei maximaler Beugung aller Gelenke sei der oben genannte Abstand mit l_2 bezeichnet.

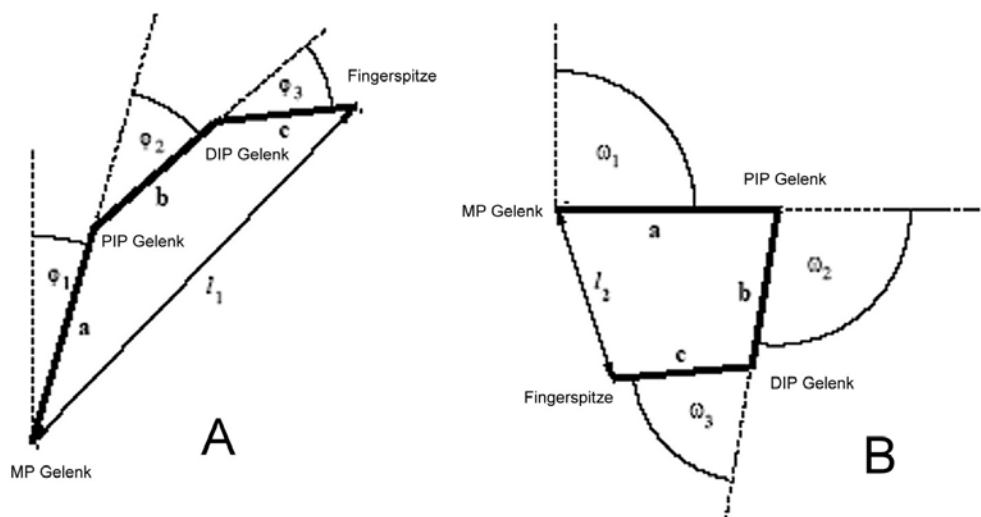


Abbildung 3: Nomenklaturvereinbarung für die mathematische Berechnung: a) Finger in Streckung; b) Finger in Beugstellung

Um das größtmögliche Bewegungsfeld (BWF) zu erreichen, muss der Finger nach Pieper, ausgehend von der Neutral-Null Stellung, den folgenden Bewegungsablauf in sechs Schritten ausführen (Abbildung 4): 1) Beugung im MP; 2) Beugung im PIP Gelenk;

3) Beugung im DIP Gelenk; 4) Streckung im MP Gelenk; 5) Streckung im PIP Gelenk und
6) Streckung im DIP Gelenk.

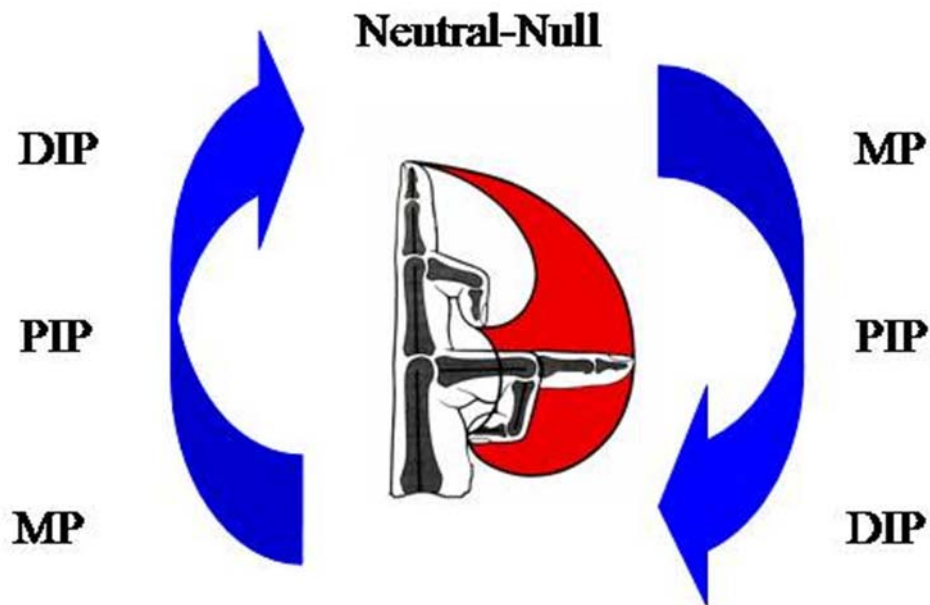


Abbildung 4: Optimaler Bewegungsablauf um das größtmögliche Bewegungsfeld zu erreichen

In den Schritten 1 bis 3 zeichnet die Fingerspitze die Begrenzungsline des großen Greifraumes (gGR) und in den Schritten 4 bis 6 die des kleinen (kGR). Entsprechend der einzelnen Bewegungsschritte, werden die Greifräume jeweils in 4 Flächen unterteilt (Abbildung 5). Die Flächen A1 bis A3 werden bei den Bewegungen 1 bis 3 vom Finger überstrichen. Wie aus Abbildung 5 ersichtlich, ist B ein Viereck mit den Seiten a, b, c, l_2 . Ähnlich erfolgt die Aufteilung des kGR in A4-A6. Die zu berechnende BWF ergibt sich aus der Differenz aus dem großen (gGR) und kleinen Greifraum (kGR):

$$BWF = gGR - kGR = (A1+A2+A3+B) - (A4+A5+A6+B)$$

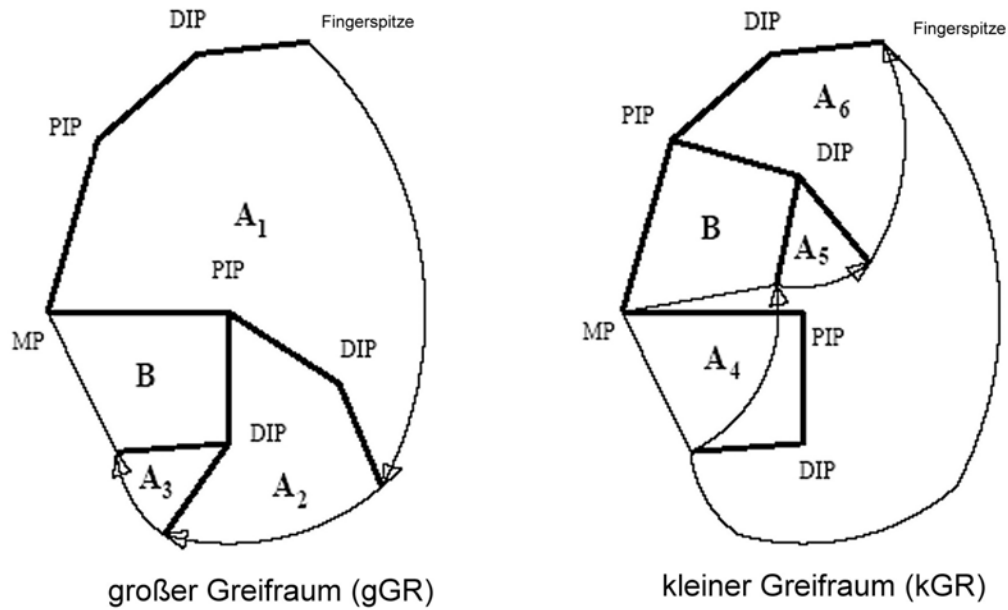


Abbildung 5: Unterteilung der Greifräume nach den einzelnen Bewegungsschritten

Die Flächen A2 und A6, bzw. A3 und A5 sind jeweils identisch, alle Seitenlängen und Winkel sind gleich). Damit vereinfacht sich die obere Formel zu:

$$BWF = A1 - A4$$

Aus Abbildung 6 ist ersichtlich, daß die Fläche A1 so groß ist wie die eines Kreissegmentes mit Radius l_1 und Öffnungswinkel $\omega_1 - \varphi_1 + \alpha_1$. Man beachte dabei, dass entweder α_1 oder φ_1 gleich Null ist, je nachdem, ob eine Überstreckung im MP Gelenk vorliegt oder nicht. Somit ergibt sich die Fläche A1 zu:

Eingabeparameter benötigt, standardmäßig gemessen, nicht jedoch die Längen l_1 und l_2 .

Deshalb ist es sinnvoll, die Größen l_1 und l_2 mathematisch zu errechnen.

Die Größen l_1 und l_2 kann man aus den Längen und Bewegungswinkeln der einzelnen Fingerglieder errechnen. Die Bestimmung von l_1 wird im Folgenden erläutert (Abbildung 7).

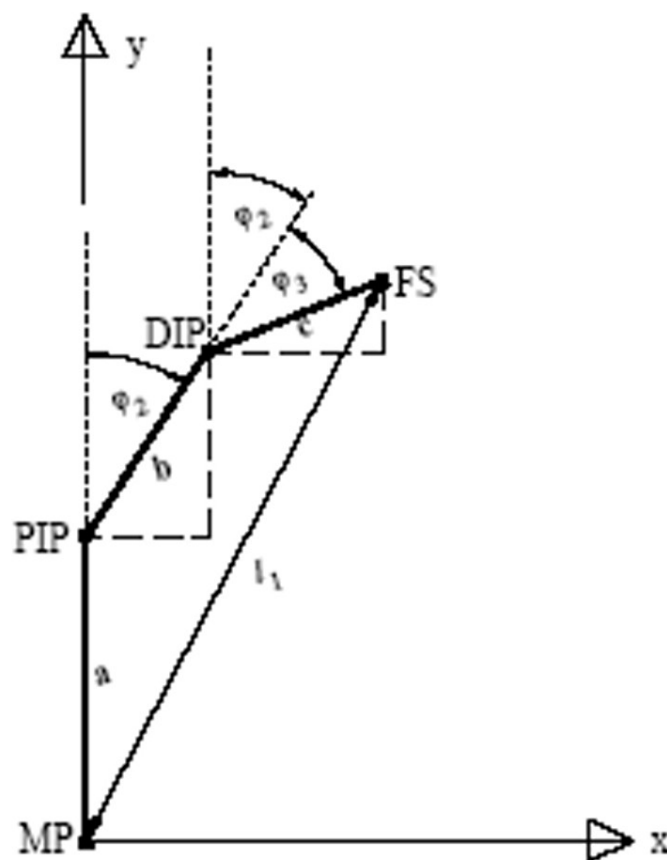


Abbildung 7: Berechnung des Greifraumes eines Fingers (II)

Gegeben sind vier Punkte in der Ebene: MP, PIP, DIP und FS (= Fingerspitze). Man lege ein rechtwinkliges Koordinatensystem so über das von den vier genannten Punkten

gebildetes Viereck, dass MP im Koordinatenursprung und PIP auf der positiven y-Achse liegen. Dann haben bei maximal gestrecktem Finger in diesem Koordinatensystem die "Gelenke" und die "Fingerspitze" die Koordinaten:

- MP: $\{0;0\}$
- PIP: $\{0; a\}$
- DIP: $\{b \cdot \sin(\varphi_2 - \alpha_2); a + b \cdot \cos(\varphi_2 - \alpha_2)\}$
- FS : $\{b \cdot \sin(\varphi_2 - \alpha_2) + c \cdot \sin(\varphi_2 + \varphi_3 - \alpha_2 - \alpha_3); a + b \cdot \cos(\varphi_2 - \alpha_2) + c \cdot \cos(\varphi_2 + \varphi_3 - \alpha_2 - \alpha_3)\}$

Da l_1 der Betrag des Ortsvektors zum Punkt FS ist, ergibt sich für $(l_1)^2$:

$$(l_1)^2 = [b \cdot \sin(\varphi_2 - \alpha_2) + c \cdot \sin(\varphi_2 + \varphi_3 - \alpha_2 - \alpha_3)]^2 + [a + b \cdot \cos(\varphi_2 - \alpha_2) + c \cdot \cos(\varphi_2 + \varphi_3 - \alpha_2 - \alpha_3)]^2$$

Gleichung (2)

Auf völlig analoge Weise erhält man:

$$(l_2)^2 = [b \cdot \sin(\omega_2 - \alpha_2) + c \cdot \sin(\omega_2 + \omega_3 - \alpha_2 - \alpha_3)]^2 + [a + b \cdot \cos(\omega_2 - \alpha_2) + c \cdot \cos(\omega_2 + \omega_3 - \alpha_2 - \alpha_3)]^2$$

Gleichung (3)

Liegen nach einer Standarduntersuchung die Größen der Bewegungswinkel vor und werden ferner die Längen der drei Fingerglieder gemessen, so ermöglichen die obigen Ausdrücke für $(l_1)^2$ - Gleichung (2) - und $(l_2)^2$ - Gleichung (3) - zusammen mit der Gleichung (1) die Berechnung des Bewegungsfeldes (BWF) eines Fingers.

2.2.2 Optimierung und Anpassung der Berechnungsformel

Wenn die Größe des Bewegungsfeldes als quantitative Größe für die Fingerbeweglichkeit betrachtet wird, reicht es nicht dies in absoluten Zahlen zu quantifizieren. Für die praktische Anwendbarkeit muss die errechnete quantitative Größe für die

Fingerbeweglichkeit unabhängig von der Fingerlänge und von einer bestimmten Messeinheit sein, um vergleichende Untersuchungen zwischen verschiedenen Kollektiven zu ermöglichen. Um dies zu erreichen ist es notwendig die gemessene/errechnete absolute Größe des Bewegungsfeldes weiter mathematisch zu bearbeiten. Dies kann durch eine Normierung erreicht werden. Normiert man z. B. auf die Fingerlänge 1, so werden die normierten Fingergliedlängen a_N , b_N , c_N dimensionslose Zahlen der Größe $a_N = a / (a + b + c)$, $b_N = b / (a + b + c)$, $c_N = c / (a + b + c)$. Man verifiziert leicht $a_N + b_N + c_N = 1$, d.h. die normierte Fingerlänge ist 1, unabhängig davon ob es sich um einen langen oder kurzen Finger handelt. Verwendet man also diese normierte Fingerlängen a_N , b_N , c_N anstelle von a , b , c , so wird die berechnete Größe des Bewegungsfeldes von der Fingerlänge unabhängig sein. Durch die Normierung ist die Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers nicht mehr von der tatsächlichen Länge der Fingerglieder abhängig sondern nur noch von dem Längenverhältnis dieser zueinander.

Dadurch wird die in dieser Arbeit vorgestellte mathematische Bewertungsmethode unabhängig von der tatsächlichen Fingerlänge. Dies ist wichtig, denn die Fingerlänge wird in Standarduntersuchungen heute nicht gemessen oder dokumentiert.

Dieses Längenverhältnis zwischen den Fingergliedern ist bei gesunden Langfingern konstant und so beschaffen, dass der Bewegungsbereich eines Fingers beim Beugen und Strecken sich etwa mit einer gleichwinkligen oder logarithmischen Spirale deckt, der so genannten Fibonacci – Kurve (Abbildung 8) [51].

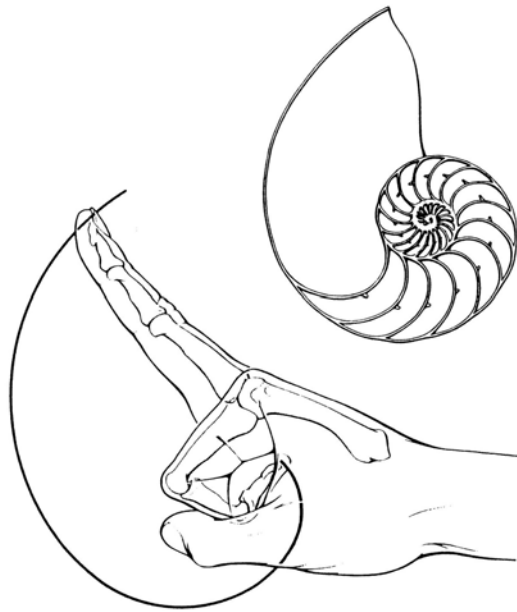


Abbildung 8: Bewegungsbereich eines Fingers beim Beugen und Strecken - Fibonacci Kurve (nach Schmidt und Lanz, 1992)

Man benötigt lediglich eine statistische Aussage, die das Verhältnis der Fingerglieder zueinander festlegt. Das Längenverhältnis der Glieder eines Fingerstrahls wurde 1972 von Littler untersucht [38]. Er fand die folgenden Mittelwerte: Metacarpale = 7,1 cm, Grundglied = 4,6 cm, Mittelglied = 2,8 cm und Endglied = 1,8 cm. Aus dem Zahlenverhältnis von 1/1, 618, das dem Goldenen Schnitt entspricht, leitet sich auch die Fibonacci Zahlenreihe ab, in der jedes Glied gleich der Summe der beiden vorangehenden Glieder ist [60]. Somit ist die normierte Länge der Fingerglieder: $a_N = 4,6 / 9,2 = 0,5$; $b_N = 2,8 / 9,2 = 0,0343$; $c_N = 1,8 / 9,2 = 0,01956$. Diese Werte können in den Gleichungen 1, 2 und 3 übernommen werden.

Ebenso wie die Normierung auf die Fingerlänge = 1, kann die Fingerlänge natürlich auf eine beliebige andere Fingerlänge normiert werden. Aus Gründen der Anschaulichkeit haben wir uns in dieser Arbeit für die „Normierung auf den Musterfinger“ entschieden.

Sinngemäß bedeutet dies folgendes: Wir definieren einen so genannten „Musterfinger“. Die Gliedlängen des Musterfingers setzen wir wie folgt fest: $a = 4,6 \text{ cm}$, $b = 2,8 \text{ cm}$, $c = 1,8 \text{ cm}$. Die Fingerlänge des Musterfingers ist demnach in cm angegeben. Wird nun der Finger eines Patienten untersucht, so genügt es – sofern keine Amputationen oder Fingergliedverkürzungen vorliegen – in einer üblichen Standarduntersuchung die Beugungswinkel aller drei Gelenke nach der Neutral-Null-Methode zu messen. Für die Berechnung des Bewegungsfeldes verwenden wir nun in den Gleichungen (1), (2) und (3) die aus der Messung stammenden Winkelangaben des Fingers, jedoch nicht die tatsächlichen Fingergliedlängen a , b und c des untersuchten Fingers. Die tatsächlichen Längen der Fingerglieder werden bei der Standarduntersuchung gar nicht erhoben, und liegen daher in der Regel nicht vor. Stattdessen verwenden wir für die Berechnung mit den Gleichungen (1), (2) und (3) die Fingergliedlängen des Musterfingers. Die Bewegungsfeldgröße, die wir auf diese Weise errechnen, ist daher in Realität die Bewegungsfeldgröße des Musterfingers (mit Länge $9,2 \text{ cm}$), dessen Gelenkbeugeeigenschaften wir jedoch exakt in dem Maße eingeschränkt haben, wie es beim untersuchten Finger des Patienten der Fall ist.

Liegt in bei einem der Fingerglieder eine Verkürzung oder Amputation vor, so muss in der Untersuchung durch Vergleich mit dem gesunden Finger der anderen Hand ermittelt werden, wie stark das jeweilige Fingerglied prozentuell verkürzt ist. Das jeweilige Fingerglied des Musterfingers geht dann, um den gleichen Prozentsatz verkürzt, in die Berechnungsformeln ein.

Dieses Verfahren nennen wir Normierung auf den Musterfinger. Es erlaubt uns, die Größe des Bewegungsfeldes (in cm^2) von der Fingerlänge unabhängig zu berechnen. Für zwei Finger, die in allen Gelenk-Beugewinkeln übereinstimmen, errechnen wir dadurch dieselbe Bewegungsfeldgröße (Gliedverkürzungen ausgenommen). Erst dadurch können wir die Beweglichkeit der Finger von Kindern und Erwachsenen, von

Zeige- und kleinen Fingern, auf eine gemeinsame Skala projizieren und direkt miteinander vergleichen.

Um einen Vergleich der Beweglichkeit der Finger untereinander oder die von unterschiedlichen Patienten zu realisieren, ist es auch möglich, als Referenzfinger die Finger der Gegenseite oder die Mittelwerte eines bestimmten Patientenkollektives zu nehmen. In der Praxis wäre es wünschenswert die Ergebnisse in Prozent [%] anzugeben. Dies erlaubt einen leichteren Vergleich verschiedener Finger untereinander. Die Ausgabe dieser Ergebnisse in Prozente (%) ist auch intuitiv wesentlich leichter verständlich. Dafür lautet die mathematische Formel:

$$\text{BWF in \%} = (\text{BWF Finger aus Gleichung (1)} / \text{BWF Musterfinger}) \times 100$$

2.2.3 Implementierung der Formel in das Computerprogramm

Um die praktische Anwendung der oben genannten Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers im klinischen Alltag zu ermöglichen wurde ein Computerprogramm erstellt, das es erlaubt mit Hilfe einer graphischen Oberfläche die Dateneingabe, Visualisierung und Berechnung des Bewegungsfeldes der einzelnen Finger. Die Programmierung erfolgte in der Programmiersprache Visual Basic unter Anwendung von Visual Studio.NET 2002®, Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA. Die Datenverwaltung erfolgt durch den Zugriff auf eine Datenbank, basierend auf Microsoft Access 2002®, Microsoft Corp., Redmond, Washington, USA.

2.3 VALIDIERUNG DER MESSMETHODE

Um die Validität, die Aussagekraft sowie die klinische Anwendbarkeit der oben beschriebenen Berechnungsmethode des Bewegungsfeldes eines Fingers zu überprüfen, wurden sowohl eine mathematische Analyse der errechneten Formel in Bezug auf die Abhängigkeit der Größe des errechneten Bewegungsraumes von der Beweglichkeit der einzelnen Fingergelenke vorgenommen, als auch die Anwendung an Probanden und Patienten überprüft.

2.2.1 Mathematische Analyse

Die mathematische Formulierung der Methode von Pieper erlaubt eine parametrische Studie, die die Empfindlichkeit der Größe des Bewegungsraumes in Abhängigkeit von einzelnen Winkelangaben der einzelnen Fingergelenke veranschaulicht. Die parametrische Studie basiert auf folgenden Daten und Definitionen:

- es wird keine Normierung vorgenommen, die Größe des Bewegungsraumes BWF wird unmittelbar in cm^2 ausgegeben.
- für die nachfolgende parametrische Studie sind die Phalanxlängen willkürlich als $a = 5,0 \text{ cm}$, $b = 3,0 \text{ cm}$, $c = 2,0 \text{ cm}$ definiert. Mit diesen Phalanxlängen errechnet man für einen Finger mit normaler Beweglichkeit (MP: 10-0-90; PIP: 0-0-100 und DIP: 0-0-80) ein Bewegungsfeld von $\text{BWF} = 74,3 \text{ cm}^2$.

Die Berechnungen und Grafiken wurden mit der Software MATHEMATICA®, Wolfram Research Ltd., Long Hanborough, Oxfordshire, UK erstellt.

2.2.2 Untersuchungen an Probanden

In einem ersten Untersuchungsschritt wurden 5 asymptomatischen, gesunden männlichen Probanden im Alter zwischen 22 und 34 Jahre (Altersdurchschnitt: 27,4

Jahre) untersucht. Die Messung der Fingerbeweglichkeit der Probanden erfolgte mit Hilfe von zwei unterschiedlichen Methoden: einmal wurden die aktiven Bewegungen der einzelnen Fingergelenke der beiden Hände in klassischer Weise nach der Neutral-Null Methode mit einem Winkelmesser gemessen. Die Messungen erfolgten in einer 90° Beugung in Ellenbogen und 30° Extension im Handgelenk [41]. Bei jedem Probanden wurden die Messungen dreimal durchgeführt, dem Mittelwert dieser Messungen wurde als wahrer Wert betrachtet.

Die zweite Messreihe erfolgte mit einem Video-Bewegungsanalysesystem mit digitalen Kameras Typ SIMI Motion®, SIMI Motion Systems GmbH, Unterschleißheim, Germany. Zu dem Zweck wurden die Fingergelenke beider Hände mit reflektierenden Marker mit einem Durchmesser von 5 mm markiert (Abbildung 9). Der Unterarm und das Handgelenk wurden mit Hilfe einer speziell angefertigten Schiene ruhig gestellt, so dass alle Probanden in denselben standardisierten Position (90° Beugung in Ellenbogen und 10° Extension im Handgelenk) untersucht wurden. Die Fingerbewegungen wurden simultan von zwei Hochgeschwindigkeit Videokameras aus unterschiedlichen Winkeln gefilmt. So konnte die Position der einzelnen Fingergelenke während des gesamten Bewegungsablaufes mit Hilfe ihrer x, y und z Raumkoordinaten bestimmt werden. Aus diesen Daten wurden die Winkelangaben der Beweglichkeit der einzelnen Gelenke berechnet. Ebenfalls konnte der Bewegungsraum der Fingerspitze, analog der von Chiu und Mitab. beschriebenen „fingertip motion area“ Methode direkt gemessen werden [9].



Abbildung 9: Markierung der Fingergelenke mit reflektierenden Marker für die Bewegungsanalyse

Alle Probanden wurde aufgefordert mit jeder Hand einzeln über 10 Bewegungszyklen eines standardisierten Bewegungsablaufs (siehe Abbildung 4) durchzuführen. Durch die automatische Identifizierung der Position der Marker auf dem aufgenommenen Video wurde sowohl das Bewegungsausmaß in den einzelnen Fingergelenken als auch die Größe des Bewegungsfeldes des Fingers berechnet (Abbildung 10).

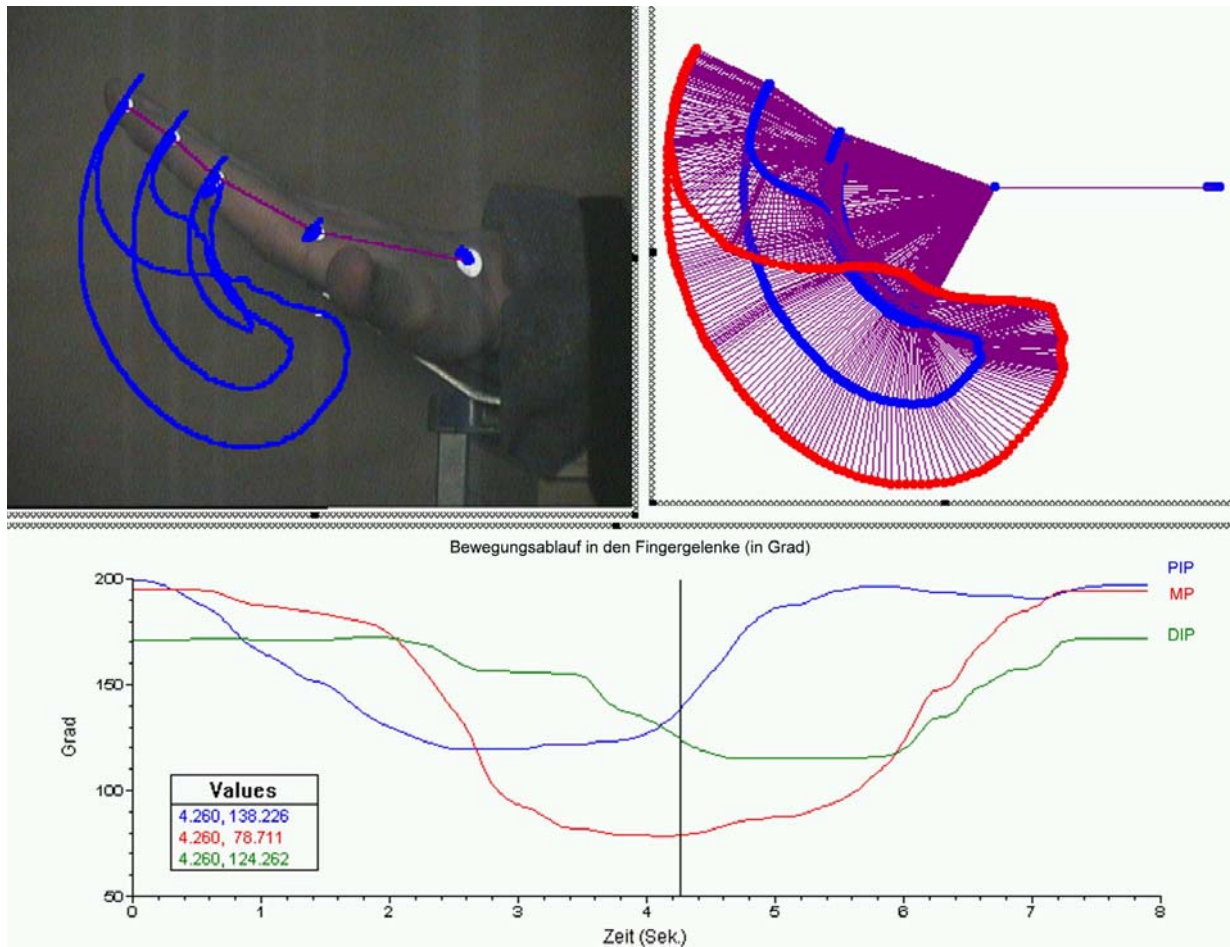


Abbildung 10: Bewegungsanalyse der Langfinger

Die komplexen dreidimensionalen Bewegungen des Daumens wurden in drei, immer in einer Ebene stattfindenden, Einzelbewegungen unterteilt (Abbildung 11).

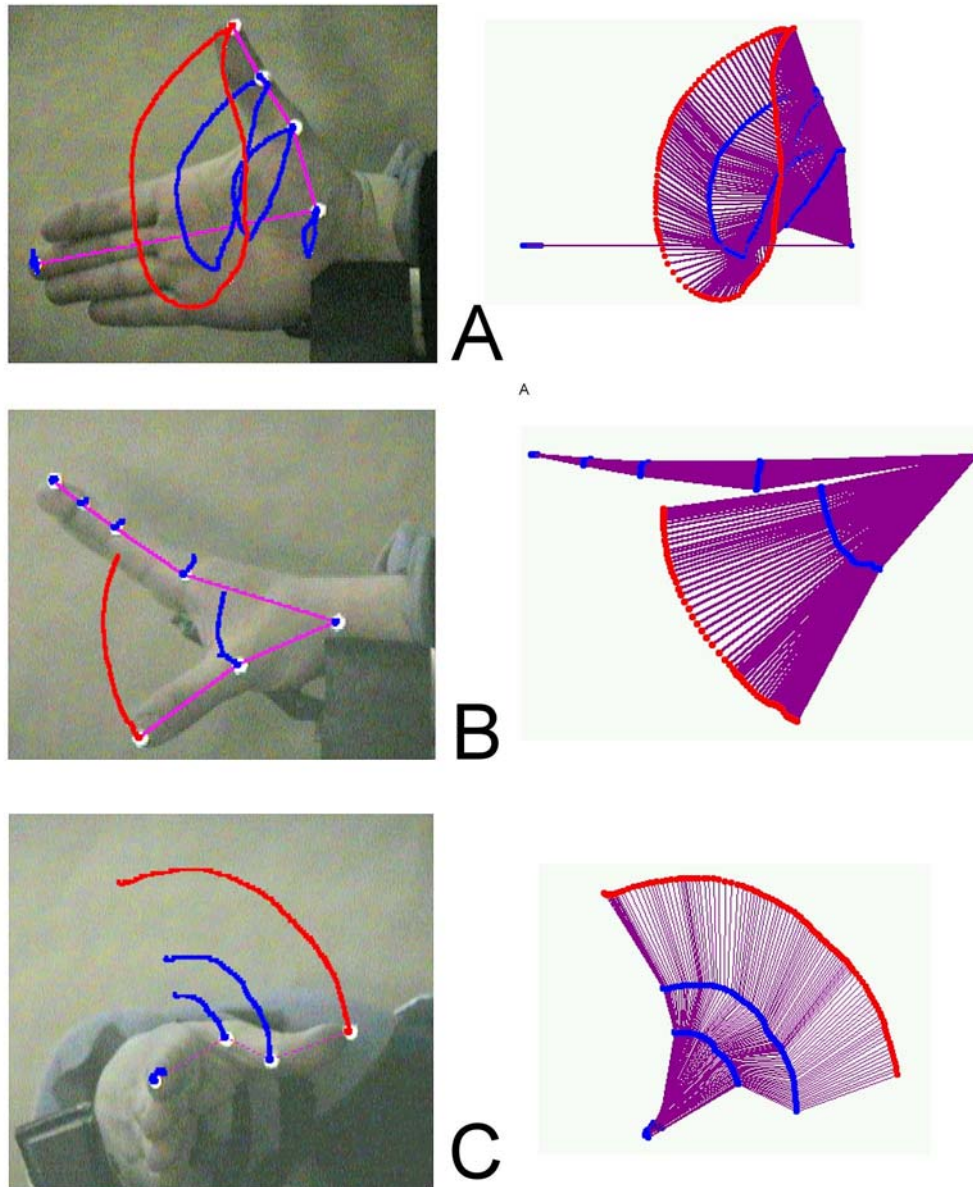


Abbildung 11: Aufteilung der dreidimensionalen Daumenbewegung in drei Einzelbewegungen: a) Beugung/Streckung in Sattel-, Metacarpophalangeal- und Interphalangealgelenk; b) Abduktion des Daumens 90° zur Handebene; c) Zirkumduktion des Daumens

Die konventionellen Winkelmessungen in den einzelnen Fingergelenken mit dem Winkelmesser wurden mit den berechneten Winkelangaben aus der videounterstützte Bewegungsanalyse verglichen. Die Winkelangaben der Beweglichkeit der einzelnen Fingergelenke aus der videounterstützten Bewegungsanalyse wurden als

Eingabeparameter für die errechnete Formel zur Bestimmung des Bewegungsfeldes eines Fingers verwendet.

Die so auf zwei unterschiedliche Arten - einerseits mit Hilfe der mathematischen Formel andererseits mit dem Bewegungsanalysesystem - ermittelten Größen des Bewegungsfeldes der Fingerspitze wurden miteinander verglichen und mit Hilfe der statistischen Analyse auf Korrelation untersucht.

2.2.3 Klinische Beispiele

Untersucht wurde ein Patientenkollektiv von 51 Patienten aus der Abteilung für Handrehabilitation, Medical Park Kliniken GmbH, Bad Wiessee im Alter zwischen 23 und 76 Jahre ($48.66 \pm 10,15$), davon 19,6% Frauen und 80,4% Männer. Die meisten Patienten befanden sich in der Rehabilitation nach mittelschweren und schweren Handverletzungen. Die Messung der Fingerbeweglichkeit erfolgte durch die Bestimmung der Bewegungswinkel der einzelnen Gelenke nach der Neutral-Null Methode mit Hilfe eines klassischen Winkelmessers. Zusätzlich wurden weitere lineare Messungen, wie die FKHA der Langfinger, Handspanne, etc. vorgenommen und mit Hilfe eines standardisierten Untersuchungsbogens dokumentiert. Alle Messungen wurden von zwei erfahrenen Handtherapeuten durchgeführt. Die Länge der einzelnen Finger wurde bei Verletzungen ohne Knochenbeteiligung nicht routinemäßig gemessen. Bei Verletzungen mit Knochenbeteiligung wurde die Länge der einzelnen Phalangen mit Hilfe des Röntgenbildes gemessen.

In einem ersten Schritt sollte die Korrelationen zwischen dem gemessenen Bewegungsfeld eines Fingers in cm^2 , mit dem von unserem Programm errechneten Prozent der Beweglichkeit des Betroffenenfingers gegenüber eines "Musterfingers" untersucht werden. Grund dafür ist, dass das erstellte Programm die Beweglichkeit eines

Fingers als Mittelwert zwischen der Bewegungsfläche des Fingers und Länge des Bewegungsbogens berechnet. Im Falle der Langfinger handelte es sich nur um die Beweglichkeit der Fingerspitzen in einer Ebene, die dreidimensionalen Bewegungen des Daumens wurden als jeweils getrennte Bewegungen in drei unterschiedlichen Ebenen betrachtet.

Mit Hilfe der erhobenen Messdaten wurde die Beurteilung der Fingerbeweglichkeit nach der im angloamerikanischen Raum weit verbreiteten Messung der Gesamtbeweglichkeit eines Fingers, der so genannten „total active motion“ (TAM), errechnet. Ebenfalls wurde die Beweglichkeit der einzelnen Finger nach dem Beurteilungsschema von Buck-Gramcko [7] untersucht, eine Beurteilungsmethode die vor allem im deutschsprachigen Raum eine breite Anwendung hat. Die gemessenen Werte wurden auch als Eingabeparameter in dem von uns erarbeiteten Computerprogramm verwendet. So konnte auch das Bewegungsfeld der Finger errechnet werden. Durch den Vergleich dieser drei Beurteilungsmethoden untereinander und der Korrelation der ermittelten Ergebnisse mit dem Bewegungsausmaß der einzelnen Fingergelenke, konnte sowohl die Wertigkeit der Bewegungsfeldmessung eines Fingers gegenüber den anderen Bewertungskriterien, als auch die Aussagekraft der Methode analysiert werden.

2.4 STATISTISCHE AUSWERTUNG

Stetige Variablen werden als Mittelwert und Standardabweichung angegeben. Um bivariate Korrelationen zwischen den untersuchten Methoden zur Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit zu beschreiben wurde bei den Untersuchungen an Probanden der nicht-parametrische Korrelationskoeffizient von Spearman verwendet.

Für alle signifikanten Assoziationen die sich bei diesen Analysen ergaben wurden zusätzlich Streudiagramme erstellt und lineare Regressionsmodelle berechnet.

Um die Zusammenhänge zwischen den unterschiedlichen Messverfahren der Fingerbeweglichkeit zu beschreiben wurde bei den untersuchten Patienten der Pearson Korrelationskoeffizienten berechnet, Die durchgeführte lineare Regressionsanalyse dient dazu diesen Zusammenhang zu quantifizieren.

Alle Tests wurden zweiseitig auf einen Signifikanzniveau von 5% durchgeführt. Für die Auswertung wurde das Programm SPSS Version 13 (SPSS Inc., Chicago, Ill. USA) verwendet.

3. ERGEBNISSE

3.1 IMPLEMENTIERUNG DER FORMEL IN EINE SOFTWARE

Für die leichtere Anwendung dieser Formel wurde ein Computerprogramm erstellt (DigiMeter[®], Kovacs und Mitarb. 2003) (Abbildung 12). Durch die Eingabe der in der Klinik gängigen Messwerte ist es möglich den Bewegungsablauf eines Fingers graphisch, mit Hilfe einer Computeranimation realitätsgetreu darzustellen, diese Beweglichkeit mathematisch zu quantifizieren und das Ergebnis im Vergleich, z.B. mit einem „Musterfinger“ oder dem gesunden Finger der Gegenseite, prozentual anzugeben. Durch die Anbindung des Programms an eine Datenbank ist es möglich, bereits vorhandene Daten auszuwerten, größere Patientenkollektive unter Berücksichtigung verschiedener Fragestellungen auszuwerten und Krankheitsverläufe zu dokumentieren (Abbildung 12, B).

DigiMETER V1-Test Copyright Dr. Laszlo Kovacs

COMPUTER AIDED ASSESSMENT OF FINGER MOBILITY

Search...

Last name

First name

Date of birth

New Patient

Patient ID

auto

Please select a finger

Continue

A

Einsicht in die Datenbank...

Connected database: DB_and_inFinger26.mdb

Patienten

Nach PatientID	Alphabetisch	Vorname	Geburtsda
1	Newman	Paul	12.07.1
8	Buonarroti	Michelangelo	12.07.1
9	Gott	Karel	22.11.1
10	Horn	Guldo	01.06.1
11	Wirog	Wila	30.07.1

Schließen...

Untersuchungsergebnisse

UNummer	PatientID	UDatum	Finger	Bewgl-Standard	Bewgl-GFAH
1	5	28.05.99	klein_l	66	71
2	6	28.05.99	zeige_l	13.5	
3	7	28.11.03	klein_r	86	
4	7	28.11.03	ring_r	103.5	
5	8	28.11.03	mittel_r	71.5	

Untersuchungs-details

UNummer	Fläche	Man-Bogen	Mitt-Bogen	As-Bogen	psp.bogl	ab%
1	57	75			1	100
2	0	27			1	100
3	82	90			1	100
4	104	103			1	100
5	70	73			1	100

Untersuchungs-details

UNummer	Fläche	Man-Bogen	Mitt-Bogen	As-Bogen	psp.bogl	abfinger
1	65	83			1	0
5	26	76			1	0

B

INPUT angles and phalanx lengths

Initialize all

Initialize angles

Right hand, index finger

Model finger with 100% mobility

Standard finger

Compare to:

Standard finger

UFOH

MP joint

PIP joint

DIP joint

Projected phalanx length in cm

Proximal

Middle

Distal

Alter in case of amputation...

Calculate

C

INPUT angles and phalanx lengths

Initialize all values

Right hand, thumb

Model finger with 100% mobility

Standard finger

Compare to:

Standard finger

UFOH

Radial abduction (CMC joint)

Palmar abduction (CMC joint)

Circular excursion (CMC joint)

Angles MP joint

Angles PIP joint

Projected phalanx length in cm

Proximal

Middle

Distal

Alter in case of amputation...

Calculate

D

Computed results...

Contribution ratio area

Recalculate

Animation...

Speed...

Compared to:

Standard

UFOH

Relative area of motion (AOM)

Relative curve of motion (COM)

Standard finger mobility

Finger mobility compared to UFOH

New examination

Back...

E

Computed results...

Contribution ratio area

Recalculate

Animation...

Speed...

Compared to:

Standard

UFOH

Relative bending curve

Relative circular excursion curve

Relative opposition curve

Relative area of motion (AOM)

Relative curve of motion (COM)

Standard finger mobility

Finger mobility compared to UFOH

New examination

Back...

F

Abbildung 12: Computerprogramm zur Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers: a) allgemeine Eingabemaske für die Patientendaten und Auswahl des untersuchten Fingers; b) der Datenbank; c) Eingabemaske für einen Langfinger; d) Eingabemaske für den Daumen; e) Ergebnisse Langfinger; f) Ergebnisse Daumen

In der Eingabemaske werden die Patientendaten erfasst, die in einer Datenbank aufgenommen werden und der zu untersuchende Finger wird ausgewählt (Abbildung 12, A). In der Eingabemaske für den Langfinger werden die Bewegungswinkel der Gelenken (MP, PIP, DIP) in üblicher Weise nach der Neutral-Null-Methode eingegeben (Abbildung 12, C). Auf der rechten Seite sind die bereits im Voraus gespeicherten Referenzwerte eingetragen. Ein Eintrag im Fenster „Länge der Fingerglieder“ ist nur im Falle einer Amputation, Resektionsarthrodese oder einer Knochenverkürzung anderer Ursache notwendig. In diesen Fällen ist die Messung der Knochenlänge anhand des Röntgenbildes möglich, weil das Programm die eingegebenen Werte automatisch in Prozente umrechnet und somit wird die Messung von dem Vergrößerungsfaktor des Röntgenbildes unabhängig. Das Bewegungsfeld des Fingers wird von dem Programm aufgrund der eingegebenen Daten errechnet und als Animation realitätsgetreu dargestellt (Abbildung 12, E).

Analog gibt es eine Eingabemaske für die Daumenbeweglichkeit (Abbildung 12, D). Hier wird die dreidimensionale Beweglichkeit des Daumens in drei zweidimensionale Bewegungen unterteilt und mit Hilfe von zwei gleichzeitig ablaufenden zweidimensionalen Graphiken dargestellt. Die Ergebnisse werden in der Abbildung 12, E dargestellt, wo in der rechten unteren Ecke die Beweglichkeit des Fingers in Prozente angegeben wird.

3.2 MATHEMATISCHE ANALYSE

Aus Gleichungen (1), (2) und (3) ist der Beitrag der Beugungswinkel des MP Gelenks sofort ersichtlich. BWF ist demnach proportional zum effektiven MP Beugungswinkel ($\omega_1 - \varphi_1 + \alpha_1$). Die Beiträge der Beugungswinkel der PIP und DIP Gelenke sind nicht so leicht ersichtlich und werden mit Hilfe einer parametrischen Studie in den nachfolgenden Grafiken aufgezeigt.

Abbildung 13 zeigt die Abhängigkeit der Bewegungsfläche eines Fingers von der Beugstellung (Abbildung 13, A) und von dem Streckdefizit in dem PIP Gelenk (Abbildung 13, B). Der kombinierte Einfluss des Beuge-, bzw. Streckdefizites in dem PIP Gelenk wird in Abbildung 13, C dargestellt.

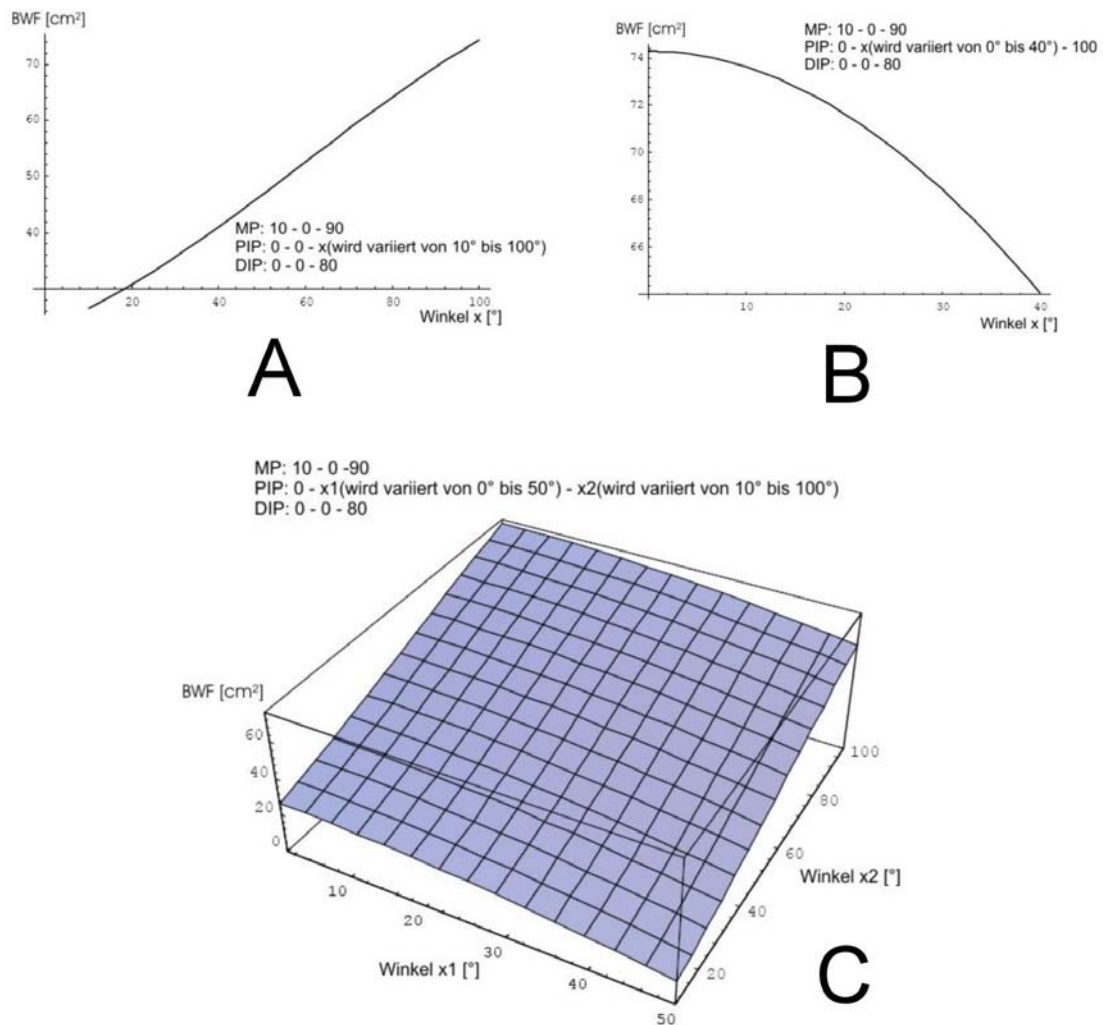


Abbildung 13 Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers im PIP Gelenk auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss der Beugung im PIP Gelenk; b) Einfluss des Streckdefizites im PIP Gelenk; c) der kombinierte Einfluss der Beugung und des Streckdefizites.

Zu beachten ist, dass in den Oberflächendiagramm Abbildung 13, C die Winkelkombinationen mit $x_1 > x_2$ in klinischen Untersuchungen nicht möglich sind.

Analog zeigen die Grafiken in Abbildung 14 den Einfluss der Beugungswinkel des DIP Gelenks auf die Größe der Bewegungsfläche eines Fingers (Abbildung 14). Auch in diesen Fällen sind Winkelkombinationen mit $x_1 > x_2$ in klinischen Untersuchungen nicht möglich.

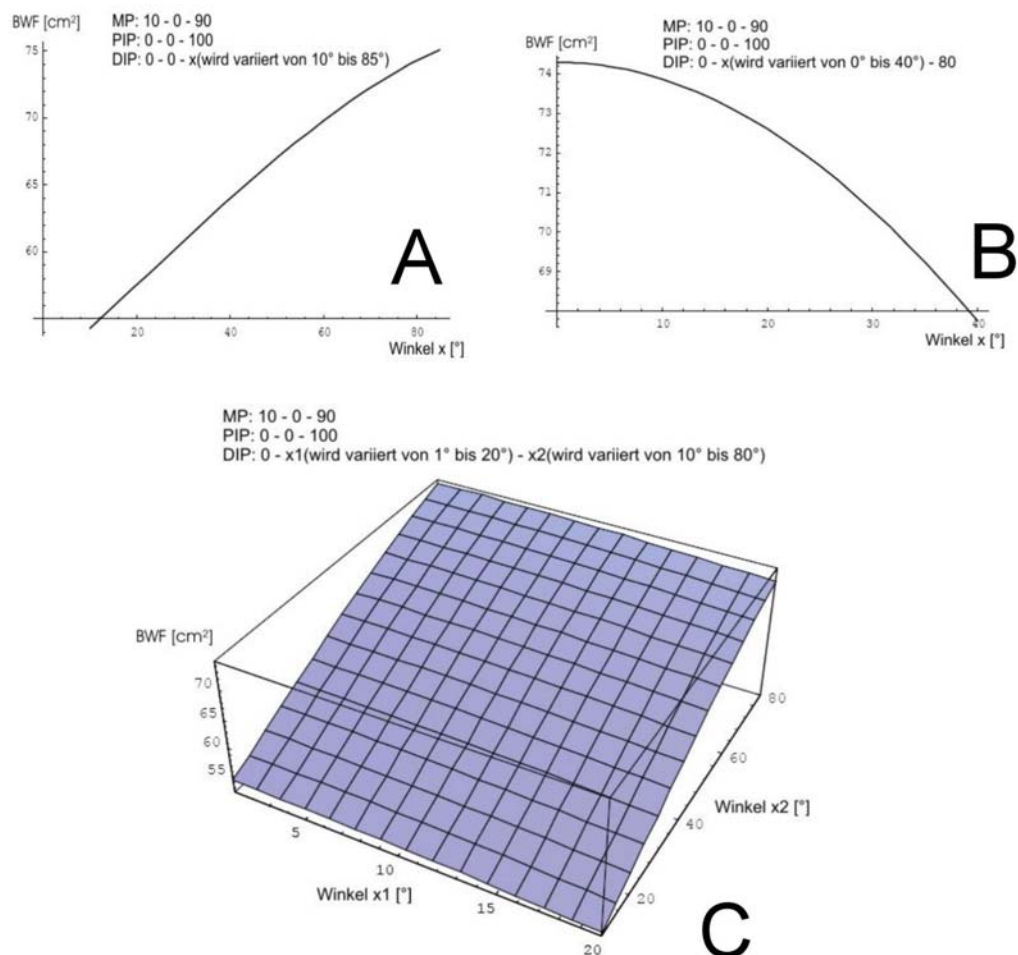


Abbildung 14: Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers im DIP Gelenk auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss der Beugung im DIP Gelenk; b) Einfluss des Streckdefizites im DIP Gelenk; c) der kombinierte Einfluss der Beugung und des Streckdefizites.

Der kombinierte Einfluss der gleichzeitig bestehenden Streck-, bzw. Beugedefizite in den PIP und DIP Gelenken ist in der Abbildung 15 dargestellt.

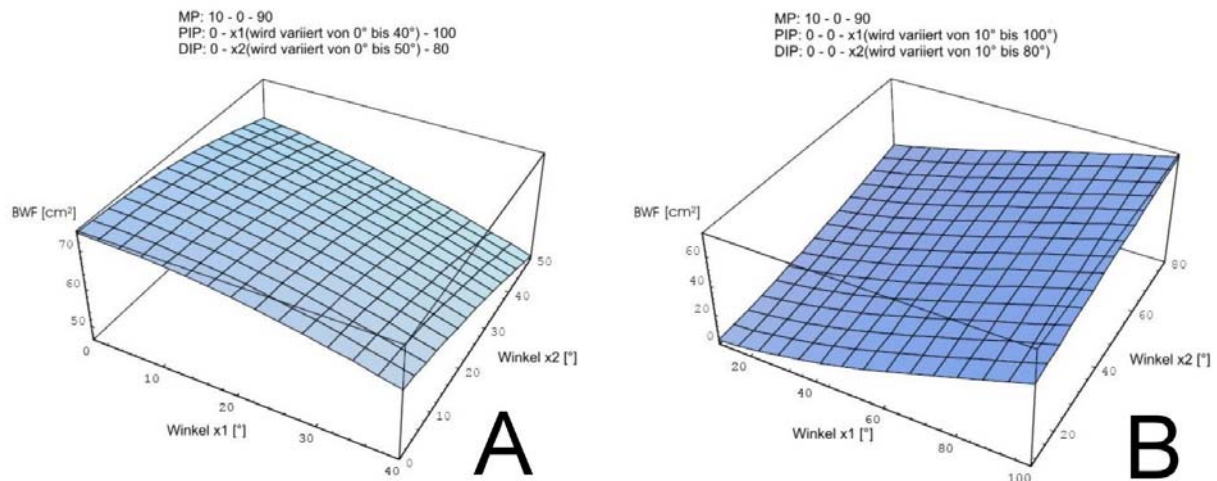


Abbildung 15: Der kombinierte Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers in den PIP und DIP Gelenken auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss eines in PIP und DIP gleichzeitig auftretenden Streckdefizites ; b) Einfluss eines in PIP und DIP gleichzeitig auftretenden Beugedefizites.

Die grafisch dargestellten Ergebnisse veranschaulichen folgende Tatsachen:

- Die Größe des Bewegungsraumes BWF ist als Funktion der Bewegungswinkel der Gelenke in allen untersuchten Parameterbereichen monoton. Kleinere Bewegungswinkel führen stets zu kleineren BWF Werten. Dies entspricht den Erwartungen an eine sinnvolle Methode zur Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit.
- Beugungswinkeleinschränkungen im MP, PIP oder DIP Gelenk führen stets zu Einbußen im BWF Wert. Ausnahmefall 1: MP-Gelenk ist steif. Ausnahmefall 2: Zwei der drei Gelenke sind steif. In den genannten Ausnahmefällen ist BWF = 0, die Beugefähigkeit von nicht steifen Fingergelenken bleibt dann im BWF Wert unberücksichtigt.
- Beugungswinkeleinschränkungen im MP, PIP oder DIP Gelenk führen zu unterschiedlichen Einbußen im BWF Wert. Dabei wird den einzelnen Fingergelenken auf natürliche Art eine Wertigkeit zugeordnet.

- Das Bewegungsfeld eines Fingers erscheint daher als Maß der Beweglichkeit prinzipiell geeignet, wäre da nicht die Problematik der Ausnahmefälle 1 und 2. Aufgrund der Problematik der Ausnahmefälle (d.h. BWF = 0 möglich, obwohl einzelne Fingerglieder nicht versteift sind) ist die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit durch die alleinige Angabe der Größe des Bewegungsraumes jedoch nicht in einer sinnvollen Weise möglich.

3.3 VALIDIERUNG DER MESSMETHODE

3.3.1 Untersuchungen an Probanden

Bei den untersuchten Probanden wurde die Beweglichkeit der einzelnen Finger sowohl unter Verwendung der Winkelmessungen nach der Neutral-Null-Methode und Berechnung der Fingerbewegungsfläche mit Hilfe des erstellten Computerprogramms (DigiMeter) als auch Mithilfe des videounterstützten Bewegungsanalysesystemes errechnet. In die Bewertung konnten somit 40 Messungen an Langfinger und 10 Messungen an den Daumen einbezogen werden. Eine Übersicht dieser Messungen (Mittelwerte aus Standardabweichungen) befindet sich in der Tabelle 3. Der Gesamtbewegungswert in den einzelnen Fingern wurde, im Falle der Langfinger, als der Mittelwert zwischen der Bewegungsfläche und der Bewegungsbogen ermittelt. Im Falle des Daumens, wo die dreidimensionalen Bewegungen auch berücksichtigt werden mussten, wurde der Bewegungswert in ähnlicher Weise berechnet. Als Bewegungsbogenlänge wurde die Summe der einzelnen Bewegungsbögen der Daumenteilbewegungen (Opposition-, Zirkumduktion- und Abduktionsbewegungen) betrachtet.

Langfinger	DigitoMeter (DGM)			Videoanalyse		
	n	MW	Std	n	MW	Std
Bewegungsfeld	40	53.37	8.74	40	56.15	11.06
Bewegungskurve	40	25.17	2.43	40	24.23	2.05
Bewegungswert	40	65.95	9.29	40	68.27	11.86
Winkel_MP_Ext	40	9.75	4.66	40	9.86	5.03
Winkel_MP_Null	40	0.00	0.00	40	0.00	0.00
Winkel_MP_Beug	40	91.63	8.65	40	92.55	9.26
Winkel_PIP_Ext	40	8.13	3.52	40	8.61	3.55
Winkel_PIP_Null	40	0.00	0.00	40	0.00	0.00
Winkel_PIP_Beug	40	93.50	14.60	40	97.84	6.59
Winkel_DIP_Ext	40	1.38	2.53	40	2.51	2.09
Winkel_DIP_Null	40	0.00	0.00	40	0.12	0.55
Winkel_DIP_Beug	40	68.50	10.81	40	69.82	10.35
Bewegung MP (Grad)	40	101.38	8.91	40	102.40	9.29
Bewegung PIP (Grad)	40	101.63	15.87	40	106.44	7.23
Bewegung DIP (Grad)	40	69.88	11.85	40	72.21	11.27
Daumen	DigitoMeter (DGM)			Videoanalyse		
	n	MW	Std	n	MW	Std
Bewegungsfeld	10	54.97	6.65	10	46.57	10.77
Bewegungskurve Zirkumduktion	10	16.17	2.03	10	13.19	2.16
Bewegungskurve Oposition	10	6.60	0.90	10	6.55	1.25
Bewegungskurve gesamt	10	49.13	3.16	10	39.23	2.39
Bewegungswert	10	76.61	5.68	10	62.52	6.77
Winkel Abd. Handebene	10	73.50	4.11	10	74.50	3.90
Winkel Abd. 90° Handebene	10	56.50	6.68	10	56.91	5.81
Winkel Zirk. Ext	10	12.50	6.34	10	12.43	7.08
Winkel Zirk. Null	10	0.00	0.00	10	0.00	0.00
Winkel Zirk. Beug	10	94.00	11.73	10	95.66	13.09
Winkel MP Ext	10	69.50	18.62	10	70.92	18.44
Winkel MP Null	10	5.00	7.45	10	4.71	7.21
Winkel MP Beug	10	69.50	18.62	10	70.92	18.44
Winkel IP Ext.	10	40.00	8.61	10	40.81	6.43
Winkel IP Null	10	0.00	0.00	10	0.00	0.00
Winkel IP Beug	10	85.00	15.10	10	88.08	15.09
Bewegung Zirkumduktion (Grad)	10	106.50	9.44	10	108.10	10.45
Bewegung MP (Grad)	10	70.50	16.90	10	72.30	15.33
Bewegung IP (Grad)	10	125.00	17.15	10	128.89	15.70

Tabelle 3: Übersicht der Messungen an den Probanden

Die ermittelten Messwerte durch die beiden unterschiedlichen Erfassungsmethoden der Fingerbeweglichkeit zeigen eine signifikante Korrelation. Im Falle der Langfinger konnte

eine höhere Korrelation festgestellt werden ($r=0,685$) als bei den Messungen an den Daumen ($r=0,624$). Die Signifikanz dieser Messungen am Daumen sind jedoch geringer als im Falle der Langfinger (Tabelle 4).

Langfinger (n=40)	Korrelationskoeffizient	Sig. (2-seitig)
Bewegung_DGM_vs_Bewegung_Video	0.685	0.000
Fläche_DGM_vs_Fläche_Video	0.685	0.000
Bogen_DGM_vs_Bogen_Video	0.338	0.033
Daumen (n=10)	Korrelationskoeffizient	Sig. (2-seitig)
Bewegung_DGM_vs_Bewegung_Video	0.624	0.054
Fläche_DGM_vs_Fläche_Video	0.455	0.187
Bogen_DGM_vs_Bogen_Video	0.515	0.128

Tabelle 4: Korrelation zwischen den Messungen mit dem Computerprogramm (DigiMeter® - DGM) und videounterstütztes Bewegungsanalysensystem (Korrelationskoeffizient nach Spearman)

Die grafische Darstellung (Abbildung 15) verdeutlicht diese Zusammenhänge.

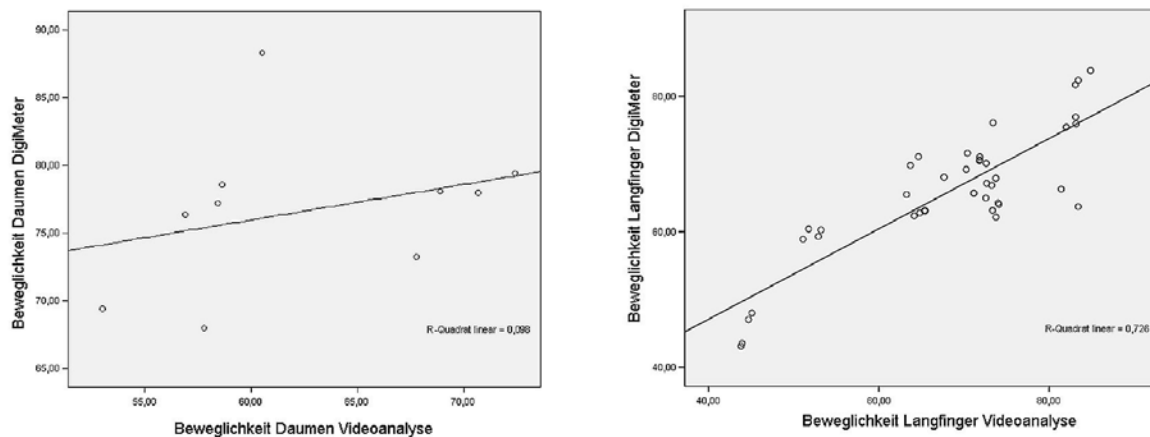


Abbildung 16: Korrelation zwischen der Messung der Fingerbeweglichkeit mit dem DigiMeter und mit dem videounterstützten Bewegungsanalysensystem

Der Zusammenhang der beiden Untersuchungsmethoden wird durch die lineare Regressionsanalyse verdeutlicht. Bezeichnet man mit "a" den y-Achsenabschnitt und mit

"b" die Steigung, können Regressionsgleichungen errechnet werden. Das Bestimmtheitsmaß dieser Gleichung wird durch R^2 bezeichnet (Tabelle 5).

Langfinger (n=40)	a	p(a)	b	p(b)	R^2
Bewegung_DGM=a+b*Bewegung_Video	20.382	0.000	0.667	0.000	0.726
Fläche_DGM=a+b*Fläche_Video	-2.519	0.000	1.099	0.000	0.755
Bogen_DGM=a+b*Bogen_Video	17.248	0.000	0.278	0.038	0.108
Daumen (n=10)	a	p(a)	b	p(b)	R^2
Bewegung_DGM=a+b*Bewegung_Video	60.212	0.009	0.262	0.379	0.098
Fläche_DGM=a+b*Fläche_Video	43.839	0.002	0.239	0.269	0.15
Bogen_DGM=a+b*Bogen_Video	32.345	0.099	0.428	0.361	0.105

Tabelle 5: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen der Bewertung der Fingerbeweglichkeit mit dem DigiMeter[®] und der videounterstützten Bewegungsanalysesystem

3.3.2 Klinische Beispiele

Insgesamt wurden 185 Messungen an den Daumen, beziehungsweise 850 Messungen an den Langfingern der 51 untersuchten Patienten vorgenommen. Um die Relation zwischen den unterschiedlichen Messwerten bestimmen zu können, wurde zuerst der Mittelwert sowie die Standardabweichung der Messungen berechnet. Eine Übersicht dieser Messungen befindet sich in der Tabelle 6.

	Daumen			Langfinger		
	n	MW	Std	n	MW	Std
Bewgl-Standard	185	47,28	15,26	850	44,28	25,74
Pieper-Fläche cm2	185	23,97	18,92	850	35,24	27,16
Fingerkuppen-Hohlhand-Abstand				810	2,91	2,35
Total Range of movement	186	85,43	41,59	853	162,12	73,09
Buck-Gramcko Punkte	185	11,95	3,76	809	8,18	4,36
großer Greifraumbogen	185	49,42	19,99	850	53,33	24,92
MP Streckdefizit in Grad				850	27,16	15,31
MP - ext				850	1,28	3,48
MP - 0				850	8,16	14,44
MP - beug				850	66,03	21,68
PIP Streckdefizit in Grad	185	4,70	7,98	850	15,51	16,90
PIP - ext	185	0,54	2,14	850	0,11	0,99
PIP - 0	185	5,24	7,30	850	15,62	16,77
PIP - beug	185	40,68	15,66	850	77,78	24,77
IP Streckdefizit in Grad	185	9,89	17,45			
DIP - ext	185	7,16	8,56	850	0,58	2,60
DIP - 0	185	5,49	11,24	850	4,33	8,29
DIP - beug	185	48,24	22,91	850	45,04	22,55
Abduktion Daumen Handebene	185	43,35	18,65			
Abduktion 90Grd Handebene	185	70,00	0,00			
Zirkumduktion EXT- Stellung	185	10,00	0,00			

Tabelle 6: Übersicht der Messungen an dem Patientenkollektiv:
Mittelwerte und Standardabweichung

Anhand dieser Werte wurde die Korrelation zwischen den unterschiedlichen Messmethoden untersucht. Um dem unterschiedlichen Bewegungsmuster im Bereich der Daumen oder Langfinger Rechnung zu tragen, wurde die Untersuchung getrennt für den Daumen und für den Langfinger durchgeführt.

Untersucht man die Korrelation der unterschiedlichen Messmethoden der Daumenbeweglichkeit miteinander, wird ersichtlich, dass diese für die einzelnen Messmethoden unterschiedlich ausfällt. Zwischen dem vom Programm errechneten

Bewegungswert eines Fingers, angegeben in Prozente der Beweglichkeit eines gesunden Musterfingers und der Größe des Bewegungsfeldes eines Fingers gemessen in cm² besteht eine hohe ($r=0,988$) und statistisch signifikante Korrelation ($p<0,0001$) (Tabelle 7). Ebenfalls besteht eine deutliche Korrelationen zwischen der Messung der Gesamtbeweglichkeit eines Fingers (TAM oder TRM) und der Größe des Bewegungsfeldes, bzw. der prozentuellen Wert der Fingerbeweglichkeit im Vergleich mit einem Musterfinger. Im Vergleich mit der Beurteilung der Daumenbeweglichkeit nach der Punktemethode von Buck-Gramcko zeigte sich eine geringere Korrelation ($r=0,660$). Diese Untersuchungen zeigen allerdings auch, dass zwischen den aktuellen sehr häufig verwendeten Beurteilungsmethoden der Daumenbeweglichkeit (TAM, bzw. TRM und Beurteilungsmethode nach Buck-Gramcko) eine hohe und statistisch signifikante Korrelation vorliegt ($r=0,869$, $p<0,0001$).

		Bewgl-Standard	Pieper-Fläche cm2	Total Range of movement
Pieper-Fläche cm2	r	0,988		
	p	0,000		
	n	185		
Total Range of movement	r	0,785	0,795	
	p	0,000	0,000	
	n	185	185	
Buck-Gramcko Punkte	r	0,678	0,660	0,869
	p	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185

Tabelle 7: Korrelation zwischen den untersuchten Messmethoden der Daumenbeweglichkeit

Analysiert man die Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Daumenbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführten Messungen im Bereich der Gelenke zeigte sich, dass das Ausmaß der Beugung in den einzelnen Fingergelenken so

wie die Abduktion des Daumens in der Handebene alle untersuchten Bewertungskriterien am meisten beeinflussen, allerdings in einem unterschiedlichen Ausmaß (Tabelle 8).

		Bewgl- Standard	Pieper- Fläche cm2	Total Range of movement	Buck- Gramcko Punkte
großer Greifraumbogen	r	0,972	0,932	0,810	0,726
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
Fläche in % zu Musterfinger	r	0,334	0,277	-0,053	0,062
	p	0,000	0,000	0,476	0,402
	n	185	185	185	185
Fläche in % zu ges. Ffinger	r	0,891	0,827	0,497	0,486
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
PIP Streckdefizit in Grad	r	-0,308	-0,262	-0,311	-0,304
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
PIP - ext	r	0,185	0,184	0,191	0,145
	p	0,012	0,012	0,009	0,049
	n	185	185	185	185
PIP - 0	r	-0,282	-0,232	-0,284	-0,289
	p	0,000	0,001	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
PIP - beug	r	0,664	0,655	0,658	0,572
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
IP Streckdefizit in Grad	r	-0,288	-0,271	-0,341	-0,448
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
DIP - ext	r	0,302	0,291	0,514	0,265
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
DIP - 0	r	-0,426	-0,395	-0,557	-0,672
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
DIP - beug	r	0,528	0,588	0,776	0,638
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185
Abduktion Daumen Handebene	r	0,822	0,778	0,645	0,568
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	185	185	185	185

Tabelle 8: Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Daumenbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführte Messungen

Die Untersuchungen der Korrelation der unterschiedlichen Bewertungskriterien der Fingerbewegung an den Langfinger zeigten, dass hier eine wesentlich höhere Korrelation vorliegt als im Falle der Beurteilungsmethoden der Daumenbewegungen. Zusätzlich zu TAM und die Schema von Buck-Gramcko, wurde bei den Langfingern auch die Korrelation zu der Messung der FKHA untersucht (Tabelle 9).

		Bewgl-Standard	Pieper- Fläche cm2	Fingerkuppen- Hohlhand- Abstand	Total Range of movement
Pieper-Fläche cm2	r	0,990			
	p	0,000			
	n	850			
Fingerkuppen- Hohlhand-Abstand	r	-0,797	-0,794		
	p	0,000	0,000		
	n	807	807		
Total Range of movement	r	0,776	0,764	-0,769	
	p	0,000	0,000	0,000	
	n	850	850	810	
Buck-Gramcko Punkte	r	0,806	0,795	-0,890	0,861
	p	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	806	806	809	809

Tabelle 9: Korrelation zwischen den untersuchten Messmethoden der Langfingerbeweglichkeit

Analog der Untersuchungen am Daumen wurde die Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Langfingerbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführten Messungen im Bereich der Gelenke untersucht. Der Einfluss der einzelnen Messungen auf die Beurteilung der Beweglichkeit der Langfinger nach den unterschiedlichen Bewertungsmethoden ist in der (Tabelle 10) dargestellt.

		Bewgl- Standard	Pieper- Fläche cm2	Fingerkuppen- Hohlhand- Abstand	Total Range of movement	Buck- Gramcko Punkte
großer Greifraumbogen	r	0,988	0,955	-0,781	0,770	0,799
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
MP Streckdefizit in Grad	r	-0,359	-0,345	0,226	-0,432	-0,376
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
MP - ext	r	0,047	0,040	-0,035	0,209	0,094
	p	0,171	0,244	0,323	0,000	0,008
	n	850	850	807	850	806
MP - 0	r	-0,412	-0,404	0,270	-0,450	-0,414
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
MP - beug	r	0,645	0,605	-0,480	0,620	0,464
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
PIP Streckdefizit in Grad	r	-0,433	-0,397	0,376	-0,603	-0,462
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
PIP - ext	r	0,059	0,059	-0,053	0,042	-0,010
	p	0,087	0,083	0,132	0,224	0,776
	n	850	850	807	850	806
PIP - 0	r	-0,432	-0,397	0,376	-0,605	-0,466
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
PIP - beug	r	0,579	0,606	-0,736	0,766	0,767
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
DIP - ext	r	0,164	0,163	-0,151	0,155	0,126
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
DIP - 0	r	-0,358	-0,339	0,281	-0,485	-0,412
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806
DIP - beug	r	0,496	0,508	-0,682	0,814	0,714
	p	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	n	850	850	807	850	806

Tabelle 10: Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Langfingerbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführte Messungen

Mit den ermittelten Regressionsgleichungen ist es möglich die Ergebnisse einer Bewertungsmethode mit anderen zu vergleichen, bzw. umzurechnen (Tabelle 11).

	a	p(a)	b	p(b)	R ²
Bewegl-Standard=a+b*Pieper-Fläche	28,193	0,000	0,797	0,000	0,976
Bewegl-Standard=a+b*TRM	22,336	0,000	0,290	0,000	0,616
Bewegl-Standard=a+b*Buck-Gramcko	14,406	0,000	2,752	0,000	0,460
Pieper-Fläche=a+b*TRM	-7,363	0,000	0,365	0,000	0,631
Pieper-Fläche=a+b*Buck-Gramcko	-15,738	0,000	3,324	0,000	0,436
TRM=a+b*Buck-Gramcko	-27,893	0,000	9,525	0,000	0,755

Tabelle 11: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Daumenbeweglichkeit

Die graphische Darstellung erlaubt eine Visualisierung dieser Zusammenhänge (Abbildung 16).

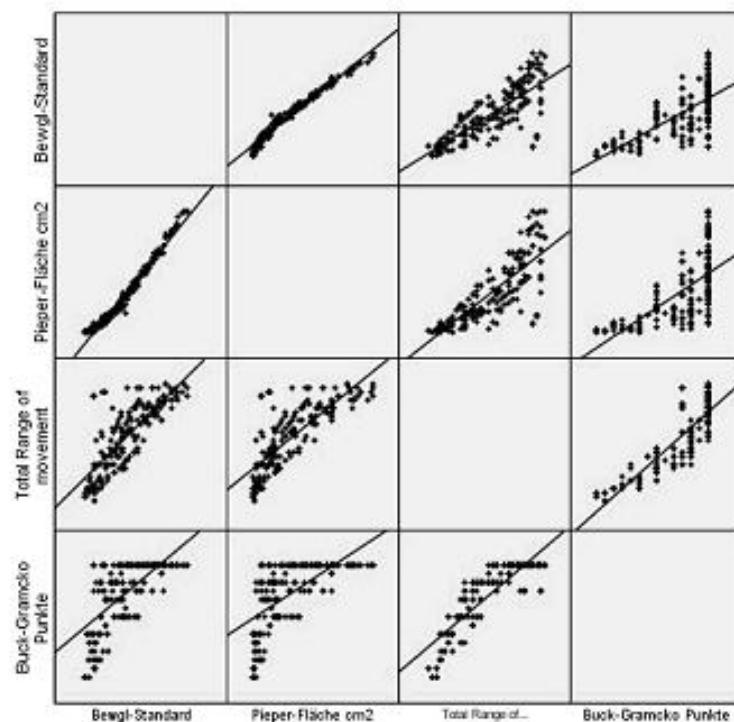


Abbildung 167: Lineare Regressionsanalyse zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Daumenbeweglichkeit

Analog werden in der Tabelle die Regressionsgleichungen dargestellt, die es erlauben, die Ergebnisse unterschiedlicher Bewertungskriterien zur Bewertung der Langfingerbeweglichkeit miteinander zu vergleichen (Tabelle 12).

	a	p(a)	b	p(b)	R ²
Bewegl-Standard=a+b*Pieper-Fläche	11,232	0,000	0,938	0,000	0,979
Bewegl-Standard=a+b*FKHA	70,835	0,000	-8,672	0,000	0,634
Bewegl-Standard=a+b*TRM	-0,494	0,718	0,275	0,000	0,602
Bewegl-Standard=a+b*Buck-G	6,960	0,000	4,721	0,000	0,650
Pieper-Fläche=a+b*FKHA	63,211	0,000	-9,176	0,000	0,630
Pieper-Fläche=a+b*TRM	-11,292	0,000	0,286	0,000	0,584
Pieper-Fläche=a+b*Buck-G	-3,954	0,001	4,944	0,000	0,631
FKHA=a+b*TRM	6,967	0,000	-0,025	0,000	0,591
FKHA=a+b*Buck-G	6,815	0,000	-0,478	0,000	0,791
TRM=a+b*Buck-G	46,034	0,000	14,364	0,000	0,741

Tabelle 12: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Langfingerbeweglichkeit

In der Abbildung 17 werden diese Zusammenhänge graphisch dargestellt.

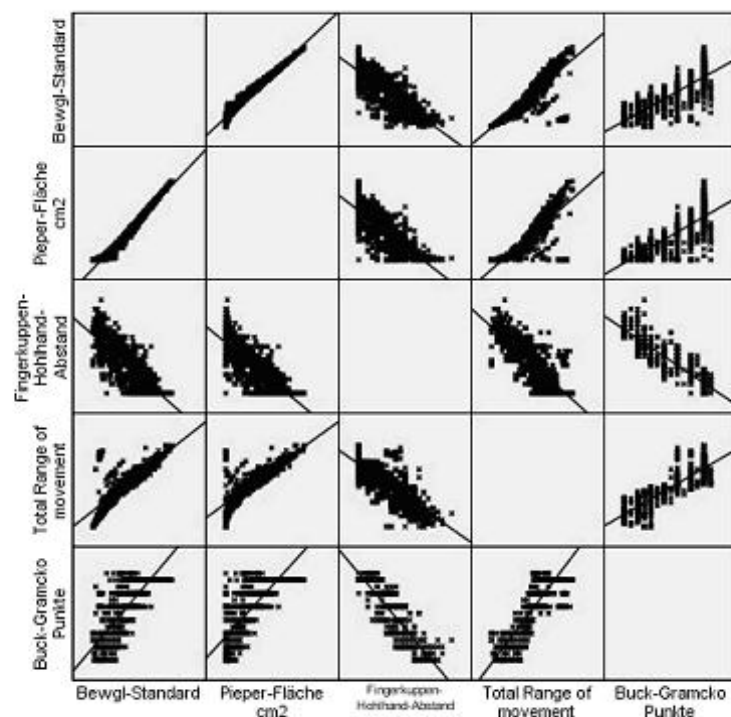


Abbildung 178: Lineare Regressionsanalyse zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Langfingerbeweglichkeit

4. DISKUSSION

Eine allgemeine Beurteilung der Handfunktion beinhaltet sowohl die Untersuchung der Beweglichkeit der Hand als auch der Sensibilität, der Durchblutung, der Kraft oder des Weichteilzustandes [47]. Im Falle der verletzten Hand ist es relativ schwierig die funktionelle Einschränkung der Handfunktion zu quantifizieren. Am leichtesten ist der Kraftverlust der Hand zu quantifizieren, alle anderen Aspekte werden anhand von verschiedenen Scores, Schemata oder in Prozent quantifiziert. Die Funktion der Hand ist maßgeblich von der freien Beweglichkeit in allen Gelenken beeinflusst. Die Messung der Handbeweglichkeit, bzw. der Beweglichkeit der einzelnen Finger ist inzwischen gut standardisiert. Die linearen Messungen oder Winkelmessungen, welche die Beweglichkeit der einzelnen Gelenke erfassen, sind akkurat und reproduzierbar. Problematisch ist die Zusammenfassung aller Messungen in einer Größe, die der komplexen Beweglichkeit der Finger Rechnung trägt. Um Vergleiche von Nachuntersuchungsergebnissen oder Zwischenergebnisse unterschiedlicher Patienten oder Operationsmethoden machen zu können, sind standardisierte Messmethoden notwendig, die alle Aspekte der Fingerbewegung unter standardisierten Kriterien beurteilen können [7].

Die in der Literatur zahlreich vorhandenen Bewertungskriterien der Fingerbeweglichkeit fanden wegen deren Komplexität oder Praktikabilität nur selten eine Anwendung im klinischen Alltag. Die linearen Messungen, wie der von Boyes [4] beschriebenen Fingerkuppen-Hohlhand-Abstand (FKHA) oder das Streckdefizit [63] eines Fingers, erfassen nur die Endstellung einer Bewegung (Beugung bzw. Streckung). Diese Messungen können relativ einfach durchgeführt werden und erlauben auch ein Vergleich zwischen den Messungen an verschiedenen Fingern, zwischen Messungen zu

verschiedenen Zeitpunkten einer Nachbehandlung oder zwischen unterschiedlichen Patienten. Leider beschreibt die Einstellung der Gelenke nur eine "Momentaufnahme" der Bewegung, die komplexen Vorgänge können dadurch nicht berücksichtigt werden. Es gibt zahlreiche Kombinationen zwischen den Beugestellung der einzelnen Gelenke, die zu demselben Fingerkuppen-Holland-Abstand führen können. Ähnlich ist der Fall bei der Messung des Streckdefizites.

Eine weitere sehr verbreitete Methode zur Erfassung der Beweglichkeit der einzelnen Fingergelenke ist Messung der Bewegungswinkel nach der Neutral-Null-Methode. Um eine Aussage über die gesamte Funktion eines Fingers treffen zu können, wurden, basierend auf den Winkelmessungen der einzelnen Gelenke, verschiedene Bewertungskriterien empfohlen. Mit Hilfe dieser Winkelangaben konnte das Bewegungsausmaß eines Fingers durch die Differenz zwischen der Gesamtbeugefähigkeit und dem Streckdefizit berechnet werden.

Durch die relativ einfache Berechnung des Bewegungsausmaßes eines Fingers, die Möglichkeit der Messungen sowohl der passiven als auch der aktiven Bewegungen und die gute Wiederholbarkeit dieser Messungen führten zu einer relativ raschen Verbreitung dieser Methode. Obwohl die Methode einen relativ zuverlässigen Eindruck über die Beweglichkeit des Gesamtfingers vermitteln kann, wird die Wirklichkeit der einzelnen Gelenke für die Handfunktion nicht berücksichtigt.

Obwohl zwischen den Aussagen der linearen Messungen und der Messung des Bewegungsausmaßes der Gelenke ein gewisser Zusammenhang festgestellt werden konnte, benützen die meisten Autoren in deren Bewertungssystemen eine Kombination der oben erwähnten Messungen. Buck-Gramcko und Mitab. haben die Wertigkeit vieler der publizierten Bewertungskriterien kritisch analysiert [7, 27, 30, 37, 42, 61, 63] und ein eigenes Bewertungsschema erarbeitet, das eine breite Verwendung vor allem im deutschsprachigen Raum gefunden hat.

Obwohl im Laufe der folgenden Jahre zahlreiche Bewertungskriterien vorgeschlagen wurden, konnten keine einheitlichen Kriterien erarbeitet werden, um die Bewertung der Fingerbeweglichkeit nach einheitlichen Maßstäben zu ermöglichen. Elliot und Harris haben die Wertigkeit der über 20 publizierten Bewertungskriterien der Fingerbewegung an Patienten nach Beugesehnenverletzungen untersucht [16]. Auf der Suche nach einem einheitlichen Kriterium zur Beschreibung der Fingerbeweglichkeit hat W. Pieper in seiner Arbeit "Die grafische Darstellung der Fingerbeweglichkeit im Greifraum" den Begriff "Greifraum" [48] für die Quantifizierung der Beweglichkeit eines Fingers eingeführt (siehe Abschnitt 2.1). Bei einer genaueren Analyse des von ihm beschriebenen Bewegungsfeldes eines Fingers wird ersichtlich, dass jeder Punkt innerhalb dieses Feldes einer bestimmten Stellung der Fingerspitzen entspricht, die durch die Kombination von verschiedenen Gelenksstellungen der MP, PIP und DIP definiert wird. Ebenfalls wird ersichtlich, dass außerhalb des Bewegungsfeldes die Fingerspitzen keine weiteren Punkte erreichen können. Der Autor erkannte die Vorteile der von ihm beschriebenen Darstellung der Fingerbeweglichkeit gegenüber den anderen Methoden, basierend auf linearen Messungen oder auf Winkelmessungen. Als wichtige Vorteile gegenüber den bestehenden Methoden gab er die intuitive Visualisierung der verbliebenen Leistungswerte eines Fingers und das Ausmaß des entstandenen Leistungsverlustes an und empfahl die Methode für die Begutachtung und für die Überprüfung der Ergebnisse der Nachbehandlung nach operativen Eingriffen an der Hand. Leider haben sich die Vorteile, die man sich durch die grafische Darstellung erhofft hat, im Laufe der Zeit als Nachteil der Methode erwiesen. Wegen seiner relativ umständlichen Durchführung konnte sich diese Erfassungsmethode der Fingerbeweglichkeit trotz seiner hohen Aussagekraft in der täglichen Praxis kaum durchsetzen.

Die Idee des Greifraumes eines Fingers wurde, unabhängig von Arbeiten von Pieper,

auch von anderen Autoren erkannt. Srinivasan beschreibt die Gesamtsumme aller möglichen Haltungen des Fingers als eine Größe dessen Grenzen identifiziert werden könnten [53]. Die Summe dieser Haltungen der Finger, die er als „universe of posture“ bezeichnet, betrachtete er als eine objektive Erfassung der Fingerbeweglichkeit, die es dem Untersucher erlaubt Vergleiche zwischen den zu untersuchenden Händen zu ziehen. Die grafische Darstellung der Methode wurde als „Dynamogramm“ bezeichnet. In seinen Untersuchungen betrachtet Srinivasan die Bewegungen in den PIP und DIP Gelenke nicht getrennt [52], sondern in Anlehnung an die Arbeiten von Landsmeer, als eine funktionelle Einheit [31-35].

Malaviya und Mitarbeiter haben die von Srinivasan beschriebene Methode weiter untersucht und verfeinert [40]. Als wesentlichen Vorteil der Methode nannten die Autoren die Möglichkeit die Bewegungseinschränkung eines Fingers mit einem Blick erfassen zu können. Auch die genaue Messung des Bewegungsraumes und dessen Einschränkungen sind möglich, außerdem ist die Ausgabe der Ergebnisse in Prozent möglich und somit auch leicht nachvollziehbar. Diese Methode berücksichtigt sowohl die Wertigkeit der einzelnen Fingergelenke, als auch die Auswirkung der Handinnenmuskulatur auf die Fingerbewegungen. Als Nachteil der Methode wurde angeführt, dass die Adduktion-, Abduktion- und Rotationsbewegungen nicht erfasst werden konnten. Da bei der Untersuchung die Bewegung der PIP und DIP Gelenke als eine funktionelle Einheit betrachtet wird, kann eine Bewegungseinschränkung in den DIP - Gelenke bei normaler Funktion in den PIP oder MP Gelenke übersehen werden. Ein weiterer Nachteil der Methode ist, dass sie, wie auch alle anderen grafischen Methoden, eine intuitive Visualisierung und nachträgliche Dokumentierung der Bewegungseinschränkung erlauben, jedoch relativ umständlich in deren Durchführung ist. Dies hat ebenfalls eine weite Verbreitung der Methode behindert. Der Autor konnte in Rahmen weiterer Arbeiten die klinische Aussagekraft dieser Methode unter Beweis

stellen [39].

Die Entwicklung des auf Videoaufnahmen basierten Bewegungsanalysesystems eröffnete neue Möglichkeiten in der Untersuchung der Fingerbewegung [2, 13, 21, 22, 50].

1995 publizierte Chiu, H.-Y eine Methode welche eine zweidimensionale Erfassung der Fingerbewegungen und deren Einschränkung erlaubte [8]. Zu diesem Zweck definierte er einen standardisierten Bewegungsablauf der Finger die sukzessive Bewegungen in dem MP, PIP und DIB Gelenke vorsah. An den Gelenken wurden Marker angebracht, deren Position mit Hilfe eines videounterstützten Computersystems bestimmt werden konnte. So konnten die Bewegungen der Marker genau verfolgt und registriert werden. Eine besondere Aufmerksamkeit wurde der Bewegungen der Fingerspitzen gewidmet, die sich immer in einem bestimmten Feld bewegten. Die Grenzen des Feldes wurden bei maximalen Bewegungen in den Fingergelenken erreicht. Dieses Feld wurde von Chiu als "fingertip motion area" bezeichnet. Die so definierte "fingertip motion area" besteht aus allen Punkten, die durch die Fingerspitze im Laufe des definierten Bewegungsablauf erreicht werden können. Punkte, die sich außerhalb dieser Fläche befinden, können von den Fingerspitzen nicht erreicht werden.

Obwohl in den Arbeiten von Chiu kein Hinweis auf die Publikationen von W. Pieper zu finden sind, sind die Definition der von ihm benannten "fingertip motion area" und das durch Pieper beschriebene "Bewegungsfeld" eines Fingers identisch. Die Fläche, die Pieper durch konventionelle grafische Methoden darstellen wollte, konnte Chiu mit Hilfe der inzwischen stattgefundenen technischen Entwicklung des videounterstützten Bewegungsanalysesystems darstellen. Bei einer genaueren Analyse zeigte sich, dass der von Srinivasan 1983 und Malaviya beschriebene „universe of posture“ in etwa dieselbe Fläche beschreibt, in der sich die Fingerspitzen frei bewegen kann [40, 53]. Der Unterschied besteht allein darin, dass bei der Messung der "fingertip motion area"

[8] und des "Bewegungsfeldes" eines Fingers [48] das Handgelenk in einer festen Position fixiert ist (30 Grad Streckung). Im Falle der Dynamographie werden auch die Bewegungen im Handgelenk berücksichtigt. Bekanntlich werden die Bewegungen der Finger auch von der Position des Handgelenkes beeinflusst [41]. Deswegen finden wir, dass die ersten beiden Methoden, wo das Handgelenk in einer definierten Position fixiert ist, besser für die isolierte Erfassung der Fingerbeweglichkeit geeignet sind.

Um die Validität einer Methode zu überprüfen untersuchte Chiu 12 Patienten (27 Finger) nach komplexen Handverletzungen. Die Patienten wurden sowohl mit Hilfe eines Bewegungsanalysesystems untersucht, in der sowohl die von ihm beschriebene „fingertip motion area“ direkt gemessen werden konnte, als auch in klassischer Weise mit Hilfe eines Winkelmessers, wodurch der gesamte Beweglichkeit (total active movement, TAM) bestimmt wurde. Er konnte eine statistisch signifikante Korrelation der beiden Untersuchungsmethoden feststellen ($r = 0,764$). Auffallend war bei seinen Untersuchungen, dass in mehreren Fällen, obwohl mit Hilfe der TAM dieselben Werte gemessen wurden, das Ausmaß der „fingertip motion area“ komplett unterschiedlich war. Ursache dafür war, dass durch die Bewegungseinschränkung unterschiedliche Gelenke betroffen waren. Dementsprechend hat sich eine Einschränkung z. B. in dem MP Gelenke stärker auf die Beweglichkeit des Fingers ausgewirkt als eine gleichwinklige Bewegungseinschränkung in dem DIP Gelenk. Somit konnte gezeigt werden, dass durch diese Methode nicht nur eine simple Addierung der Bewegungswinkel der einzelnen Fingergelenke, sondern eine objektive Quantifizierung der komplexen Fingerbeweglichkeit unter Berücksichtigung der Wertigkeit der einzelnen Gelenke möglich ist. Zum besseren Verständnis wird in Abbildung 18 ein Fallbeispiel demonstriert: Die Bewegungseinschränkung ist im ersten Fall in den DIP, im zweiten Fall ist die Beweglichkeit im MP-Gelenk eingeschränkt. Wenn die Fingerbeweglichkeit nach dem inzwischen sehr verbreiteten Untersuchungsparameter „total range of

motion“, TRM, oder auch „total active movement“ (TAM) genannt, quantifiziert wird, bekommt man den gleichen Wert, obwohl die beiden Finger offensichtlich, durch die Beteiligung verschiedener Gelenke auch unterschiedlich funktionsfähig sind.

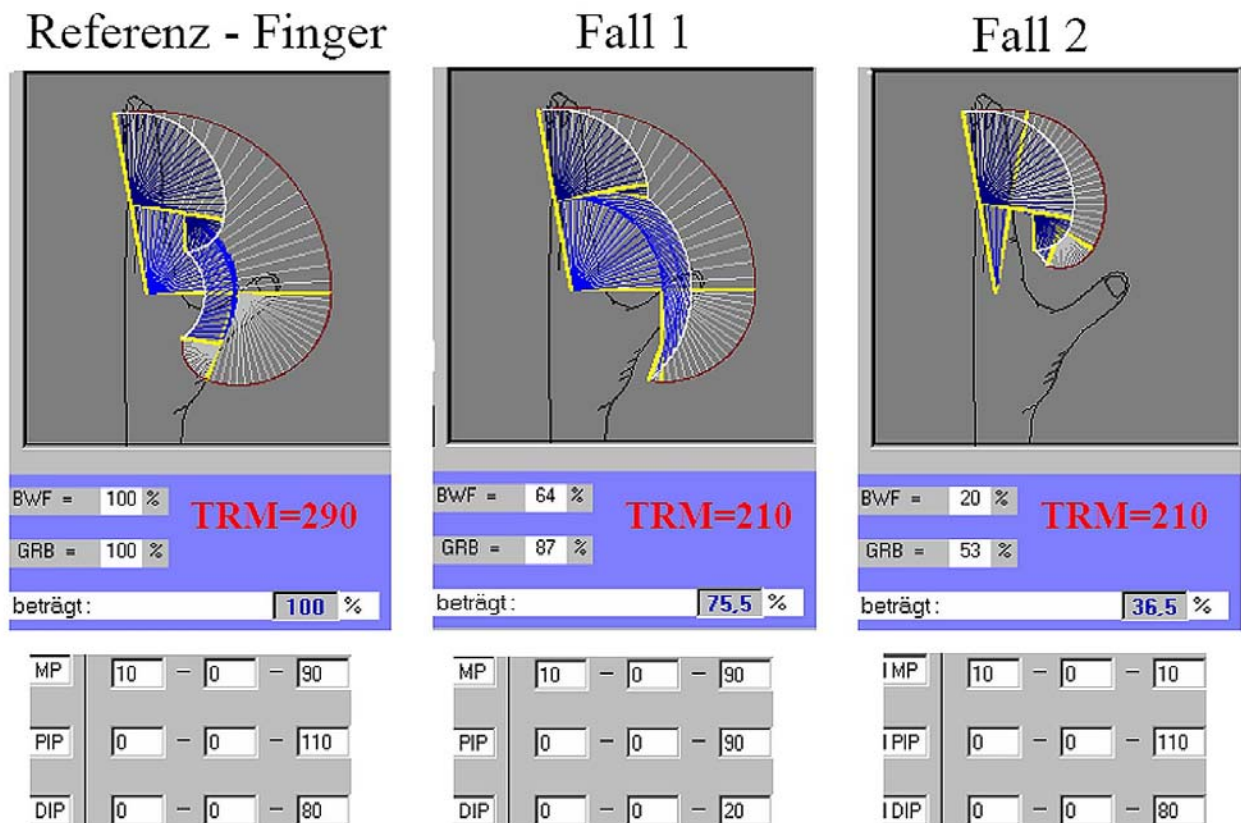


Abbildung 189: Unterschiedliche Größe des Bewegungsfeldes in Abhängigkeit des betroffenen Gelenkes bei identischer Gesamtbeugefähigkeit

In seinen weiteren Arbeiten berichtete Chiu über eine weitere Verfeinerung der Methode [10], konnte die Normalwerte des Bewegungsraumes der Fingerspitzen an Probanden bestimmen [11] und die Wertigkeit der Methode in verschiedenen klinische Situationen untersuchen [9, 12]. Als Nachteil dieser Methode wurde, trotz der sehr guten Aussagekraft, die relativ schwierige Durchführung der Messungen und der hohe apparative Aufwand erwähnt. Zusätzlich kam es zu Schwierigkeiten bei der

Identifizierung der Marker, die vor allem von dem Nachbarfinger bedeckt wurden. Die Verschieblichkeit der Haut in der Höhe der Fingergelenke und die dadurch zu Stande gekommenen Beweglichkeit der Marker und die Schwierigkeit einiger Patienten den vorgeschriebenen Bewegungsablauf durchzuführen, waren weitere Problem mit denen die Arbeitsgruppe von Chiu konfrontiert wurden. Dieselbe Arbeitsgruppe konnte die Validierung der Messungen basierend auf der videounterstützten Bewegungsanalyse mit der direkten Visualisierung der Knochenbewegungen mit Hilfe der Fluoroskopie erreicht werden [56].

Die Untersuchung des Bewegungsraumes eines Fingers mit Hilfe unterschiedlicher Bewegungsanalysesysteme wurde von zahlreichen Autoren vorangetrieben [14, 17, 20, 29, 49, 55]. Diese Arbeiten zeigen, dass die „fingertip motion area“ ein sehr aussagekräftiger Parameter für die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit ist. Die praktische Anwendung des Parameters hat sich in der Praxis kaum durchgesetzt, da die Bestimmung ziemlich aufwendig ist, sowohl durch die graphische Darstellung, als auch durch die von Chiu beschriebene Videoaufnahmetechnik.

Die Bestimmung der „fingertip motion area“ eignet sich wesentlich besser für die Quantifizierung der Bewegung, da hier die Wertigkeit verschiedener Gelenke berücksichtigt wird. Die Größe des Bewegungsfeldes eines Fingers, das laut W. Pieper [48] aus der Gesamtheit aller Raumpunkte besteht, die man mit der Fingerspitze durch die Bewegung der Fingergelenke erreichen kann, kann mathematisch exakt berechnet werden. Dazu sind die Kenntnis der Bewegungswinkel aller Gelenke eines Fingers, sowie die Kenntnis der Länge der einzelnen Fingerglieder erforderlich. Alternativ zur Messung der Fingerglieder kann man die Gesamtlänge des Fingers und die Fingerkuppen-Holhand-Abstand in die Rechnung miteinbeziehen.

Mit Hilfe des von uns erstellten Computerprogramms (DigiMeter, ©Kovacs und Mitarb., 2003) ist es möglich diese Unterschiede in einer einfachen Weise zu erfassen und

sowohl graphisch, als auch in absoluten Zahlen zu quantifizieren. Dabei erwies sich die Individualität der Fingerlänge für die Berechnung der BWF als hinderlich. Ein längerer Finger hat, in cm^2 oder mm^2 gemessen, ein größeres Bewegungsfeld. In der Praxis, wo man die Beweglichkeit verschiedener Finger, bzw. eines Fingers im Laufe einer Therapie vergleichen möchte, genügt es aus den gegebenen Bewegungswinkeln nach der Neutral-Null-Methode das Bewegungsfeld eines „Musterfingers“ zu bestimmen und dies als quantitatives Maß für die Fingerbeweglichkeit eines normalen Fingers anzunehmen. Wenn die Größe des Bewegungsfeldes in absoluten Werten gemessen werden soll, ist es unerlässlich, neben der Kenntnis der Bewegungswinkel aller Gelenke eines Fingers, die Länge des Fingers oder der einzelner Fingerglieder zu messen. Alternativ zur Messung der Phalanxlängen könnte man, in einem als Annäherung zur Methode von Pieper anzusehenden Verfahren, die Gesamtlänge des Fingers und den Fingerkuppen-Holhand-Abstand in die Rechnung einbeziehen. Durch die mathematische Normierung der Fingerlänge auf die Länge eines fest definierten Musterfingers wird die mathematisch errechnete, die Fingerbeweglichkeit quantifizierende Größe von der absoluten Wert der Fingerlänge unabhängig. Die Fingerlänge selbst ist daher für die berechnete Beweglichkeit unerheblich, lediglich die Verhältnisse der Fingergliederlängen zueinander sind zu beachten. Dieses Verhältnis ist aber bei Fingern konstant, wie das ausführlich in der „Chirurgischen Anatomie der Hand“ beschrieben wird [51]. So kann die Beweglichkeit des untersuchten Fingers mit der Beweglichkeit eines „Musterfingers“ (mit 100% Beweglichkeit) in ein Verhältnis gesetzt werden. Eine Quantifizierung der Beweglichkeit eines Fingers in Prozente erlaubt einen einheitlichen Vergleich in allen Situationen und ist intuitiv leicht verständlich. Als „Musterfinger“ kann auf Grund der statistischen Daten aus der Literatur ein Finger mit den folgenden Parametern definiert werden: Grundgliedlänge = 4,6 cm, Mittelgliedlänge = 2,8 cm und Endgliedlänge = 1,8 cm; Beweglichkeit (nach der Neutral-Null-Methode) in den Metacarpophalangealgelenk von

20 - 0 - 90 Grad, in dem proximalen Interphalangealgelenk von 0 - 0 - 120 Grad und in dem distalen Interphalangealgelenk von 0 - 0 - 80 Grad [46, 51]. Bei der Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers können wir auf die Messung der Fingerlänge verzichten, anstatt dessen werden die Messungen der statistische Kenntnis der Längenverhältnisse der Fingerglieder zueinander verwendet. Dies ist allerdings nur in den Fällen erlaubt, wo keine Verletzungen oder Wachstumsstörungen der Knochen vorliegen. Im Falle einer Teilamputation der Finger beispielsweise muss man die Länge einzelner Glieder messen. Wenn hier auch die normierte Fingerlänge benutzt wird, kann man die Länge einzelner Phalangen auf dem Röntgenbild messen. In der Formel wird nur das Verhältnis zwischen den einzelnen Fingergliedern benötigt, nicht die absolute Länge. So ist die Messung von dem Vergrößerungsfaktor des Röntgenbildes unabhängig.

Nach einer genaueren Analyse der in der Literatur beschriebenen Vor- und Nachteile der Bestimmung des Bewegungsfeldes eines Fingers als Ausmaß seiner Beweglichkeit und nach der parametrischen Analyse der von uns errechneten Formel, konnten wir feststellen, dass die Messung der BWF nicht für jede klinische Situation geeignet war. Wenn ein Finger zwei steife Gelenke hat, z.B. PIP und DIP, bewegt sich die Fingerspitze entlang eines Bogens, es entsteht keine „Bewegungsfläche“. Das heißt, das berechnete Bewegungsfeld ist gleich Null. In der klinischen Praxis ist ein Finger der in PIP und DIP versteift ist, der aber eine gute Beweglichkeit in MP besitzt, nicht als „wertlos“ anzusehen. Um auch diese Beweglichkeit zu quantifizieren, ist es nach unserer Meinung sinnvoll auch den Bogen zu messen, welcher von der Fingerspitze beschrieben wird. Das Ausmaß der Beweglichkeit eines Fingers ist ein Mittelwert zwischen der gemessene Bewegungsfläche und der Länge des oben erwähnten Bogens. Die Beweglichkeit der Fingerspitze in dem Greifraum ist ein Ausdruck der Geschicklichkeit, so wie das von Pieper beschrieben wurde und ist somit auch ein Ausdruck für den Feingriff. Wenn ein Finger sich nur entlang des Bogens bewegen kann, dann kann man mit der Fingerspitze

keinen differenzierten Feingriff ausüben. Je länger dieser Bogen ist, umso größer ist noch die Restfunktion des Fingers. Dieser kann dann zum Beispiel bei der Durchführung des Grobgriffes sehr nützlich sein. Das Ausmaß der Beweglichkeit ist also ein Mittelwert zwischen der Größe des Greifraumes und die Länge des Bewegungsbogens. Allerdings ist die Wertigkeit dieser gemessenen Werte nicht für jeden Finger gleich. Es ist inzwischen durchaus akzeptiert, dass einige Finger bei der Durchführung des Präzisionsgriffes, bzw. Spitzgriffes wichtiger sind als andere. Dies wurde auch von Millesi berücksichtigt. In seinem Bewertungsschema wird die Wertigkeit der einzelnen Finger für die Gesamtfunktion der Hand durch eine unterschiedliche Anzahl von Punkten ermittelte, die den einzelnen Fingern zugeordnet werden [28, 43-45]. So werden die wichtigeren Finger, wie zum Beispiel der Daumen, bei der Berechnung der Gesamtscoren stärker berücksichtigt. Diese Aspekte werden auch mit dem von uns erstellten Computerprogramm berücksichtigt. Wenn man den Mittelwert zwischen der Größe der Bewegungsfläche und die Länge des Bogens der Fingerspitze berechnet, kann man, je nach Finger, unterschiedliche Gewichtungen setzen. Beispielsweise ist bei dem Zeigefinger die Wertigkeit für die Fläche höher zu setzen als bei den Kleinfingern, da bei dem Zeigefinger der Feingriff wichtiger ist als beim Kleinfinger. Prinzipiell ist festzustellen: je wichtiger ein Finger für den Feingriff ist, um so höherer ist die Gewichtung der Fläche. Diese Gewichtung kann in Anlehnung an der Methode von Millesi gesetzt werden, muss aber noch in weiteren klinischen Untersuchungen überprüft und validiert werden.

Obwohl die berechneten Gleichungen kompliziert erscheinen, ist es relativ einfach mit Hilfe des dafür eigens erstellten Computerprogramms (DigiMeter, ©Kovacs und Mitab., 2003) das Bewegungsfeld eines Fingers zu errechnen. Der Vorteil dieses Computerprogramms ist, dass die Darstellung der „fingertip motion area“ und dessen Quantifizierung sehr einfach und überall praktikabel ist. Durch die zur Verfügung stehende Computertechnik und die mathematischen Verfeinerungen der Formel ist es

möglich, die „fingertip motion area“ mit Hilfe eines Winkelmessers, evtl. des Röntgenbildes und der vorgestellten Software zu bestimmen. Die Software kann als ein selbständiges Programm benutzt werden oder einfach in einem der bereits kommerziell vertriebenen Handuntersuchungsprogramme implementiert werden.

Insgesamt muss man festhalten, dass die Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers mithilfe der vorgestellten Software einige Vorteile hat gegenüber der relativ aufwändigen Methode der Bewegungsanalyse mithilfe von Videoaufnahmen. Dies betrifft vor allem die Praktikabilität der Methode. Einige Patient sind unter Umständen nicht so diszipliniert oder geschickt den gewünschten Bewegungsablauf korrekt durchzuführen. Durch Überlagerung der Marker durch die Nachbarnfinger ist die korrekte Erfassung der D III und D IV häufige erschwert. Insgesamt ist die Video unterstützte Bewegungsanalyse mit einem erheblichen apparativen, finanziellen und zeitlichen Aufwand verbunden. Ein weiteres Problem, bezogen auf die angebrachten Marken ist die Verständlichkeit dieser in Verbindung mit der Beweglichkeit der Haut über die unterschiedlichen Gelenke. Diese Problematik wurde auch von Chiu und Mitarbeiter erkannt. Er hat vorgeschlagen, dass die Marker nicht über die Streckseite der Gelenke angebracht werden und dass jeweils zwei Marker für jedes Fingerendglied eingebracht werden. So konnte eine Verfälschung durch die Hautverschiebung deutlich reduziert werden.

Vergleicht man die Winkelmessungen die mittels der Neutral-Null-Methode erhoben wurden mit denen aus der computerunterstützten Bewegungsanalyse zeigte sich das diese unterschiedlich sind. Diese Unterschiede sind allerdings statistisch nicht signifikant. Zwischen den erhobenen Werten besteht eine hohe und in vielen Fällen signifikante Korrelation. Diese Korrelationen fallen höher und signifikanter im Falle der Langfinger aus. Auch bei der Ermittlung des Bewegungswertes der einzelnen Finger ist eine höhere Korrelation zwischen den beiden verwendeten Untersuchungsmethoden im Falle der Langfinger festzustellen. Ursache dafür ist, nach unserer Meinung, die zurzeit

verwendete Berechnung des Bewegungswertes des Fingers als der Mittelwert zwischen der Bewegungsfläche und Bewegungsbogen. Vor allem im Falle des Daumens ist eine wesentlich differenziertere Gewichtung zwischen den einzelnen Bewegungskomponenten notwendig. Aus diesem Grunde ist das Ziel unserer weiteren Untersuchungen die Ermittlung der korrekten Gewichtung zwischen den Bewegungsflächen und Bewegungsbögen. Durch diese Gewichtung kann auch die Wertigkeit der einzelnen Finger für die Bewegung der Hand berücksichtigt werden. Eine höhere Gewichtung der Bewegungsfläche würde die Rolle des Fingers bei der Durchführung des Feingriffes widerspiegeln. Im Gegenzug ist eine höhere Gewichtung des Bewegungsbogens bei der Durchführung des Grobgriffes notwendig.

Die Untersuchung der Fingerbeweglichkeit an 51 Patienten die eine mittelschwere oder schwere Handverletzung erlitten hatten zeigte die hohe Korrelation der hier dargestellten Untersuchungsmethoden mit den klassischen Methoden zur Erfassung der Fingerbeweglichkeit.

Die neue mathematische Formulierung ermöglicht es nun, diese bislang aus Gründen des Zeit- und Systemaufwands im Behandlungsalltag nicht praktikable Methode nun leicht im Behandlungsalltag einzusetzen. Mit Hilfe dieses Computerprogramms ist es möglich, aufgrund der standardmäßig erhobenen Messwerte eine realitätsgetreue graphische Darstellung einer komplexen Fingerbeweglichkeit zu quantifizieren. Diese Quantifizierung erfolgt durch eine intuitiv leicht nachvollziehbare Zahl, unter Berücksichtigung der Wertigkeit der einzelnen Fingergelenke.

Nachteil dieser Methode ist, dass die Fingerbeweglichkeit nur in einem zweidimensionalen Raum untersucht werden kann. Die Beweglichkeit der Finger in einem 3D Raum wird nicht berücksichtigt. Dies ist im Falle der Langfinger weniger relevant, kann aber bei der Untersuchung der Daumenbeweglichkeit nachteilig sein. Die

Reduzierung der 3D Beweglichkeit des Daumens in drei einzelne zweidimensionale Bewegungen ist nur eine Approximation.

Die entwickelte Methode zur Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit steht in Korrelation sowohl mit den anderen üblichen Methoden die in dem klinischen Alltag angewendet werden, als auch mit der Untersuchungen mithilfe der videounterstützten Systeme zur Bewegungsanalyse.

Durch die zur Verfügung stehende Computertechnik und die mathematischen Verfeinerungen der Formel ist es möglich die „fingertip motion area“ mit Hilfe eines Winkelmessers, evtl. des Röntgenbildes und der vorgestellten Software zu bestimmen. Die Software kann als ein selbständiges Programm benutzt werden, oder einfach in jedes bereits kommerziell vertriebene Handuntersuchungsprogramm implementiert werden.

Als mögliche Anwendungsgebiete sind die Nachuntersuchung, Verlaufsbeobachtung, Objektivierung von Operationsergebnissen, Forschung, Physiotherapie, Operationsplanung (Osteotomie, Arthrodesen usw.), Vergleich verschiedener Patientengruppen denkbar

5. ZUSAMMENFASSUNG

Die Methode von Pieper schlägt vor, den Flächeninhalt der größtmöglichen Fläche, die die Fingerspitze durch sukzessive Beugung und anschließende Streckung der Fingergelenke beschreiben kann, als quantitatives Maß der Fingerbeweglichkeit zu verwenden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde festgestellt, dass diese Methode einige Mängel aufweist und daher für die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit nicht immer geeignet ist.

Die von Pieper vorgeschlagene grafische Methode wurde erstmals in eine mathematische Formulierung überführt. Die Beugefähigkeit aller Gelenke eines Fingers

müssen mit einer sinnvollen Gewichtung zueinander verknüpft und zu einer integralen Größe zusammengeführt werden, sodass ein leicht bestimmbares Maß für die Fingerbeweglichkeit entsteht. Aus diesem Grund wurde die mathematische Formel auch für Fälle erweitert, indem die Methode von Pieper an seine Grenzen gestoßen ist. Dies war der Fall vor allem für die Finger, bei denen zwei der Gelenke zerstört waren. In diesem Fall ist die Berechnung einer Bewegungsfläche nicht mehr möglich, der Finger ist aber nicht wertlos. Die Angaben der Fingerbeweglichkeit durch einen Wert, der sowohl die Finger als auch den Bogen berücksichtigt ist als eine Weiterentwicklung der Methode von Pieper zu betrachten. Durch eine unterschiedliche Gewichtung dieser beiden Komponenten bei der Angabe der Gesamtbeweglichkeit ist es möglich, den einzelnen Fingern eine unterschiedliche Wertigkeit für die Bewegung der Hand zuzuweisen.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. Amirouche, F., M. Gonzalez, J. Koldoff, J. Tioco, and K. Ham
A biomechanical study of the finger pulley system during repair
Technol Health Care 10 (2002) 23-31
2. Arbuckle, J.D. and D.A. McGrouther
Measurement of the arc of digital flexion and joint movement ranges
J Hand Surg [Br] 20 (1995) 836-40
3. Blair, S.J., A.B. Swanson, and G.D. Swanson
Evaluation of impairment of hand and upper extremity function
Instr Course Lect 38 (1989) 73-102
4. Boyes, J.H.
Tendon Grafts in the Fingers and Thumb. An Evaluation of End Results
J. Bone Jt. Surg. 32 (1950) 489 - 499
5. Boyes, J.H., *Bunnell's Surgery of the Hand*. 1970, Philadelphia, USA: Lippincott.
108-127.
6. Brunelli, F., U. De Bellis, M. Sanguina, I. Papalia, and M.P. Serra
*An anatomical study of the relationship between excursion of the flexor tendons
and digital mobility: proposition of an intraoperative test for flexor tendon tenolysis*
Surg Radiol Anat 23 (2001) 243-8
7. Buck-Gramcko, D., F.E. Dietrich, and S. Gogge
[Evaluation criteria in follow-up studies of flexor tendon therapy]
Handchirurgie 8 (1976) 65-9

8. Chiu, H.Y.
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 (1995) 691-5
9. Chiu, H.Y., S.C. Lin, F.C. Su, S.T. Wang, and H.Y. Hsu
The use of the motion analysis system for evaluation of loss of movement in the finger
J Hand Surg [Br] 25 (2000) 195-9
10. Chiu, H.Y. and F.C. Su
The motion analysis system and the maximal area of fingertip motion. A preliminary report
J-Hand-Surg-Br 21 (1996) 604-8
11. Chiu, H.Y., F.C. Su, and S.T. Wang
The motion analysis system and the fingertip motion area. Normal values in young adults
J-Hand-Surg-Br 23 (1998) 53-6
12. Chiu, H.Y., F.C. Su, S.T. Wang, and H.Y. Hsu
The motion analysis system and goniometry of the finger joints
J Hand Surg [Br] 23 (1998) 788-91
13. Clifton, R.K., P. Rochat, D.J. Robin, and N.E. Berthier
Multimodal perception in the control of infant reaching
J-Exp-Psychol-Hum-Percept-Perform 20 (1994) 876-86
14. Coert, J.H., H.G. van Dijke, S.E. Hovius, C.J. Snijders, and M.F. Meek
Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique
J Orthop Res 21 (2003) 1151-5

15. Cruz, E.G., H.C. Waldinger, and D.G. Kamper
Kinetic and kinematic workspaces of the index finger following stroke
Brain 128 (2005) 1112-21
16. Elliot, D. and S.B. Harris
The assessment of flexor tendon function after primary tendon repair
Hand Clin 19 (2003) 495-503
17. Feng, C.J. and A.F. Mak
Three-dimensional motion analysis of the voluntary elbow movement in subjects with spasticity
IEEE-Trans-Rehabil-Eng 5 (1997) 253-62
18. Geldmacher, J. *Tendon grafts. in First congress, International Federation for Societies for Surgery of the Hand.* 1980. Rotterdam.
19. Giacomozzi, C., D. Giansanti, S. Morelli, G. Maccioni, and V. Macellari
Objective analysis of finger function
Hand Clin 19 (2003) 421-30
20. Hager-Ross, C. and M.H. Schieber
Quantifying the independence of human finger movements: comparisons of digits, hands, and movement frequencies
J Neurosci 20 (2000) 8542-50
21. Harlaar, J., G.J. Lankhorst, J.G. Becher, E.H. Hautus, and R.F. Kleissen
[Clinical analysis of motion using multimedia technology]
Ned-Tijdschr-Geneskd 142 (1998) 1196-202
22. Hedge, A. and J.R. Powers
Wrist postures while keyboarding: effects of a negative slope keyboard system and full motion forearm supports
Ergonomics 38 (1995) 508-17

23. Hepp-Reymond, M.-C., E.J. Huesler, and M.A. Maier, *Precision grip in humans: Temporal and spatial synergies*, in *Hand and brain*, A.M. Wing, P. Haggard, and F.J. R., Editors. 1996, Academic Press: San Diego, CA. p. 37–68.

24. Kapandji, A.
[Functional anatomy of the 1st web space]
 Ann Chir Main 5 (1986) 158-65

25. Kapandji, A.I.
[Prehension of the human hand]
 Ann Chir Main 8 (1989) 234-41

26. Kapandji, A.I., *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Vol. 1. 2001, Stuttgart: Thieme.

27. Kelly, A.P.
Primary Tendon Repairs
 J. Bone Jt. Surg. 41 (1959) 581-598

28. Knabl, J.S., P.K. Maitz, M. Deutinger, H. Millesi, and G. Meissl
[Analysis of hand function with the Millesi examination scale in patients with pollicisation after aplasia or hypoplasia of the thumb]
 Handchir Mikrochir Plast Chir 30 (1998) 317-24

29. Kuo, L.C., F.C. Su, H.Y. Chiu, and C.Y. Yu
Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics
 J Biomech 35 (2002) 1499-506

30. Kyle, J.B. and A.J. Eyre-Broock
The Surgical Treatment of Flexor Tendon Injuries in the Hand
 Brit. J. Surg. 41 (1954) 502-511

31. Landsmeer, J.M.
[The kinetic apparatus of the human finger; anatomical structure and functional significance.]
Ned Tijdschr Geneeskd 96 (1952) 1039-41
32. Landsmeer, J.M.
Anatomical and functional investigations on the articulation of the human fingers
Acta Anat Suppl (Basel) 25 (1955) 1-69
33. Landsmeer, J.M.
[Coordination of the interphangeal joints of the fingers.]
Ned Tijdschr Geneeskd 101 (1957) 996-7
34. Landsmeer, J.M.
The Coordination of Finger-Joint Motions
J Bone Joint Surg Am 45 (1963) 1654-62
35. Landsmeer, J.M.
The proximal interphalangeal joint
Hand 7 (1975) 30
36. Landsmeer, J.M.
The hand and hominisation
Acta Morphol Neerl Scand 25 (1987) 83-93
37. Lindsay, W.K. and E.P. McDougall
Direct digital flexor tendon repair
Pr Lodz Tow Nauk [IV] 26 (1960) 613-21
38. Littler, J.W.
On the adaptability of man's hand (with reference to the equiangular curve)
Hand 5 (1973) 187-91

39. Malaviya, G.N. and S. Husain
Evaluation of methods of claw finger correction using the finger dynamography technique
J Hand Surg [Br] 18 (1993) 635-8
40. Malaviya, G.N. and S. Husain
Finger dynamography. A complimentary technique for functional evaluation of the hand
J Hand Surg [Br] 18 (1993) 631-4
41. Mallon, W.J., H.R. Brown, and J.A. Nunley
Digital ranges of motion: normal values in young adults
J Hand Surg [Am] 16 (1991) 882-7
42. Martini, A. and P. Kunert
Spätergebnisse nach Beugesehnenverletzungen
Handchirurgie 7 (1975) 143-147
43. Millesi, H.
[Results of treatment in combined finger deformities]
Acta Chir Plast 8 (1966) 1-22
44. Millesi, H.
[Plastic surgery in abnormalities of the hand]
Chirurg 42 (1971) 60-7
45. Millesi, H.
[Treatment of open injuries of the hand]
Langenbecks Arch Chir 332 (1972) 469-78
46. Napier, J.R., *Functional Aspects of the Anatomy of the Hand*, in *The Hand*, R.G. Pulvertaft, Editor. 1966, Butterworth: London.

47. Nighst, H. and E. Scharitzer, *Untersuchung der Hand*. 1991, Stuttgart: Hippokrates Verlag.
48. Pieper, W.
Die graphische Darstellung der Fingerbeweglichkeit im Greifraum
Handchirurgie (1979) 75-79
49. Rash, G.S., P.P. Belliappa, M.P. Wachowiak, N.N. Somia, and A. Gupta
A demonstration of validity of 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension
J Biomech 32 (1999) 1337-41
50. Rempel, D., J. Dennerlein, C.D. Mote, Jr., and T. Armstrong
A method of measuring fingertip loading during keyboard use
J Biomech 27 (1994) 1101-4
51. Schmidt, H.M. and U. Lanz, *Chirurgische Anatomie der Hand*. 1992, Stuttgart: Hippokrates Verlag GmbH. 262.
52. Srinivasan, H.
A note on the Mulder-Landsmeer phenomenon
Acta Anat (Basel) 93 (1975) 464-70
53. Srinivasan, H.
Universe of finger postures and finger dynamography. A conceptual methodological tool for assessing and recording the motor capacity of the finger
Handchir Mikrochir Plast Chir 15 (1983) 3-6
54. Strickland, J.W.
Results of flexor tendon surgery in zone II
Hand Clin 1 (1985) 167-79

55. Su, F.C., L.C. Kuo, H.Y. Chiu, and M.J. Chen-Sea
Video-computer quantitative evaluation of thumb function using workspace of the thumb , J Biomech 36 (2003) 937-42

56. Su, F.C., L.C. Kuo, H.Y. Chiu, and H.Y. Hsu
The validity of using a video-based motion analysis system for measuring maximal area of fingertip motion and angular variation
Proc Inst Mech Eng [H] 216 (2002) 257-63

57. Swanson, A.B., C. Goran-Hagert, and G. de Groot Swanson
Evaluation of impairment in the upper extremity
J Hand Surg [Am] 12 (1987) 896-926

58. Tsuge, K., *Atlas der Handchirurgie*. 1990, Stuttgart: Hippokrates Verlag. 774.

59. Tubiana, R., P. McMeniman, and S. Gordon
[Evaluation of results in flexor tendon surgery (author's transl)]
Ann Chir 33 (1979) 659-62

60. van der Schoot, A., *Die Geschichte des goldenen Schnittes*. 2005, Stuttgart - Bad Cannstadt: Frohmann-Holtboog.

61. Van't Hof, A. and K.G. Heiple
Flexor Tendon Injuries of the Fingers and Thumb
J. Bone Jt. Surg. 40 (1958) 256-262

62. Verdan, C. and J. Michon
[The treatment of injuries of the flexor tendons of the fingers.]
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 47 (1961) 285-425

63. White, W.L.
Secondary Restoration of Finger Flexion by Digital Tendon Graft
Amer. J. Surg. 91 (1956) 661-668

7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Graphische Darstellung der Fingerbeweglichkeit nach Pieper (1979): a) der große Greifraum; b) der kleine Greifraum.....	25
Abbildung 2: Das Bewegungsfeld eines Fingers nach Pieper (1979).....	26
Abbildung 3: Nomenklaturvereinbarung für die mathematische Berechnung: a) Finger in Streckung; b) Finger in Beugstellung	27
Abbildung 4: Optimaler Bewegungsablauf um das größtmögliche Bewegungsfeld zu erreichen.....	28
Abbildung 5: Unterteilung der Greifräume nach den einzelnen Bewegungsschritten.....	29
Abbildung 6: Berechnung des Greifraumes eines Fingers (I).....	30
Abbildung 7: Berechnung des Greifraumes eines Fingers (II).....	31
Abbildung 8: Bewegungsbereich eines Fingers beim Beugen und Strecken - Fibonacci Kurve (nach Schmidt und Lanz, 1992).....	34
Abbildung 9: Markierung der Fingergelenke mit reflektierenden Marker für die Bewegungsanalyse.....	39
Abbildung 10: Bewegungsanalyse der Langfinger.....	40

Abbildung 11: Aufteilung der dreidimensionalen Daumenbewegung in drei Einzelbewegungen: a) Beugung/Streckung in Sattel-, Metacarpophalangeal- und Interphalangealgelenk; b) Abduktion des Daumens 90° zur Handebene; c) Zirkumduktion des Daumens.....	41
Abbildung 12: Computerprogramm zur Berechnung des Bewegungsfeldes eines Fingers: a) allgemeine Eingabemaske für die Patientendaten und Auswahl des untersuchten Fingers; b) der Datenbank; c) Eingabemaske für einen Langfinger; d) Eingabemaske für den Daumen; e) Ergebnisse Langfinger; f) Ergebnisse Daumen.....	45
Abbildung 13: Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers im PIP Gelenk auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss der Beugung im PIP Gelenk; b) Einfluss des Streckdefizites im PIP Gelenk; c) der kombinierte Einfluss der Beugung und des Streckdefizites.....	47
Abbildung 14: Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers im DIP Gelenk auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss der Beugung im DIP Gelenk; b) Einfluss des Streckdefizites im DIP Gelenk; c) der kombinierte Einfluss der Beugung und des Streckdefizites.....	48
Abbildung 15: Der kombinierte Einfluss der Beweglichkeit eines Fingers in den PIP und DIP Gelenken auf die Größe des Bewegungsfeldes: a) Einfluss eines in PIP und DIP gleichzeitig auftretenden Streckdefizites; b) Einfluss eines in PIP und DIP gleichzeitig auftretenden Beugedefizites.....	49
Abbildung 16: Korrelation zwischen der Messung der Fingerbeweglichkeit mit dem DigiMeter und mit dem videounterstützten Bewegungsanalysesystem	52

Abbildung 17: Lineare Regressionsanalyse zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Daumenbeweglichkeit59

Abbildung 18: Lineare Regressionsanalyse zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Langfingerbeweglichkeit.....60

Abbildung 19: Unterschiedliche Größe des Bewegungsfeldes in Abhängigkeit des betroffenen Gelenkes bei identischer Gesamtbeugefähigkeit.....67

8. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Bewertungsschema für die Quantifizierung der Fingerbeweglichkeit nach Buck-Gramcko (modifiziert nach Buck-Gramcko, 1976)	21
Tabelle 2: Gängige Bewertungssysteme der Fingerbeweglichkeit (modifiziert nach Buck-Gramcko, 1976)	22
Tabelle 13: Übersicht der Messungen an den Probanden	51
Tabelle 14: Korrelation zwischen den Messungen mit dem Computerprogramm (DigiMeter [®] - DGM) und videounterstütztes Bewegungsanalysensystem (Korrelationskoeffizient nach Spearman)	52
Tabelle 15: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen der Bewertung der Fingerbeweglichkeit mit dem DigiMeter [®] und dem videounterstützten Bewegungsanalysensystem.....	53
Tabelle 16: Übersicht der Messungen an dem Patientenkollektiv: Mittelwerte und Standardabweichung.....	56
Tabelle 7: Korrelation zwischen den untersuchten Messmethoden der Daumenbeweglichkeit.....	55

Tabelle 8: Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Daumenbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführten Messungen.....	56
Tabelle 9: Korrelation zwischen den untersuchten Messmethoden der Langfingerbeweglichkeit.....	57
Tabelle 10: Korrelation zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien für Langfingerbeweglichkeit und die einzelnen durchgeführte Messungen.....	58
Tabelle 11: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Daumenbeweglichkeit.....	59
Tabelle 12: Umrechnungsmöglichkeiten anhand der linearen Regression zwischen den unterschiedlichen Bewertungskriterien der Langfingerbeweglichkeit.....	60

9. DANKSAGUNG

Meinen Dank geht vor allem meinem verehrten Chef, Herrn Prof. Dr. Biemer der mich stetig gefördert und unterstützt hat und somit die Anfertigung dieser Arbeit erst ermöglicht hat.

Ich möchte mich ganz herzlich bei Herr Dr. rer. nat. Peter Hintz bedanken für die außerordentlich engagierte Unterstützung bei der Berechnung der mathematischen Formeln und bei der Erstellung des Computerprogramms.

Außerdem gilt mein besonderer Dank Herrn Jürgen Mitternacht aus dem Ganglabor der Orthopädischen und Sportorthopädischen Klinik der Technischen Universität München (Univ.-Prof. Dr. med. R. Gradinger) für die hervorragende Zusammenarbeit und die infrastrukturelle Unterstützung, welche einen enormen Beitrag zur Realisierung dieser Arbeit leistete.

Ebenfalls möchte ich mich bei Frau Dipl.-Stat. R. Hollweck und Herr Dipl.-Stat. T. Schuster, Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie (Univ.-Prof. Dr. K.A. Kuhn) für die statistische Auswertung und Strukturierung meiner Daten bedanken.

Ich möchte mich auch bei Herr Dr. med. Georg Hintz für seine Hilfe bei der Korrektur der Arbeit bedanken.