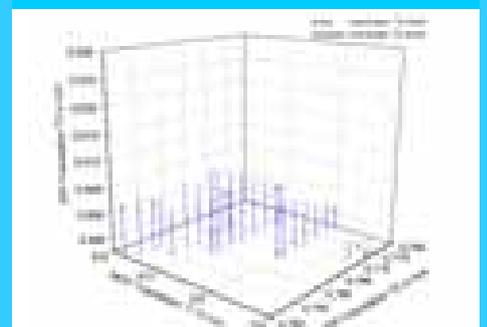
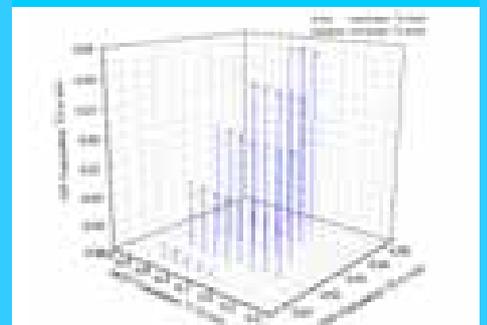
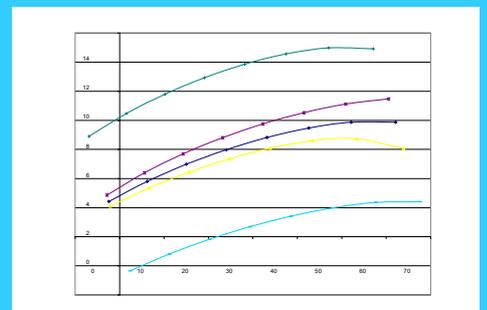
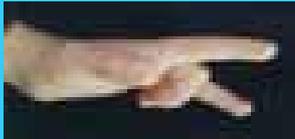


Zur Biomechanik des Fingers

unter Berücksichtigung der
Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen



Aus dem Institut für Anatomie
(Direktor Univ.- Prof. Dr. J. Fanghänel)
der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
Arbeitsgruppe Biomechanik Göttingen-Greifswald

Harm Burfeind

Zur Biomechanik des Fingers unter Berücksichtigung der Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

DOKTOR DER NATURWISSENSCHAFTEN IN DER MEDIZIN

(Dr. rer. med.)

der Medizinischen Fakultät
der Ernst-Moritz-Arndt-Universität
Greifswald 2003

Bibliografische Information Der Deutschen Bibliothek

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

1. Aufl. - Göttingen : Cuvillier, 2004
Zugl.: Greifswald, Univ., Diss., 2003
ISBN 3-86537-070-5

Titelbild

Die technische Zeichnung im Zentrum der Graphik wurde freundlicherweise von Herrn Prof. Dr. H. Nägerl zur Verfügung gestellt.

Dissertation und Disputation

Dekan: Prof. Dr. H.-K. Kroemer
1. Gutachter: Prof. Dr. J. Fanghänel
2. Gutachter: Prof. Dr. Ch. Wilke
3. Gutachter: Prof. Dr. H. Nägerl
Ort der Disputation: Greifswald, Klinik für Orthopädie
Tag der Disputation: 04.12.2003

⊕ CUVILLIER VERLAG, Göttingen 2004
Nonnenstieg 8, 37075 Göttingen
Telefon: 0551-54724-0
Telefax: 0551-54724-21
www.cuvillier.de

Alle Rechte vorbehalten. Ohne ausdrückliche Genehmigung des Verlages ist es nicht gestattet, das Buch oder Teile daraus auf fotomechanischem Weg (Fotokopie, Mikrokopie) zu vervielfältigen.

1. Auflage, 2004
Gedruckt auf säurefreiem Papier

ISBN 3-86537-070-5

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung	5
2	Material und Methode	10
2.1	Anatomische Grundlagen	10
2.1.1	Skelett der Hand	10
2.1.2	Knochenverbindungen.....	11
2.1.3	Die Muskeln der Finger und ihre Sehnen.....	19
2.1.4	Die Bänder der Fingergelenke.....	32
2.2	Material.....	35
2.3	Die Wahl des Modells	35
2.3.1	Bisherige Modelle	35
2.3.2	Das neue Modell.....	36
2.3.3	Die anatomischen Daten des Sagittalschnittes	48
2.4	Mathematische Methoden: die rechnerische Bestimmung der Hebelarmlängen	50
2.4.1	Der auslenkungsbedingte Koordinatenwechsel.....	50
2.4.2	Koordinatentransformation zwischen dem mittleren und dem palmaren Krümmungsbereich des MCP	52
2.4.3	Die MCP-Hebelarme der proximalen Mm. interossei.....	53
2.4.4	Die MCP-Hebelarmlängen der distalen Mm. interossei.....	57
2.4.5	Die MCP-Hebelarme des M. lumbricalis	57
2.4.6	Die Hebelarme der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis bzgl. der drei Fingergelenke	58
2.4.7	Die MCP-Hebelarme des M. extensor digitorum.....	59
2.4.8	Die Hebelarme der streckenden Muskeln an PIP und DIP.....	63
2.4.9	Auflistung der Hebelarme	64
3	Befunde und Diskussionen	66
3.1	Der unbelastete Finger im Gleichgewicht	66
3.1.1	Die mathematische Beschreibung des Gleichgewichts	66
3.1.2	Die Gleichgewichtslagen des DIP	67
3.1.3	Die Gleichgewichtslagen des PIP (ohne Berücksichtigung einer eventuell durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streck-Hebelarme)	72
3.1.4	Berücksichtigung der durch das Landsmeer-Band verursachten Hebelarmverkürzung am PIP	75
3.1.5	Die Bestimmung der Gleichgewichtslagen des MCP	77
3.1.6	Der Gleichgewichtsbereich des MCP.....	80
3.1.7	MCP-Gleichgewichtsbereiche für einige Spezialfälle.....	82
3.1.8	Auswirkungen des Landsmeer-Effektes für das MCP	91

3.2	Kinematik des Fingers	96
3.2.1	Die Bestimmung der momentanen Drehachse	96
3.2.2	Lagen der momentanen Drehachse am DIP	97
3.2.3	Die Lagen der momentanen Drehachse am PIP	99
3.2.4	Die Lagen der momentanen Drehachse am MCP	102
3.2.5	Momentane Drehachsen: Zusammenfassung	106
3.3	Der Einfluss von Variationen der anatomischen Daten auf die Gleichgewichtslagen des unbelasteten Fingers	107
3.3.1	Wahl der variierten Daten	107
3.3.2	Auswertung der Diagramme der Variationen.....	109
3.4	Der belastete Finger.....	137
3.4.1	Bedingungen für ein Gleichgewicht.....	137
3.4.2	Das lineare Gleichungssystem.....	139
3.4.3	Die untersuchten Fingerstellungen	140
4	Zusammenfassung und Ausblick	146
4.1	Anwendung des Modells auf einige Phänomene.....	146
4.1.1	Die Lagen der momentanen Drehachsen und Funktion der Fingergelenke ...	146
4.1.2	Der knöcherner Strecksehnenaustriss	147
4.1.3	Ab-/Adduktion bei gestreckten Interphalangealgelenken	148
4.1.4	Die Ernährung des Gelenkknorpels und das Krankheitsbild der Arthrose.....	148
4.1.5	Betrachtungen zur Ab-/Adduktion	149
4.2	Der unbelastete Finger.....	149
4.2.1	Der MCP-Gleichgewichtsbereich.....	149
4.2.2	Die Variation der zugrunde gelegten Daten und deren Auswirkungen.....	151
4.2.3	Die Qualität der Berechnungen	153
4.3	Der belastete Finger.....	154
5	Anhang	155
5.1	Die Computerprogramme.....	155
5.1.1	Der unbelastete Finger.....	155
5.1.2	Der belastete Finger.....	189
5.2	Literaturverzeichnis	219
5.3	Danksagung	223

1 Einleitung und Fragestellung

Die Biomechanik stellt ein interdisziplinäres Bindeglied zwischen der Medizin und der Physik dar. Anatomische und physiologische Untersuchungen werden mit den Mitteln der technischen Mechanik beschrieben und interpretiert. Die biomechanische Betrachtung des menschlichen Bewegungsapparates ist zum einen als Grundlagenforschung anzusehen, zum anderen als Anwendungsforschung. Es werden Untersuchungen auch durchgeführt, um insbesondere im Bereich der Prothetik, der Physiotherapie, der Chirurgie und der Diagnostik die Kenntnisse von der Statik und Kinematik der Gelenke umzusetzen, um möglichst komfortable Prothesen zu konstruieren und deren Verschleiß zu minimieren.

10 Ziel dieser Arbeit ist, ein Modell zu entwickeln, das die Statik und Kinematik des menschlichen Fingers in seiner Hauptfunktion beschreibt.

In der Literatur findet man Untersuchungen zu diesem Sujet z.B. von LEIJNSE und KALKER (1994) und darauf aufbauend von LEIJNSE (1995, Feb. 1997, Aug. 1997). Sie betrachten den Finger als Gelenkkette von Scharnieren mit im proximalen Gelenkteil jeweils ortsfesten Drehachsen, die in Flexion/Extensionsrichtung drei und im Grundgelenk in Abduktion/Adduktionsrichtung einen Freiheitsgrad, also insgesamt vier Freiheitsgrade besitzt. Da am menschlichen Finger in der Regel aber mehr als vier Muskeln angreifen, erhält man in diesem Modell ein überbestimmtes Gleichungssystem.

Die bei LEIJNSE und KALKER zugrunde gelegte Annahme der drei Freiheitsgrade bzgl. der Extension und Flexion, die in der Literatur in den meisten Abhandlungen zum Finger zu finden ist, ist als prinzipiell falsch anzusehen, da sie die tatsächliche Krümmungsmorphologie der Gelenkflächenpaare ignoriert: Die Fingergelenke dürfen nicht als Scharniere angesehen werden, wie ZIEHN (1995) und ALBUS (2001) anhand von Erhebungen zur Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen, die in unserer biomechanischen Arbeitsgruppe Göttingen/Greifswald durchgeführt wurden, nachgewiesen haben. Bereits Anfang des Jahrhunderts erwähnt FICK (1911) die Inkongruenz der Artikulationsflächen, die im Widerspruch zu den angenommenen ortsfesten Drehachsen steht.

YOUM (1977) weist die Wanderbewegung der Drehachse am MCP experimentell nach, ohne jedoch diese mit der Krümmungsmorphologie in Zusammenhang zu bringen.

30 Die Inkongruenz der Artikulationsflächen findet lange Zeit keinen Einzug in die mathematischen Beschreibungen des Fingers. Erst NÄGERL (1990) hat gefordert, dass das Modell des Scharniergelenks durch das der dimeren Gelenkkette ersetzt wird. Dieses Modell berücksichtigt die Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächenpaare. Auf jedes Fingergelenk

angewandt, geht es für die Flexion/Extension von sechs kinematischen Freiheitsgraden für den gesamten Finger aus. Es soll die Grundlage der vorliegenden Arbeit bilden.

Die Interphalangealgelenke bestehen aus zwei Kompartimenten und besitzen deswegen vier
5 Freiheitsgrade, von denen nur die zwei, die zur Extension/Flexion gehören, muskulär aktiv angesteuert werden können. Die beiden anderen Freiheitsgrade, axiale Rotation und Ab-/Adduktion, sind nur passiv bedienbar und in jeder Flexion/Extensionposition des Gelenkes durch die kompressive Gelenkkraft in ihrer Initiaillage mechanisch stabil fixiert (NÄGERL 2002a). Das MCP besitzt prinzipiell fünf Freiheitsgrade, je zwei in Extension/Flexion und
10 Ab-/Adduktion. Die axiale Rotation wird durch die Bandstrukturen verhindert und kann nur passiv durch Einwirken eines äußeren Drehmoments erzwungen werden (NÄGERL 2002b).

Abweichend von allen dem Autor bekannten Arbeiten soll hier erstmals die soeben beschriebene physiologische Situation der Gelenkflächen nicht nur qualitativ berücksichtigt
15 werden, sondern soll sie unter Zuhilfenahme weiterer anatomischer Daten die Grundlage ausführlicher quantitativer Betrachtungen darstellen. Um die Auswirkungen muskulärer Aktivität auf die Fingerposition bei fehlenden und bei anwesenden äußeren Kräften berechnen zu können, müssen zusätzlich zur Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen weitere quantifizierte morphologische Angaben erhoben werden, wie Knochenlänge, Insertion und
20 Origo der Sehnen und Bänder, Streckenlänge der Anheftungen der Sehnenscheiden an die Fingerknochen etc. Da diese Daten weitgehend unbekannt sind, wurden sie anhand von anatomischen Präparaten im Anatomischen Institut der Universität Greifswald (Direktor: Prof. Dr. J. Fanghänel) geschätzt. Da hier eine Fehlerquelle liegt bzw. liegen könnte, wurden in den Computerprogrammen diese Daten systematisch variiert, um die Auswirkungen dieser
25 Ungenauigkeiten auf das Rechenergebnis abzuschätzen. Ziel des Unterfangens war zu berechnen,

- 1) welche Fingerstellungen möglich sind,
- 2) welche Muskelkräfte dazu in den intrinsischen und extrinsischen Muskeln erforderlich sind und
- 30 3) welche Auswirkungen auf die Fingerfunktion jene zunächst hypothetisch angenommenen anatomischen Variationen haben.

Diese Berechnungen wurden mittels der eigens dazu entwickelten Computerprogramme numerisch durchgeführt. Die Ergebnisse dienen der Begründung von Statik und quasistatischer Bewegung des Fingers, sowie der damit zusammenhängenden Phänomene.

Am Anfang der vorliegenden Arbeit steht eine präzise Darstellung der für diese Untersuchungen relevanten Aspekte der Anatomie des menschlichen Fingers. Sie gliedert sich in vier Bereiche 1) das Skelett der Hand, 2) die Gelenke, 3) die Muskeln und Sehnen und 4) die Bänder des Fingers. Neben der bloßen Beschreibung der anatomischen Gegebenheiten wird hier die Anwendung des Modells der dimeren Gelenkkette erläutert und die daraus resultierenden Folgen für die Anzahl der Freiheitsgrade der einzelnen Gelenke aufgezeichnet. Bei der Beschreibung der angreifenden Muskeln stehen die für die Fingerbewegung relevanten Aspekte im Vordergrund, d.h. die Insertionsbereiche am Finger und der Verlauf der Muskeln bzw. ihrer Sehnen im Bereich der Gelenke, da dieses die Größen sind, die für die Länge der Hebelarme und somit für die wirkenden Drehmomente verantwortlich sind. An einigen Beispielen wird aufgezeigt, inwiefern die in der Literatur beschriebenen Fingermodelle als unzureichend anzusehen sind, und weshalb dieses neue Modell vorgestellt wird. Neben der Inkongruenz der Gelenkflächen wird dabei insbesondere der Verteilung der streckenden Muskelkräfte auf die drei Gelenke, dem Insertionsbereich der Mm. interossei, dem Zusammenwirken der intrinsischen Muskeln und der Bedeutung der Landsmeer-Bänder ausdrückliche Beachtung geschenkt.

Anschließend wird mithilfe der Vektorgeometrie für alle angreifenden Muskeln für jedes Gelenk jeweils für eine Drehung um den Mittelpunkt der Kaput- und der Basiskrümmung die Hebelarmlängen berechnet. Man erhält für jede Fingerposition 36 Hebelarmlängen. Die Produkte dieser Hebelarmlängen mit den jeweiligen Muskelkräften ergeben die auf den Finger einwirkenden Drehmomente. Deren Summe muss am unbelasteten Finger null sein, damit Gleichgewicht herrschen kann. Das im Anhang abgedruckte Computerprogramm untersucht, für welche Stellungen der Fingergelenke innerhalb des biomechanisch sinnvollen Bewegungsumfangs des Fingers diese Gleichgewichtsbedingung erfüllt ist.

Auf diese Art wird im vierten Kapitel untersucht, für welche Auslenkungswinkel es an den verschiedenen Gelenken zu Gleichgewichtssituationen des unbelasteten Fingers kommen kann und welche Muskelkräfte dabei auftreten.

Darauf aufbauend werden im fünften Kapitel für den Fall der quasistatischen Bewegung die Positionen der momentanen Drehachsen der drei Gelenke bestimmt. Die so ermittelten Werte werden für das MCP mit von YOUM (1978) gemessenen Werten verglichen.

Anschließend wird die oben bereits erwähnte Variation der zugrunde gelegten Daten vorgenommen, um so zu zeigen, dass die in dieser Arbeit berechneten Ergebnisse nicht nur für einen speziellen Vertreter Gültigkeit besitzen, sondern qualitativ die Finger unterschiedlicher Menschen repräsentieren. Außerdem soll hier festgestellt werden, welche anatomischen Daten bei Variation das Ergebnis besonders stark beeinflussen, um so aufzuzeigen, in welchen Bereichen genauere anatomische Untersuchungen als besonders wichtig erscheinen.¹

Im siebten Kapitel werden die Gleichgewichtsbereiche eines durch eine auf die Fingerspitze einwirkende Kraft belasteten Fingers berechnet. Die so ermittelten Gleichgewichtsbereiche werden mit der Situation am unbelasteten Fingers verglichen.

Abschließend werden mit den berechneten Daten einige Phänomene, wie z.B. der knöchernen Strecksehnenaustriss gedeutet, um so die Güte des gewählten Modells zu demonstrieren.

¹ Die in diesem Kapitel dargestellten Untersuchungen zur Auswirkung von Variationen der anatomischen Daten auf die Gleichgewichtsbereiche des unbelasteten Fingers und deren Deutungen wurden in Zusammenarbeit mit dem Mitglied unserer Arbeitsgruppe in Göttingen Herrn Sascha Kramer durchgeführt.

Abkürzungen

Fingergelenke:

	MCP	= Metakarpophalangealgelenk (Grundgelenk)
	PIP	= Proximales Interphalangealgelenk (Mittelgelenk)
5	DIP	= Distales Interphalangealgelenk (Endgelenk)

Fingermuskulatur:

	E	= M. extensor digitorum
	L	= M. lumbricalis
10	I _d	= M. interosseus distalis
	I _p	= M. interosseus proximalis
	P	= M. flexor digitorum profundus
	S	= M. flexor digitorum superficialis

2 Material und Methode

2.1 Anatomische Grundlagen

2.1.1 Skelett der Hand

Man unterscheidet an der Hand drei Bereiche: Handwurzel, Mittelhand und Fingerknochen.²

Die Handwurzelknochen (Ossa carpi) bilden ein mosaikartiges Gefüge kurzer gedrungener Knochen, die die Verbindung zwischen den Unterarmknochen und der Mittelhand darstellen. Die Mittelhand (Metacarpus) besteht aus fünf langen Knochen, deren proximale Enden, die Basen, eine gelenkartige Verbindung mit der Handwurzel bilden. An das distale Ende des Mittelhandknochen, dem Caput, schließen sich die Fingerknochen (Ossa digitorum oder Phalangen) an, die ebenfalls jeweils eine Basis (konkave Krümmung) und einen Caput (konvexe Krümmung) besitzen. Von proximal nach distal werden sie als Grundphalanx, Mittelphalanx und Endphalanx bezeichnet.

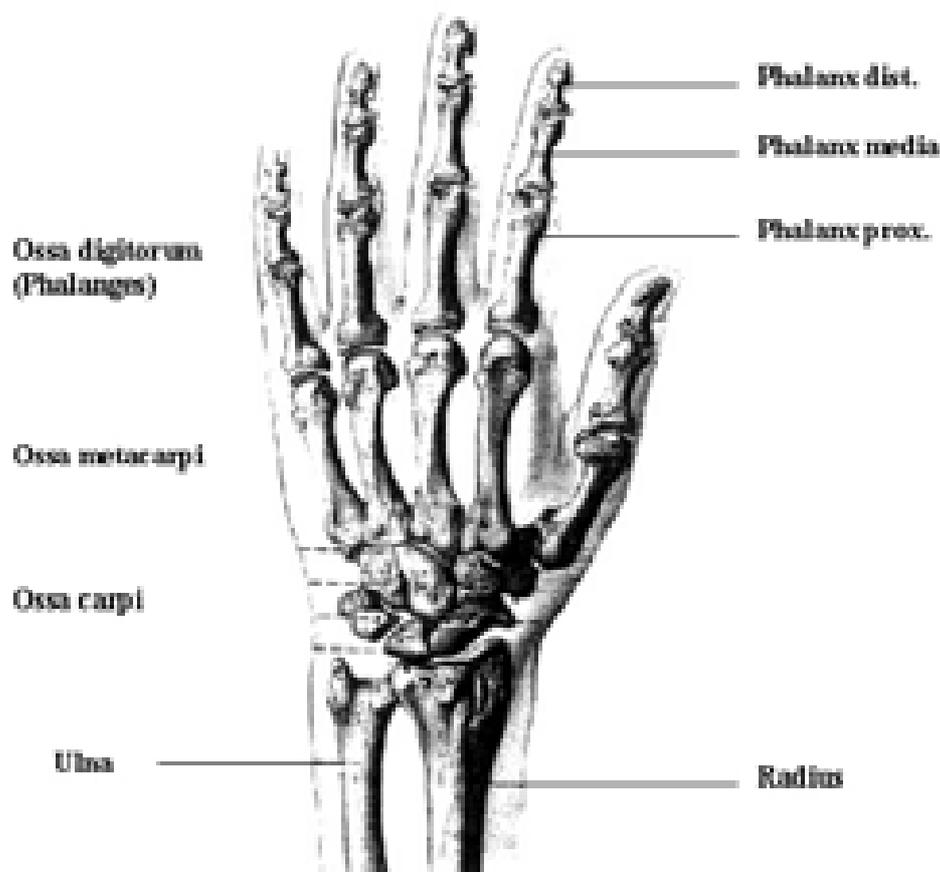


Abb. 2-1: Das Skelett der Hand (aus BENNINGHOFF 1985, in veränderter Form)

² Siehe Abb. 2-1 (S. 10).

2.1.2 Knochenverbindungen

2.1.2.1 Allgemeine Einteilung

Bei den Verbindungen zweier Skelettelemente unterscheidet man zwischen Diarthrosen und Synarthrosen:

5 Eine kontinuierliche Verbindung zweier Skelettelemente z.B. durch eine elastisch-verformbare Masse nennt man *Synarthrose* oder *unechtes Gelenk*. Als Verbindung dienen Knorpel, Bindegewebe oder Knochen. Als Beispiel für eine knorpelartige Verbindung seien die Bandscheiben oder auch die Symphysen genannt.

10 Diskontinuierliche Skelettverbindungen heißen *Diarthrosen*.³ Es gibt verschiedene Arten von Diarthrosen.⁴ Die für diese Arbeit relevante Form besteht aus einer Gelenkpfanne (Basis) und einem Gelenkkopf (Caput), die jeweils von einer hyalinen Knorpelschicht bedeckt sind.

Der Zwischenraum wird *Gelenkspalt (cavitas articularis)* genannt und ist mit einer viskosen Flüssigkeit gefüllt, der *Gelenkschmiere (Synovia)*. Ihre Aufgabe ist es, die Reibung auf den an sich schon glatten Gelenkflächen noch weiter zu vermindern und die Knorpelschicht zu ernähren. Die *Gelenkkapsel (capsula articularis)* ist eine Hülle, die das Gelenk luftdicht
15 abschließt und die Synovia beinhaltet. Sie besteht aus einer bindegewebigen Innenhülle (Membrana synovialis) und einer bindegewebigen Außenhülle (Membrana fibrosa).

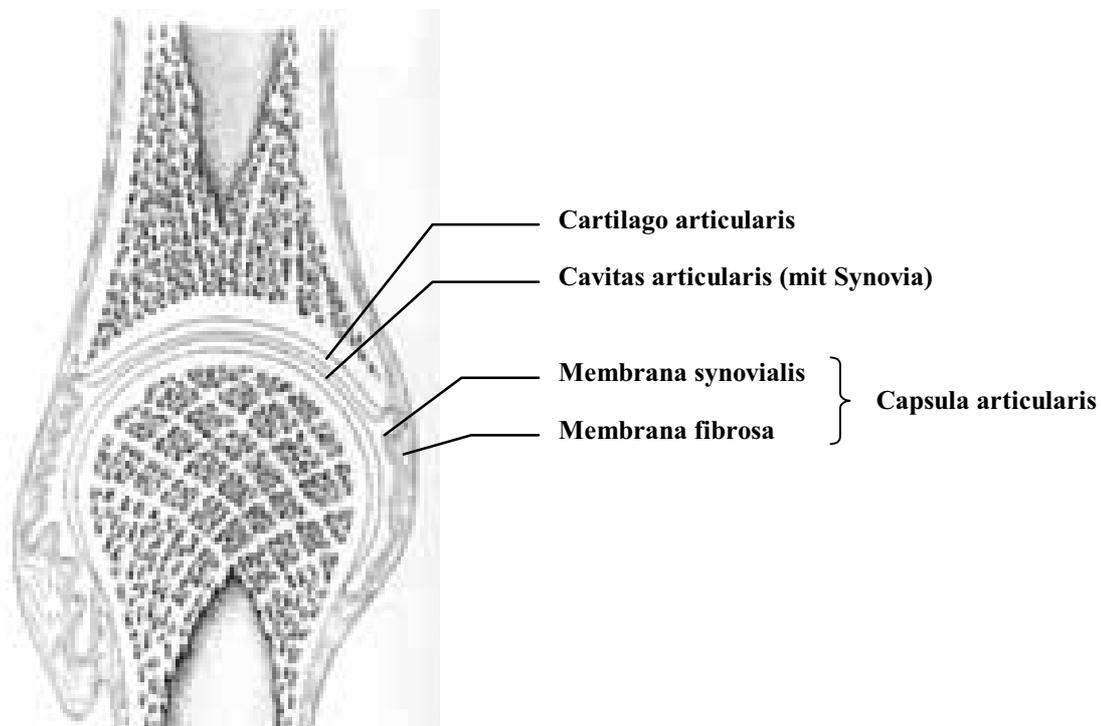


Abb. 2-2: Überblick über die Anteile eines Gelenkes (aus BENNINGHOFF 1985, in veränderter Form)

³ Siehe Abb. 2-2 (S. 11).

⁴ Vgl. z.B. NÄGERL, S. 7 ff.

2.1.2.2 Einige Begriffe aus dem Bereich der Gelenkmechanik

In Abhängigkeit von der Form der Gelenkkörper und –flächen werden die Gelenke des menschlichen Körpers in verschiedene Kategorien gegliedert. WALDEYER, MAYET (1993a) nennen folgende Gelenkarten: planes Gelenk, Radgelenk, Scharniergelenk, Kondylengelenk, Sattelgelenk, Kugelgelenk und Eigelenk. Für die in dieser Arbeit vorgenommenen Betrachtungen sind das Scharniergelenk bzw. Ketten von Scharniergelenken von besonderer Bedeutung.

2.1.2.2.1 Das Scharniergelenk

Ein Scharniergelenk besteht aus einem inneren, zylinderförmigen Gelenkkörper, der von einem äußeren Gelenkkörper konkaver Krümmung umgeben ist. Die Krümmungsradien sind nahezu identisch, so dass die Drehachse durch den gemeinsamen Mittelpunkt M der beiden Kreise verläuft. Jede Auslenkung dieses Gelenks ist durch eine Größe, nämlich den Drehwinkel um M, zu charakterisieren. Deshalb sagt man, das Gelenk besitzt einen Freiheitsgrad.

2.1.2.2.2 Die dimere Gelenkkette

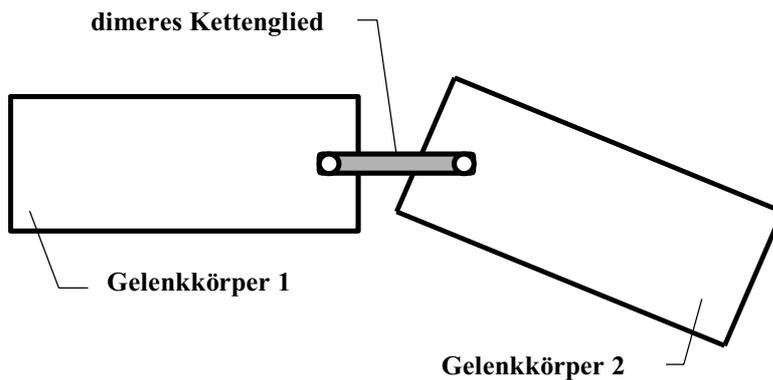
Werden zwei Gelenkkörper durch einen dritten Körper, der mit beiden jeweils durch ein Scharniergelenk verbunden ist, gekoppelt, spricht man von einer dimeren Gelenkkette. Der Verbindungskörper wird auch dimeres Kettenglied genannt. Möchte man die Lage der beiden Gelenkkörper zueinander angeben, reicht eine Größe nicht aus, man muss sowohl den Drehwinkel des einen Scharniergelenks als auch den des anderen angeben: Die dimere Gelenkkette besitzt also zwei Freiheitsgrade.

Je nach Lage des dimeren Kettenglieds unterscheidet man zwischen der gestreckten und der überschlagenden dimeren Gelenkkette. Die Bedeutung der beiden Begriffe kann man Abb. 2-3 und Abb. 2-5⁵ entnehmen. Bei beiden Arten von Gelenkketten existieren ein Punkt auf Gelenkkörper 1 und ein weiterer auf Gelenkkörper 2, die einen konstanten Abstand zueinander besitzen. In technischen Getrieben wird dieses in der Regel durch das dimere Kettenglied erreicht, einem Verbindungsstück, das an den beiden Punkten drehbar mit den Gelenkkörpern verbunden ist. An den Gelenken des menschlichen Körpers wird das Prinzip der konstanten Abstände in der Regel durch annähernd kreis- bzw. kugelförmige Gelenkflächen realisiert.⁶ Dabei ist es erforderlich, dass die Radien der beiden Gelenkflächen nicht identisch sind.

⁵ Siehe S. 13.

⁶ Siehe Abb. 2-4 (S. 13) und Abb. 2-6 (S. 14).

Möchte man die relative Position zweier Gelenkkörper einer dimeren Kette zueinander beschreiben, so kann man dazu die Maßzahlen der Drehungen um die beiden beteiligten Drehpunkte nutzen. Um die in dieser Arbeit überwiegend betrachteten Auslenkungen innerhalb der Extensions/Flexionsebene zu beschreiben, bedient man sich deshalb der Auslenkungswinkel ζ_C und ζ_B bzgl. der Mittelpunkte M_C und M_B der Kaput- und Basiskrümmung. Wenn innerhalb dieser Arbeit von der Position eines Gelenks gesprochen wird, soll damit die relative Position der angrenzenden Knochen gemeint sein, die durch die Auslenkungswinkel ζ_C und ζ_B eindeutig beschrieben wird.



10 Abb. 2-3: Gestreckte dimere Gelenkkette

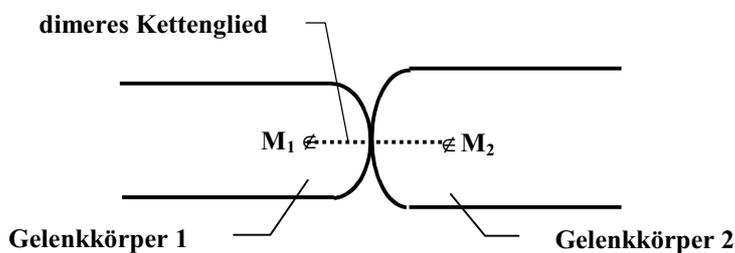


Abb. 2-4: Biomechanische Realisierung der gestreckten dimeren Gelenkkette

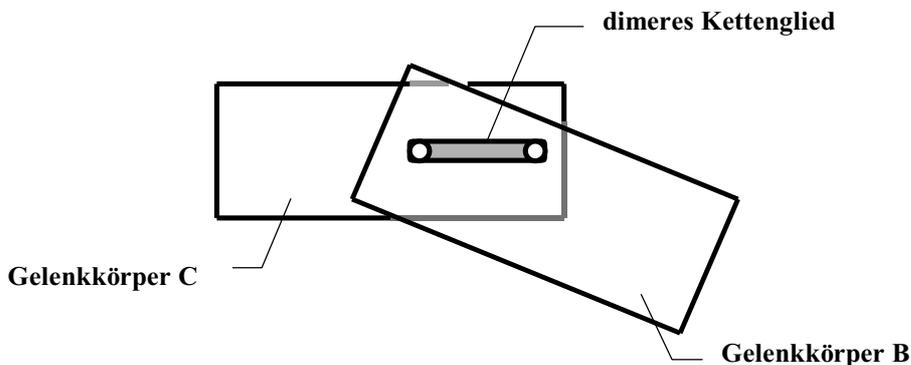


Abb. 2-5: Überschlagene dimere Gelenkkette

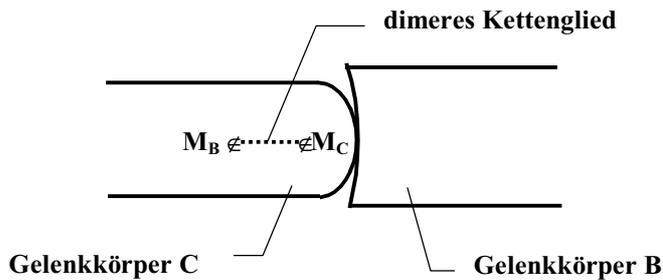


Abb. 2-6: Biomechanische Realisierung der überschlagenen dimeren Gelenkkette

2.1.2.3 Die Fingergelenke

- 5 Die Fingergelenke werden von proximal nach distal als Grund-, Mittel- und Endgelenk bezeichnet:

2.1.2.3.1 Das Fingergrundgelenk

- 10 Das Fingergrundgelenk (Articulatio metacarpophalangea, Metakarpophalangealgelenk) besteht aus einem in grober Näherung kugelförmigen Caput des Mittelhandknochens und einer zugehörigen Basis der Grundphalanx.⁷ Es erlaubt sowohl Flexion und Extension als auch Ab- und Adduktion.

- Eine Rotation des Fingers ist aktiv nicht möglich und auch passiv nur in sehr geringem Maße. Der Bewegungsumfang der Extension und Flexion beträgt ca. 100° (WALDEYER, MAYET
15 1993b). Betrachtet man den für Extension/Flexion entscheidenden medianen Schnitt, so erkennt man, dass der Caput aus Kreissegmenten mit unterschiedlichen Radien besteht: Gemäß ZIEHN (1995) besitzt die eigentliche Kontaktfläche für kleine bis mittlere Flexionswinkel einen Kaputradius R_{C1} von 6,9 mm⁸. Für größere Flexionswinkel beträgt der Kaputradius R_{C2} 5,8 mm.⁹ ZIEHN (1995) hat in ihrer Arbeit keine Angaben darüber gemacht,
20 ab welchem Kaput-Flexionswinkel der kleinere Kaputradius zum Tragen kommt. Den in ihrer Arbeit abgedruckten Konturbildern kann man aber entnehmen, dass dieses für einen Winkel $\mu \approx 45^\circ$ zutrifft. An der Übergangsstelle vom größeren zum kleineren Radius sollen die Kreissegmente die gleiche Tangentensteigung besitzen.¹⁰

- Für beide Bereiche gilt, dass der Caput einen deutlich kleineren Radius besitzt als die Basis.
25 Die Messungen von ZIEHN (1995) ergeben für den Basisradius R_B 10,3 mm.

⁷ Siehe Abb. 2-7 (S. 15).

⁸ Der Kaputradius R_{C1} gehört zu dem in Abb. 2-7 (S. 15) verzeichneten Krümmungsmittelpunkt M_{C1} .

⁹ Vgl. ZIEHN, S. 28.

¹⁰ Vgl. ZIEHN, S. 23.

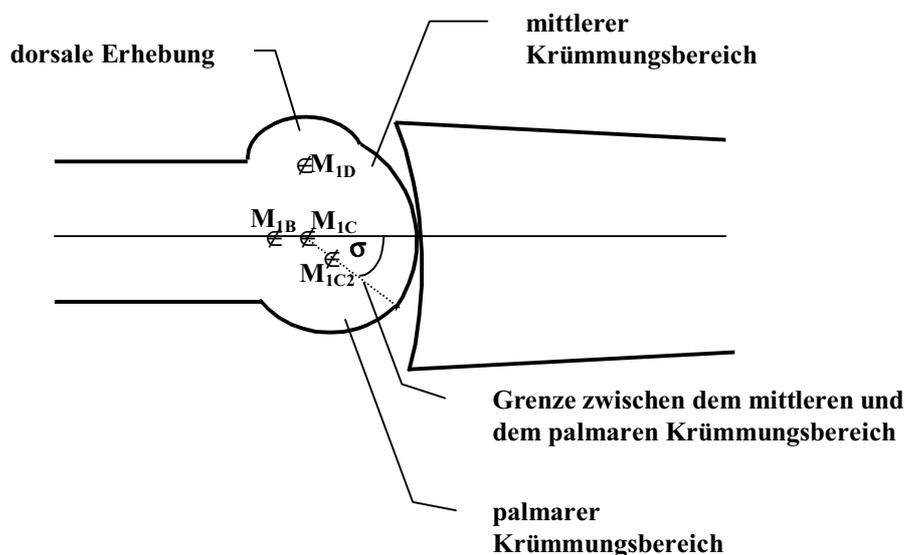
Außerdem fällt auf, dass der Caput dorsal eine Erhebung besitzt. Diese Erhebung dient als Auflagefläche und Umlenkrolle der Sehne des M. extensor digitorum und besitzt einen mittleren Radius von 3,9 mm, liegt aber gemäß ZIEHN nicht mehr im Bereich der Berührungsfläche der Gelenkkörper. Sie ist oft durch eine deutliche Inzisur von jener

5

getrennt. Auch in der zum bisher betrachteten Schnitt senkrechten Horizontalebene stellt ZIEHN eine Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen fest: Der Kaputradius R_{HC} beträgt dort im Mittel 7,3 mm, der Basisradius R_{HB} 8,9 mm. Das Fingergrundgelenk kann also sowohl bzgl. Extension/Flexion als auch bzgl. Abduktion/Adduktion als dimere Kette betrachtet werden

10

und besitzt somit für beide Bewegungsarten jeweils zwei Freiheitsgrade. Berücksichtigt man außerdem den Freiheitsgrad der Rotation, so ergeben sich für das Grundgelenk insgesamt fünf Freiheitsgrade.



15 Abb. 2-7: Fingergrundgelenk von lateral (schematisch)

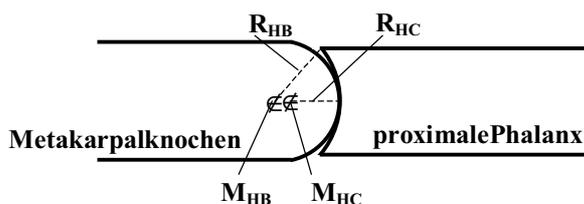


Abb. 2-8: Die horizontalen Konturen des Fingergrundgelenkes (schematisch)

2.1.2.3.2 Das Fingermittelgelenk

Im Gegensatz zum MCP besitzt das Fingermittelgelenk (Articulatio interphalangea proximalis, Proximales Interphalangealgelenk) nicht nur einen Gelenkkopf, sondern zwei nebeneinander angeordnete Köpfe.¹¹ Im Längsschnitt besitzen der ulnare und der radiale Gelenkkopf (Krümmungsmittelpunkte M_{Cu} und M_{Cr}) laut ALBUS (1997) in etwa gleiche Krümmungsradien R_{Cu} und R_{Cr} . Auch die beiden zugehörigen Gelenkpfannen sind nahezu identisch (Krümmungsmittelpunkte M_{Bu} und M_{Br}). Die mittleren Krümmungsradien des Längsschnitts der Gelenkköpfe¹² betragen für den Caput $R_{Cu} \approx R_{Cr} = \text{ca. } 4,4 \text{ mm}$ und an der Basis $R_{Bu} \approx R_{Br} = \text{ca. } 5,5 \text{ mm}$. Der Bewegungsumfang beträgt ca. 100° (WALDEYER, MAYET 1993b). Das PIP stellt bzgl. dieser Ebene somit eine dimere Gelenkkette dar und besitzt bzgl. dieser Bewegungsrichtung also zwei Freiheitsgrade.

Zwischen den beiden Gelenkpfannen befindet sich eine Erhebung¹³, die in den Bereich des Tales¹⁴ zwischen den beiden Gelenkköpfen hineinragt. An dieser Stelle besteht jedoch – wie ALBUS (2001) feststellt – kein Kontakt zwischen Basis und Caput. Laut ALBUS befinden sich die Kontaktbereiche ausschließlich auf den lateralen Gelenkköpfen und den zugehörigen Gelenkpfannen, während median ein Gelenkspalt existiert. Da die streckenden Sehnen und somit auch deren Kraftwirkungslinien durch das Tal in der Mitte der beiden Gelenkköpfe verlaufen, ist Abduktion und Adduktion des PIP aktiv nicht möglich.

Vom Standpunkt der technischen Mechanik aus betrachtet ist das PIP im Querschnitt ein zwangsläufiges Viergelenkgetriebe:¹⁵ Das fixierte Gestell I_C und die bewegliche Koppel I_B sind von ähnlicher Länge, ebenso die ulnare und die radiale Pleuelstange R_u und R_r . Deshalb stellen Drehungen, die durch Krafteinwirkung von außen auf die Mittelphalanx erreicht werden, in guter Näherung Parallelverschiebungen dar. Diese Bewegung bedeutet für das PIP einen weiteren Freiheitsgrad. Ab- und Adduktion sind unter der Annahme fester Pleuelstangenlängen R_u und R_r , die durch die Bedingung des Kraftschlusses begründet ist,¹⁶ aktiv nicht möglich.

Abb. 2-10 a) zeigt das Fingermittelgelenk in der Neutralstellung: Die Kraftwirkungslinie der aus den verschiedenen an dieses Gelenk angreifenden Muskelkräften resultierenden Gelenkkraft F verläuft durch das zwischen den beiden Gelenkköpfen liegende Tal. Diese Kraft lässt sich zerlegen in die ulnare Gelenkkraft F_{u0} und in die radiale Gelenkkraft F_{r0} , deren

¹¹ Siehe Abb. 2-10 (S. 18).

¹² Siehe Abb. 2-9 (S. 17).

¹³ Siehe Abb. 2-10 (S. 18).

¹⁴ In der Zeichnung Abb. 2-10 a) gekennzeichnet durch die Bezeichnung *gap*.

¹⁵ Siehe Abb. 2-10 (S. 18) und NÄGERL S.18.

¹⁶ Vgl. NÄGERL S. 13.

Kraftwirkungslinien in den Kontaktpunkten jeweils zu den beteiligten Basis- und Kaputoberflächen senkrecht sind. Durch den Schnittpunkt P_0 dieser beiden Kraftwirkungslinien verläuft die momentane Drehachse.

Abb. 2-10 b) beinhaltet die in Abb. 2-10 a) dargestellte Situation (gestrichelt gezeichnete Kontur, markiert mit 0) und zeigt außerdem den Fall, dass die zweite Phalanx etwas nach ulnar verschoben ist (durchgezogen gezeichnete Kontur, markiert mit 1): Dadurch wandern die Kontaktpunkte nach radial, man erhält als Schnittpunkt der Kraftwirkungslinien den Punkt P_1 , der die veränderte Lage der momentanen Drehachse kennzeichnet. Für weitere Verschiebungen der zweiten Phalanx nach ulnar oder radial erhält man weitere momentane Drehachsen, sie liegen auf der Rastpolkurve p .

Die in Abb. 2-10 b) dargestellte Verschiebung bewirkt unter Berücksichtigung der Bedingung des Kraftschlusses eine leichte Drehung der zweiten Phalanx um den Winkel $\#$ nach radial. Da die die Gelenkkraft übertragenden Sehnen proximal im Bereich der ersten und distal im Bereich der zweiten Phalanx fixiert sind, erhält man die neue Kraftwirkungslinie $f_{\#}$ aus der zur Neutralstellung gehörenden Kraftwirkungslinie f durch eine Drehung um den Winkel $\#$. Da die Kraftwirkungslinie $f_{\#}$ auf der ulnaren Seite von P_1 liegt, erhält man ein Drehmoment, das der Auslenkung um den Winkel $\#$ entgegenwirkt. Das Gelenk wird so in transversaler Neutralstellung¹⁷ stabilisiert.

Nur durch ein äußeres Drehmoment ist eine axiale Rotation möglich. Der Umfang dieser Bewegung ist aber sehr gering, da sie zum einen durch die Gelenkbänder stark eingeschränkt wird. Zum anderen verursacht eine axiale Rotation aufgrund der oben beschriebenen Form der Gelenkflächen eine Schraubung, die zu einer Längsbewegung der zweiten Phalanx nach distal führt. Da diese Bewegung den kompressiven Gelenkkraften entgegengerichtet ist, wird sie vermieden.

Das PIP besitzt also insgesamt vier Freiheitsgrade, von denen jedoch nur zwei aktiv genutzt werden können.

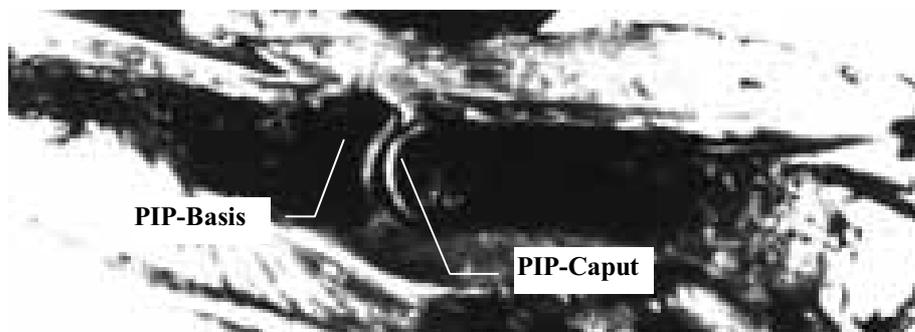


Abb. 2-9 : Medianer Schnitt durch den Finger aus Zuchschwerdt 1960

¹⁷ Siehe Abb. 2-10 a) (S. 18).

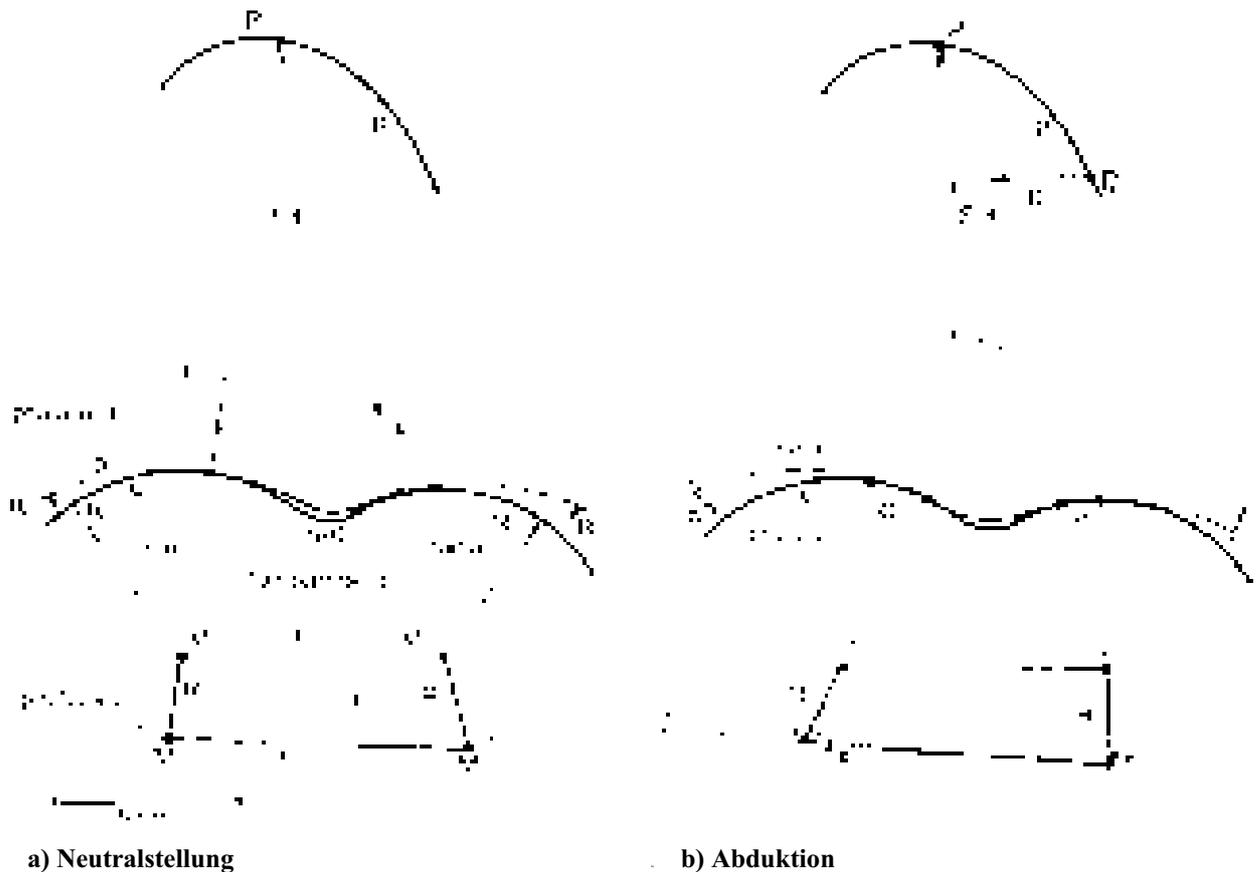


Abb. 2-10: Querschnitt des PIP (schematisch), aus NÄGERL 2002

2.1.2.3.3 Das Fingerendgelenk

Der prinzipielle Aufbau des Endgelenks (Articulatio interphalangea distalis, distales Interphalangealgelenk) entspricht dem des PIP. Nach ALBUS (2000) existiert auch hier eine Krümmungsinkongruenz der Artikulationsflächen. Rotation sowie Ab- und Adduktion sind – wie am PIP – aktiv nicht möglich. Der mittlere Krümmungsradius des Längsschnitts der Gelenkköpfe beträgt für den Caput 3,0 mm und an der Basis 3,9 mm. Der mittlere Bewegungsumfang beträgt ca. 70°.

10

2.1.2.3.4 Krümmungsinkongruenz

Aus den in Kapitel 2.1.2.3.1 bis 0 genannten Radien erhält man folgende auf den Kaputradius bezogene Inkongruenzen:

- MCP: 49,3 % (mittlerer Krümmungsbereich)
- 15 77,6 % (palmarer Krümmungsbereich)
- PIP: 25,0 %
- DIP: 30 %.

2.1.3 Die Muskeln der Finger und ihre Sehnen

Die Muskeln, die am Finger wirken, unterscheidet man nach ihrer Lage in extrinsische und intrinsische Muskeln. Die intrinsischen befinden sich in der Hand, während die extrinsischen im Unterarm liegen. Im Finger selbst befinden sich keine Muskeln.

5 2.1.3.1 Die Unterarmmuskeln

2.1.3.1.1 M. extensor digitorum

Der M. extensor digitorum (früher: M. extensor digitorum communis) entspringt dem Epicondylus lateralis humeri, der Fascia antebrachii, dem Lig. collaterale radiale, dem Lig. anulare radii und einer Sehnenplatte, die ihn vom Extensor carpi radialis brevis trennt. Dieser

10 Muskel liegt in der Mitte des Unterarms und entlässt vier Sehnen, die gemeinsam durch das vierte Sehnenfach unter dem Retinaculum extensorum verlaufen und in die Dorsalaponeurose des 2.- 4. Fingers einstrahlen. Auf dem Handrücken sind die vier Sehnen durch Querbrücken (Connexus intertendinei) miteinander verbunden, die die Selbständigkeit der einzelnen Strecksehnen einschränken.¹⁸

15 Die Sehne des M. extensor digitorum zieht vom Handrücken bis zum Fingerendglied. Sie strahlt mit einem 10-12 mm langen starken Faserzug, der ihr in Höhe der Grundgelenkkapsel entspringt, in die Basis der Grundphalanx ein¹⁹ und teilt sich über dem proximalen Drittel der Grundphalanx in drei Faserstränge (KAPANDJI 1992, S. 196): Der mittlere Strang (Pars medialis des Tractus intermedius) setzt an der Basis der Mittelphalanx an.²⁰ Die beiden
20 anderen Stränge (Pars lateralis des Tractus lateralis), die weiter lateral und ein Stück weiter palmar liegen, vereinigen sich dorsal der Mittelphalanx zur Pars terminalis des Tractus lateralis. Die Fasern der Pars terminalis inserieren zum Großteil in die Basis der Endphalanx.²¹ Einige Fasern setzen jedoch auch weiter distal an.²² HOCH (1994) beschreibt die Situation folgendermaßen: „Einige Kollagenfaserbündel [der Streckaponeurose] inserieren
25 jedoch auch weiter distal. Sie ziehen nach distal über die Kante der Basis phalangis hinweg zum proximalen Abschnitt der Diaphyse und strahlen in das Periost der Endphalanx ein (periostal-diaphysäre Insertion). Ein weiterer Teil der Fasern der Aponeurosis dorsalis zieht nach dorsal und geht über das Nagelhalfter eine Verbindung zur Nagelmatrix ein.“ (HOCH 1994)

¹⁸ Siehe Abb. 2-13 (S. 21).

¹⁹ Siehe Abb. 2-12 (S. 20), Punkt 1.

²⁰ Siehe Abb. 2-12 (S. 20), Punkt 2.

²¹ Siehe Abb. 2-12 (S. 20), Punkt 3.

²² Siehe Abb. 2-11 (S. 20).

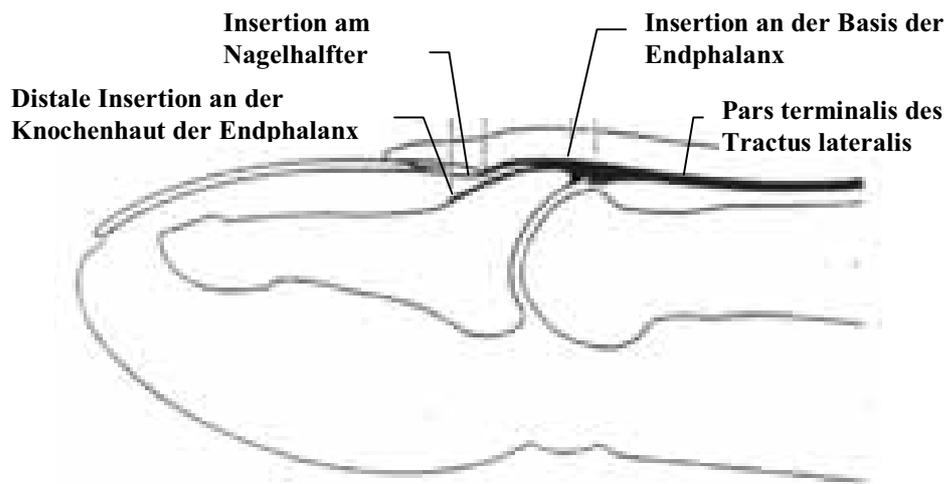


Abb. 2-11: Insertion der Pars terminalis des Tractus lateralis am Fingerendglied (aus HOCH 1994, S. 241, veränderte Form).

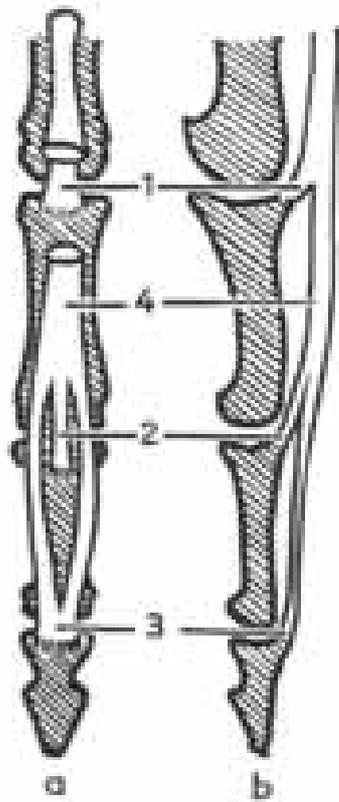


Abb. 2-12: Die Insertionsstellen der Strecksehne (aus KAPANDJI 1992, S. 197)

einstrahlen. Auch diese Sehnen besitzen faserartige Verbindungen, die die Unabhängigkeit der Bewegungsmöglichkeiten der einzelnen Finger einschränken. Im proximalen Drittel der Grundphalanx teilen sich die Sehnen jeweils in zwei Schenkel, durch die die Sehne des M. flexor digitorum profundus verläuft.²³ Distal dieser Durchtrittsstelle teilen sich die beiden

5 Schenkel jeweils in einen äußeren Anteil, der geradlinig weiterverläuft bis er an dem lateralen Rand der Mittelphalanx ansetzt, und einen inneren Teilschenkel. Die inneren Teilschenkel überkreuzen sich im distalen Drittel der Grundphalanx und bilden dort eine dünne Sehnenplatte aus (Chiasma tendineum²⁴), bevor sie auf der gegenüberliegenden Seite in den äußeren Anteil des anderen Schenkels einstrahlen.

10 Die Sehne des M. flexor digitorum superficialis verläuft mit der Sehne des M. flexor digitorum profundus zusammen in einer gemeinsamen Sehnenscheide²⁵, die – wie in Abb. 2-16²⁶ dargestellt – mit Falten versehen ist, die eine für eine Anpassung an unterschiedlichste Fingerstellungen notwendige Variation der Sehnenscheidenlänge zulassen. Mehrere Ring- und Kreuzbänder halten die Sehnenscheide auch bei Flexion der Fingergelenke eng an den

15 Fingerknochen.²⁷ STRAUB zitiert STRAUCH und DE MOURA, deren Untersuchungen sechs Ringbänder – drei proximale (AP1-AP3) und drei distale (AD1-AD3) – und zwei Kreuzbänder (CP und CD) ergaben. Die Untersuchungen von LANZ (1983) bzw. von COHEN und KAPLAN (1987) führen zu davon geringfügig abweichenden Ergebnissen bzgl. der Anzahl und Anordnung. Allen Untersuchungen gemein ist, dass die Sehnenscheide in geringer

20 Entfernung distal und proximal der Gelenkspalte von Ring- bzw. Kreuzbändern fixiert wird. Diese Stellen müssen als Umlenkpunkte der Sehnenkräfte aufgefasst werden. Im Rahmen dieser Arbeit soll der proximale Umlenkpunkt der Kraft des M. flexor digitorum superficialis als F_{iS} und der distale als H_{iS} bezeichnet werden, wobei der Buchstabe i sich auf eine Nummerierung der Fingergelenke von proximal nach distal bezieht.

25 Damit der Bewegungsumfang des Fingers nicht durch eine zu kurze Sehnenscheide begrenzt wird, ist sie proximal und distal eines jeden Ring- und Kreuzbandes mit mehreren Falten versehen,²⁸ die eine nahezu spannungsfreie Variation der Sehnenscheidenlänge erlauben.

²³ Siehe Abb. 2-14 (S. 23) bzw. Abb. 2-15 (S. 23).

²⁴ Siehe Abb. 2-14 (S. 23).

²⁵ Siehe Abb. 2-16 (S. 23).

²⁶ Siehe S. 23.

²⁷ Siehe Abb. 2-17 (S. 24).

²⁸ Siehe Abb. 2-16 (S. 23).

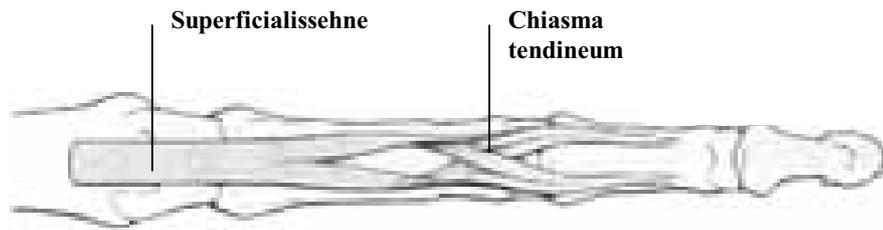


Abb. 2-14: Sehne des M. flexor digitorum superficialis (aus SCHMIDT, LANZ 1992, in veränderter Form)

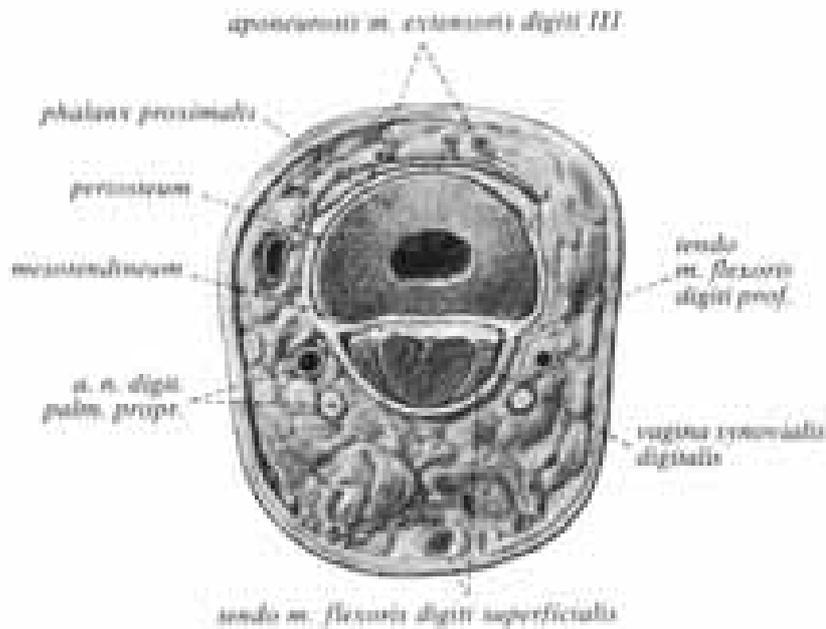


Abb. 2-15: Querschnitt durch den Mittelfinger in Höhe der Grundphalanx (aus SOBOTTA 1982, S. 363)



Abb. 2-16: Beugerschnenscheide mit Falten zur Längenvariation (FDS: M. flexor digitorum superficialis, FDP: M. flexor digitorum profundus, aus STRAUB 1989, S. 5, veränderte Form)

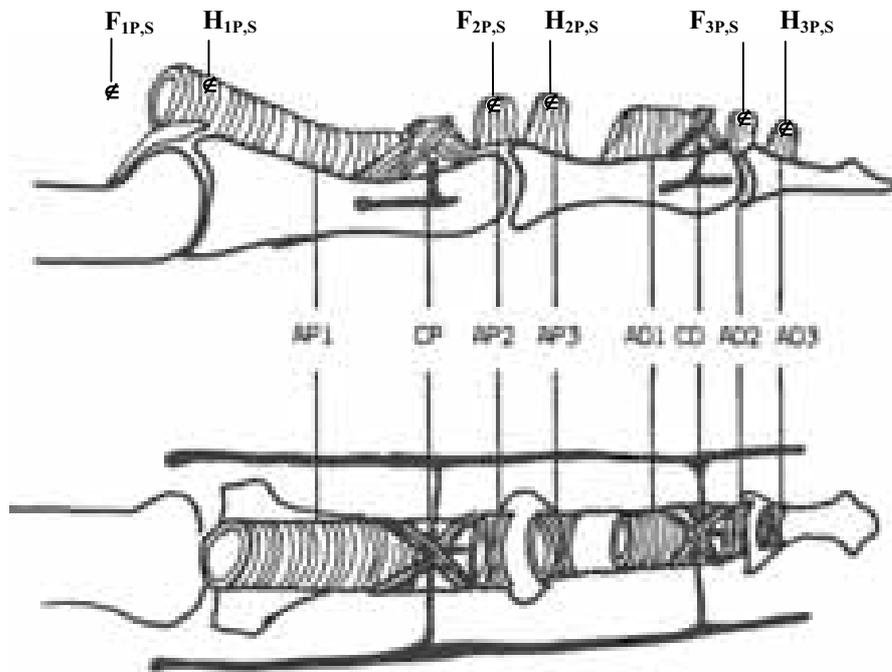


Abb. 2-17: Anordnung der Kreuz- und Ringbänder nach STRAUCH, DE MOURA (aus STRAUB 1989, S. 5)

2.1.3.1.3 M. flexor digitorum profundus

- 5 Der M. flexor digitorum profundus hat seinen Ursprung in einer tieferen Muskelschicht. Er entspringt an der Vorderfläche der oberen Ulnahälfte und an der Membrana interossea und zieht auf der ulnaren Seite des Unterarmes nach distal. In der Mitte des Unterarmes geht der Muskel in vier Sehnen über, die über Querverbindungen verfügen. Diese Sehnen verlaufen durch den Karpalkanal zu den Fingern II bis V. Innerhalb der in Abschnitt 2.1.3.1.2
- 10 beschriebenen Sehnenscheide liegt die Sehne des M. flexor digitorum profundus unterhalb der des M. flexor digitorum superficialis, bis sie diese im Bereich der Grundphalanx durchbohrt. Die Sehne des M. flexor digitorum profundus, die aus schraubenförmig gedrehten Fasern besteht²⁹, setzt an der Basis des Endglieds an.
- Analog der Situation des M. flexor digitorum superficialis wirken auch hier die Ring- bzw.
- 15 Kreuzbändern als Umlenkpunkte der Sehnenkräfte. Im Rahmen dieser Arbeit soll der proximale Umlenkpunkt der Kraft des M. flexor digitorum profundus als F_{iP} und der distale als H_{iP} bezeichnet werden, wobei der Buchstabe i sich wiederum auf die Nummerierung der Fingergelenke von proximal nach distal bezieht.

²⁹ Siehe Abb. 2-18 (S. 25).

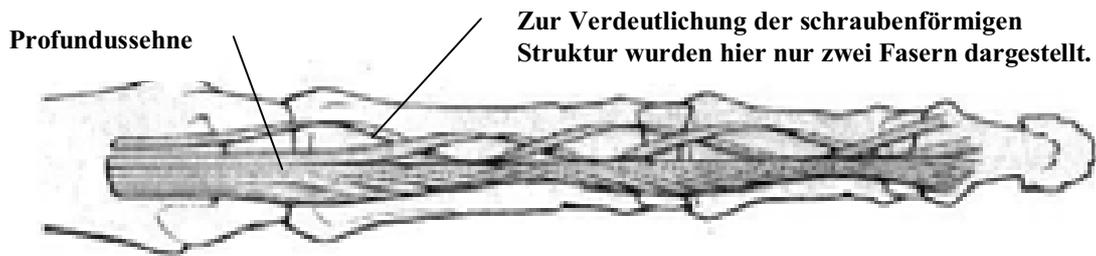


Abb. 2-18: Die Sehne des M. flexor digitorum profundus (aus SCHMIDT, LANZ 1992, S. 193, veränderte Form).

2.1.3.2 Die Handmuskeln:

2.1.3.2.1 Mm. lumbricales

Im Regelfall entspringen die vier wurmartig runden Mm. lumbricales radial aus den Sehnen des M. flexor digitorum profundus³⁰, die in diesem Bereich sehnenscheidenfrei sind. Sie verlaufen lateral der Mittelhandknochen und palmar des Lig. metacarpeum transversum profundum, das eine Bewegung der Mm lumbricales nach dorsal verhindert und deshalb physikalisch als proximaler Umlenkpunkt D_L der Lumbrikaliskraft am MCP aufgefasst werden muss. Die Sehnen des M. lumbricalis strahlen in Höhe des distalen Drittels der Grundphalangen von lateral in die Dorsalaponeurosen ein.³¹ Der Insertionspunkt wird in den physikalischen Betrachtungen dieser Arbeit mit dem Buchstaben L gekennzeichnet. Bzgl. Origo und Insertio werden die Mm. lumbricales zu den am stärksten variierenden Muskeln des menschlichen Körpers gerechnet.³² Im Folgenden wird der Fall betrachtet, dass sowohl von ulnar als auch von radial jeweils eine Sehne des M. lumbricalis angreift. Hierbei handelt es sich zum einen um den M. lumbricalis 2, der in der Regel von radial am Mittelfinger angreift und um den M. lumbricalis 3, der in 50 % der Fälle von ulnar in den Mittelfinger inseriert (SCHMIDT und Mitarb., 1963, 1965).³³ Für die in dieser Arbeit im Vordergrund stehenden Betrachtungen zur Flexion/Extension ist es nicht von Bedeutung, ob ein oder zwei Mm. lumbricales angreifen, da sie aufgrund der Symmetrie zu einem resultierenden Muskel zusammengefasst werden können. Lediglich bei Betrachtungen zur Abduktion/Adduktion muss dieses Detail berücksichtigt werden.

³⁰ Siehe Abb. 2-19 (S. 26).

³¹ Siehe Abb. 2-20 (S. 27).

³² SCHMIDT, S. 138

³³ „[...] in 10 % inseriert [die Sehne des 3. Lumbrikalmuskels] an der Ulnarseite des Mittelfingers und in 40 % zweiköpfig sowohl radial als auch ulnar am Mittel- bzw. Ringfinger.“ (SCHMIDT, S. 138 ff.) Die in unserer Arbeitsgruppe vorgenommene Präparation zweier Mittelfinger zeigte sogar in beiden Fällen die Situation zweier Mm. lumbricales (Greifswald, November 2000).

Da die Sehnen sich palmar des Bereichs der MCP-Drehachsen befinden, wirken die Mm. lumbricales beugend auf das MCP. Außerdem strecken sie die Interphalangealgelenke, da die distalen Enden der Sehnen des M. lumbricalis in deren Streckaponeurose inserieren.³⁴

Der M. lumbricalis, der der einzige Muskel des menschlichen Körpers ist, der beidseitig in einer Sehne endet, wirkt dem M. profundus entgegen. Deshalb muss man die Lumbrikaliskraft von der Kraft des M. flexor digitorum profundus subtrahieren, um die Kraft zu ermitteln, mit der die Sehne des M. flexor digitorum profundus auf die Fingergelenke wirkt.

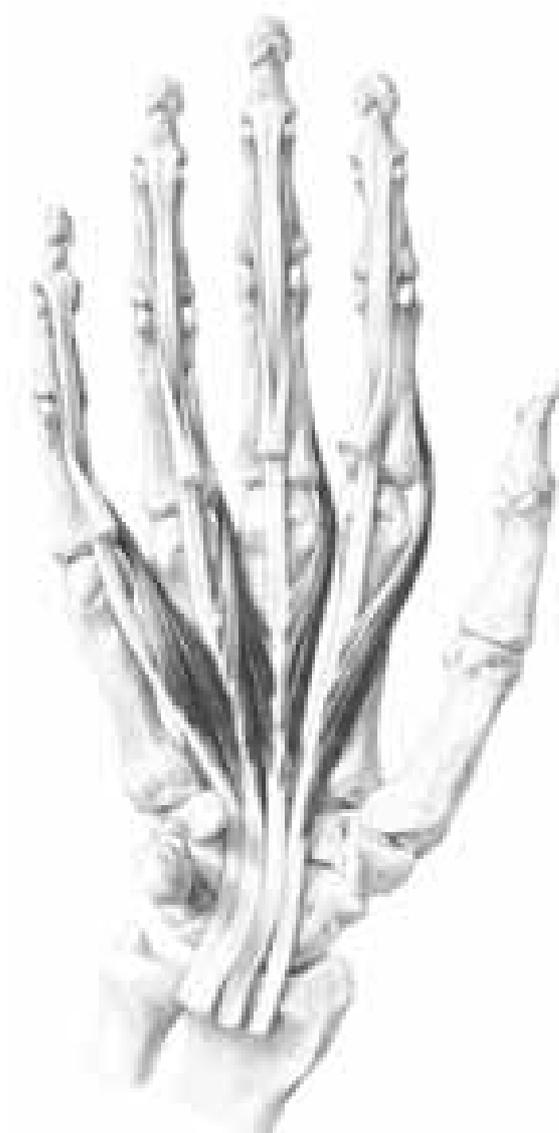


Abb. 2-19: Mm. lumbricales (von palmar, aus SCHMIDT, LANZ 1992, S. 138)

³⁴ Siehe Abb. 2-20 (S. 27).

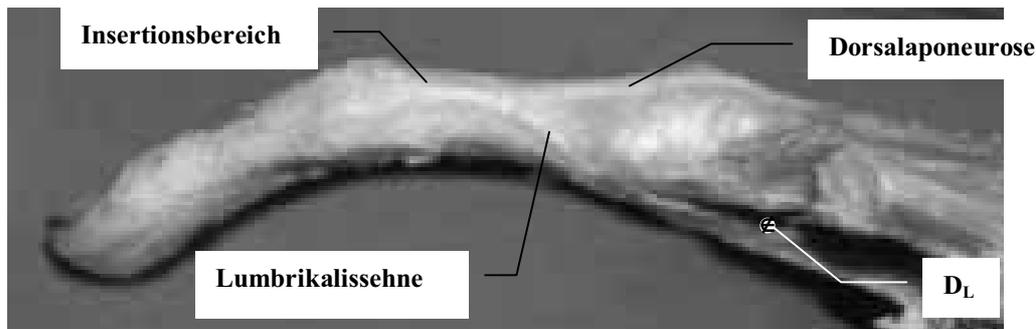


Abb. 2-20: Die Insertion des M. lumbricalis in die Dorsalaponeurose

2.1.3.2.2 Mm. interossei und die Dorsalaponeurose

5 Vier Interosseus-Muskeln liegen in den interossären Räumen zwischen den Metakarpalknochen, drei weitere befinden sich etwas palmar gelegen.³⁵ Dementsprechend werden sie in der Literatur zumeist unterschieden in dorsale und palmare Interosseus-Muskeln. „Die dorsalen Mm. interossei sind voluminöser und kräftiger als die palmaren [...]“.³⁶ Die Interosseusmuskeln des Mittelfingers werden als M. interosseus dorsalis 2 und M. interosseus dorsalis 3 bezeichnet. Da sie von zwei verschiedenen Seiten³⁷ am Finger angreifen, wirken sie bzgl. der Abduktion/Adduktion als Antagonisten und bzgl. der Flexion/Extension als Synergisten.

Die Mm. interossei bzw. ihre Sehnen verlaufen lateral der Mittelhandknochen nach dorsal, um im Bereich der Grundphalanx in die Dorsalaponeurose zu inserieren.

15 Ihre Sehnscheiden liegen dorsal des Lig. metacarpeum transversum profundum und sind mit diesem verbunden. Da die verschiedenen Mm interossei bzw. deren Teile an sehr unterschiedlichen Stellen der Dorsalaponeurose inserieren, lässt STACK die Unterscheidung zwischen dorsal und palmar fallen. Statt dessen klassifiziert er sie nach dem Ort ihrer Insertionsstelle in proximale und distale Mm. interossei.³⁸ Dieses erscheint biomechanisch sinnvoll, da es eine Klassifikation nach der Wirkungsweise bzgl. der Hauptbewegungsrichtung der Finger – nämlich der Flexion/Extension – darstellt.

Nach SCHMIDT (1992) und KAPANDJI (1992) teilen sich die Sehnen des M. interosseus jeweils in drei Teile: Eine Sehne hat einen knöchernen Ansatz an der Basis der Grundphalanx, zwei weitere Sehnen öffnen sich fächerartig, um in die Dorsalaponeurose zu inserieren. Diese fächerartige Insertion ist auch in Abb. 2-25³⁹, einer Fotografie, die bei Präparationen

³⁵ Siehe Abb. 2-21 (S. 29) und Abb. 2-22 (S. 29).

³⁶ KAPANDJI, S. 198. Vgl. auch SOBOTTA, S. 359, Abb. 599.

³⁷ Siehe Abb. 2-21 (S. 29).

³⁸ Vgl. STACK, S.899 ff.

³⁹ Siehe Abb. 2-25 (S. 30).

innerhalb unserer Arbeitsgruppe (Greifswald, 2001) entstanden ist, deutlich zu erkennen. Gemäß KAPANDJI (1992) und STACK (1962) liegt von diesen beiden Insertionsbereichen der eine im proximalen Drittel⁴⁰ und der andere in der distalen Hälfte der Grundphalanx.⁴¹ Dieser Klassifizierung entsprechend werden in dieser Arbeit alle (Teil-)Interossei, die proximal inserieren, zu einem M. interosseus proximalis zusammengefasst, entsprechend alle anderen zu einem M. interosseus distalis.⁴² Der knöcherne Ansatz, der gemäß SCHMIDT nicht bei allen Menschen vorhanden ist⁴³, wird mit als proximaler M. interosseus bezeichnet.

Abb. 2-28⁴⁴ zeigt in leicht veränderter Form eine von STACK (1962) stammende, stark stilisierende Darstellung der Streckaponeurose. Abb. 2-23⁴⁵ und Abb. 2-26⁴⁶ verdeutlichen, dass nahezu alle Anteile der Streckaponeurose durch feine Faserzüge miteinander verwoben sind.

Ein Teil der Fasern der proximalen Sehne des M. interosseus bildet mit der kontralateralen Muskelsehne den sogenannten Interosseuszügel⁴⁷. Ein anderer Teil stellt eine faserartige Verbindung mit der Sehne des M. extensor digitorum dar^{48,49}, sodass die proximalen Mm. interossei mittels der Tractus laterales auf das DIP und mittels der Pars medialis des Tractus intermedius auf das PIP wirken können.⁵⁰

Die distalen Mm. interossei strahlen zum einen fächerartig in die Pars lateralis des Tractus lateralis ein, um so ihre Kraft auf das DIP übertragen zu können, zum anderen führt ein dünner Zug zur Pars medialis des Tractus intermedius und stellt somit die Verbindung zum PIP dar.⁵¹

Der M. lumbricalis⁵² fusioniert gemäß KAPANDJI (1992) etwas distal des Interosseuszügels mit der Sehne des distalen M. interosseus und bildet zusammen mit jenem eine funktionale Einheit bzgl. der Extension der Interphalangealgelenke, diese soll im Folgenden LI_d-Paar genannt werden. Es sei darauf hingewiesen, dass aufgrund der unterschiedlichen Umlenkpunkte ihrer Sehnen – einmal dorsal, einmal palmar des Lig. metacarpeum transversum profundum – die Hebelarmlängen bzgl. des MCP verschieden sind.

⁴⁰ Siehe Abb. 2-25 (S. 30).

⁴¹ Siehe Abb. 2-24 (S. 30). Vgl. KAPANDJI, S. 196 ff. und STACK, S.899 ff.

⁴² Siehe Abb. 2-28 (S. 32).

⁴³ Vgl. SCHMIDT, S. 144.

⁴⁴ Siehe S. 32.

⁴⁵ Siehe S. 30.

⁴⁶ Siehe S. 31.

⁴⁷ Siehe Punkt 2 in Abb. 2-27 (S. 31).

⁴⁸ Siehe Punkt 2' in Abb. 2-27 (S. 31).

⁴⁹ Vgl. KAPANDJI, S. 198.

⁵⁰ Siehe Abb. 2-28 (S. 32).

⁵¹ Vgl. SCHMIDT, S. 244.

⁵² Siehe Punkt 13 in Abb. 2-27 (S. 31).

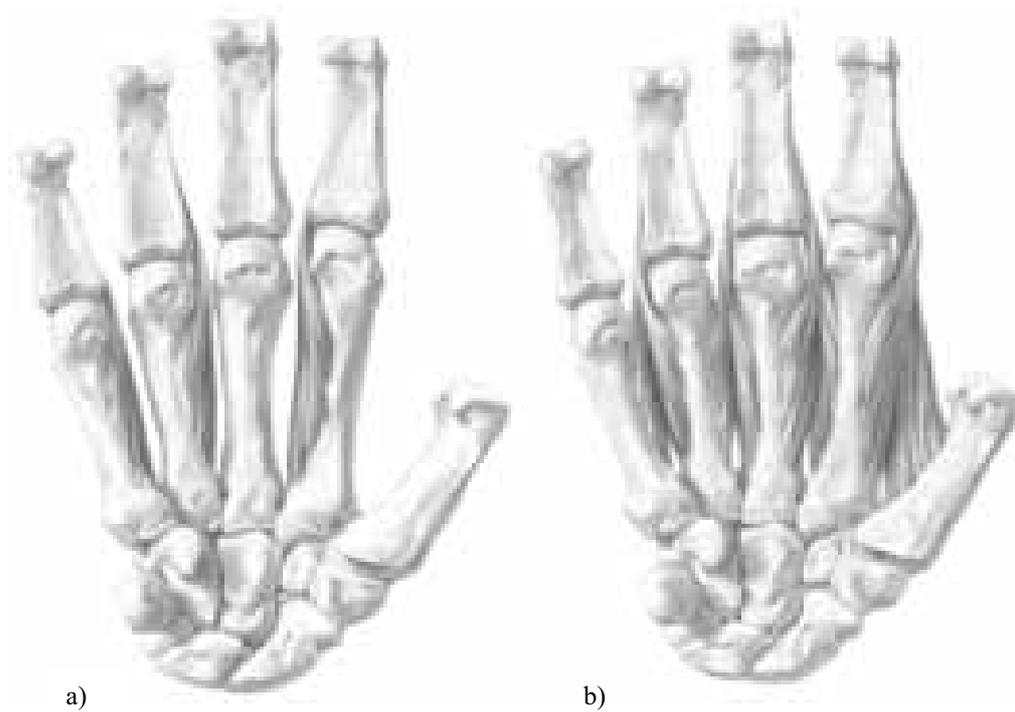


Abb. 2-21: Mm. interossei von palmar a) palmare Mm. interossei, b) dorsale Mm. interossei (aus SCHMIDT, LANZ 1992, S. 142)



Abb. 2-22: Querschnitt durch die rechte Hand im Bereich des Metacarpus (aus SOBOTTA 1982, S. 359)

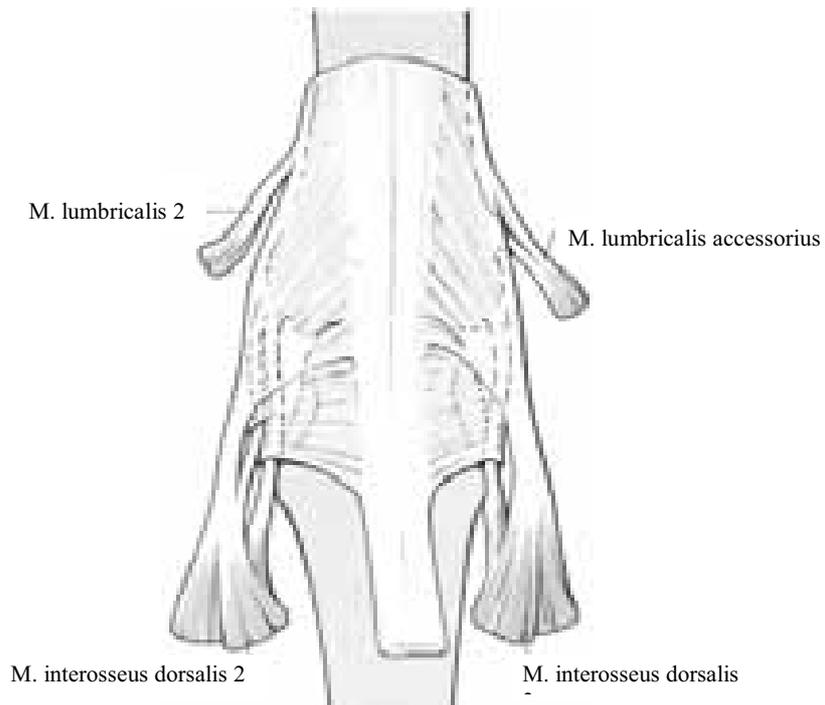


Abb. 2-26: Ansätze der Mm. interossei (nach IKEBUCHI et al. 1988, aus SCHMIDT, LANZ 1992, S. 144, veränderte Form)

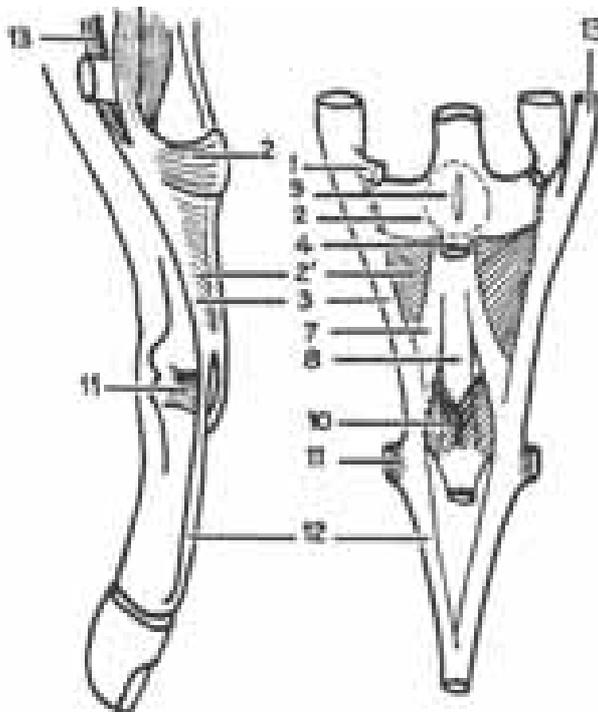


Abb. 2-27: Dorsalaponeurose nach KAPANDJI 1992, S. 199

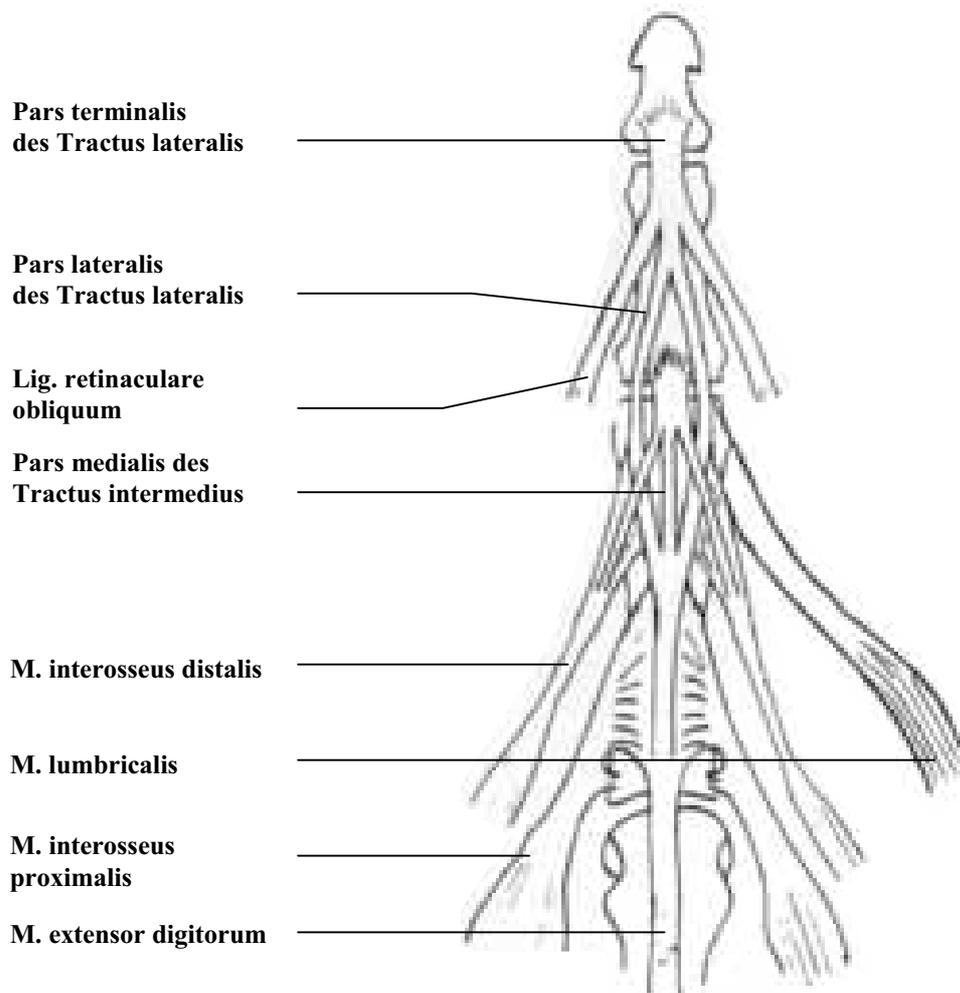


Abb. 2-28: Die Dorsalaponeurose in Anlehnung an STACK 1962, S. 899, veränderte Form

2.1.4 Die Bänder der Fingergelenke

2.1.4.1 Die Gelenkbänder

Im Bereich der Gelenke werden die Phalangen bzw. die proximale Phalanx mit dem zugehörigen Metacarpalknochen durch Bänder miteinander verbunden. Am MCP sind es das
 5 Lig. collaterale, das Lig. collaterale accessorium, das Lig. phalangoglenoidale und das Lig. metacarpeum transversum profundum.⁵³ An den Interphalangealgelenken existiert ein ähnlicher Bandapparat.

Die Gelenkbänder begrenzen den Bewegungsumfang in Extensionsrichtung. In der Literatur wird kontrovers diskutiert, für welche Gelenkstellungen die Gelenkbänder unter Spannung
 10 stehen und wann sie erschlafft sind. Falls es Flexionswinkel gibt, für die die Gelenkbänder gespannt werden, so entstehen dadurch zusätzliche Drehmomente. In dieser Arbeit soll davon

⁵³ Siehe Abb. 2-29 (S. 33).

ausgegangen werden, dass die relative Anordnung der verschiedenen Bänder ein Gesamtdrehmoment verursacht, das für die meisten Gelenkstellungen null ergibt, und dass nur für sehr große Flexionswinkel bzw. für Hyperextension durch die Gelenkbänder große Drehmomente verursacht werden, die den Bewegungsumfang des Gelenkes begrenzen. Diese

5 Annahmen decken sich mit den Ergebnissen von Untersuchungen an Schweineknien, die in unserer Arbeitsgruppe vorgenommen wurden: Die Untersuchungen zeigten, dass in jeder Gelenkstellung die einzelnen Bänder teilgespannt waren und zusammen genommen ein indifferentes Gleichgewicht erzeugten.

Dementsprechend sollen die Gelenkband-Drehmomente im Rahmen dieser Arbeit – wie es in der biomechanischen Literatur üblich ist – unberücksichtigt bleiben und die Berechnungen sich nur auf den physiologisch möglichen Bewegungsumfang der Gelenke beschränken.⁵⁴

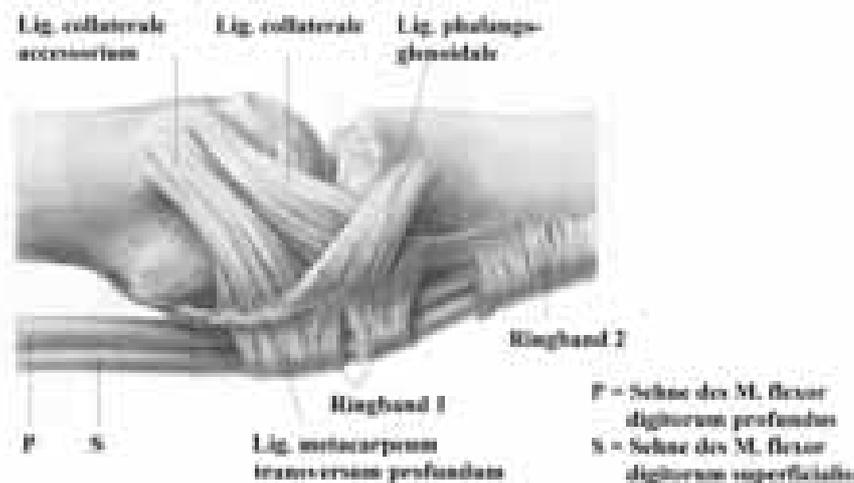


Abb. 2-29: Die Bänder des Grundgelenkes (aus SCHMIDT, LANZ 1992, S. 166, veränderte Form)

2.1.4.2 Die Landsmeer-Bänder

In der Literatur werden zwei Bänder unter dem Namen LANDSMEER (1955) erwähnt: Das Lig. retinaculare obliquum (schräges Landsmeer-Band) verläuft gemäß SCHMIDT (1992) von einem Knochenvorsprung in der distalen Hälfte der Grundphalanx und einem dort gelegenen Ringband nach dorsal, bis es am distalen Ende der Mittelphalanx in die Pars terminalis des Tractus lateralis inseriert.⁵⁵ HOCH (1994) nennt Untersuchungen von SHREWSBURY und JOHNSON (1977), die festgestellt haben, dass dieses Landsmeer-Band in nur 40 bis 50 % der

15 Fälle vorhanden ist.

20

⁵⁴ Angemerkt sei, dass diese Drehmomente - sofern die Ortsverteilung von Origo und Insertio der Bänder sowie der Elastizitätsmodul des Bandmaterials bekannt sind - problemlos in das bestehende Modell integriert werden können.

⁵⁵ Siehe Abb. 2-30 (S. 34).

Das Lig. retinaculare transversum (queres Landsmeer-Band) zieht lateral des PIP von den Tractus laterales nach palmar und strahlt in die Gelenkkapsel und in ein dort gelegenes Ringband ein. SCHMIDT (1992) nennt Untersuchungen von ENGELHARDT (1987), die belegen, dass es regelhaft vorkommt.⁵⁶

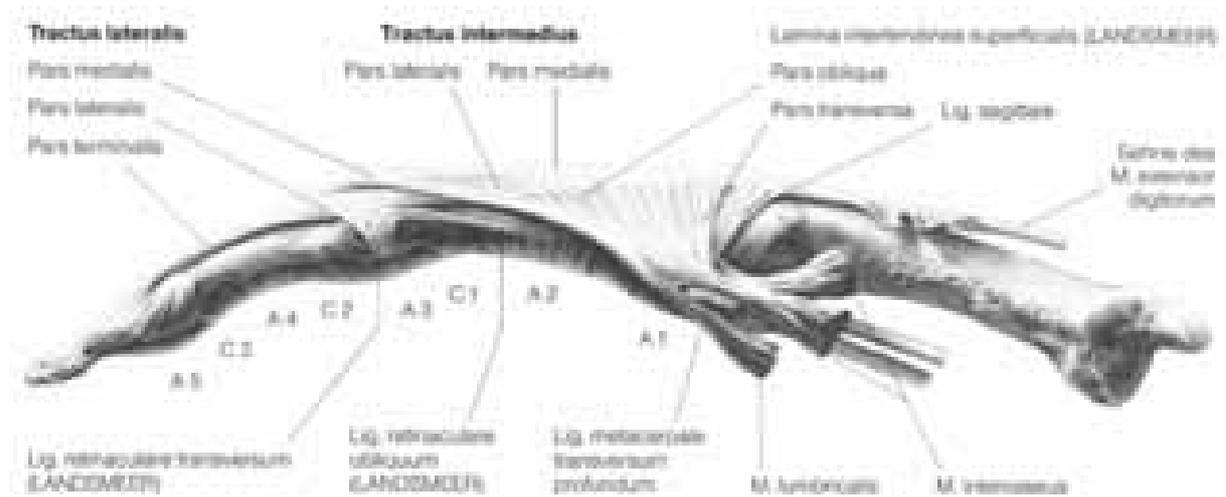


Abb. 2-30: Dorsalaponeurose mit Landsmeer-Bändern aus SCHMIDT, Lanz 1992, S. 244

⁵⁶ Vgl. SCHMIDT, S. 245.

2.2 Material

Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Berechnungen wurden zum einen Angaben zur Krümmungsmorphologie der Gelenkflächen benötigt. Hierzu wurden Ergebnisse von in unserer Arbeitsgruppe durchgeführten Untersuchungen von ZIEHN (1995) und ALBUS (1997, 5 2000, 2001) herangezogen. Die Ausführungen von ZIEHN beziehen sich auf die Präparation von 40 Metakarpophalangealgelenken, die von ALBUS auf die Präparation von 80 proximalen und 80 distalen Interphalangealgelenken. Diese Untersuchungen wurden an menschlichen Präparaten des Instituts für Anatomie der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald (Direktor: Prof. Dr. J. Fanghänel) durchgeführt.

10 Da weitere quantifizierte morphologische Angaben, wie Knochenlänge, Insertion und Origo der Sehnen und Bänder, Streckenlänge der Anheftungen der Sehnenscheiden an die Fingerknochen etc. weitgehend unbekannt sind, wurden sie anhand von anatomischen Präparaten im Anatomischen Institut der Universität Greifswald geschätzt. Dazu verwendeten wir vier Hände vom Präparierkurs des Instituts für Anatomie der Ernst-Moritz-Arndt-15 Universität Greifswald. Das Leichenmaterial wurde in einer speziellen Lösung konserviert, die die Weichteile geschmeidig bleiben lässt, damit keine Kontrakturen auftreten (SCHULTZ, FANGHÄNEL 1962).

2.3 Die Wahl des Modells

20 2.3.1 Bisherige Modelle

Obwohl FICK schon 1911 die Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen feststellt (*An den Grundgliedern der Finger sind Pfannen ausgebildet, die eine flachere Höhlung zeigen als dem Mittelhandköpfchen entspricht.*⁵⁷), berücksichtigt weder er noch irgendein anderer mir bekannter Autor diese beim Aufstellen eines Modells zur Beschreibung der mechanischen 25 Funktion des Fingers. FICK schreibt: *Die Beschaffenheit der Gelenkflächen würde den Fingern in diesen Gelenken eine ‚allseitig ziemlich gleich freie‘ ‚Kugelbewegung‘ gestatten.*⁵⁸ Auch LANDSMEER (1955) nimmt an, dass jedes einzelne Fingergelenk in Richtung der Extension/Flexion ein Scharniergelenk darstelle. Außerdem geht er davon aus, dass die Auslenkung des DIP von der PIP-Auslenkung abhängig sei. Sich auf diese Annahmen 30 stützend, beschreibt er die Knochen Metacarpus, Phalanx I und Phalanx II mit den Scharniergelenken MCP und PIP als gestreckte dimere Gelenkkette, für deren Gleichgewicht

⁵⁷ FICK (1904), S. 275.

⁵⁸ FICK (1911), S. 406.

mindestens drei Muskelkräfte notwendig seien. Diese Betrachtungen werden von LEIJNSE und Kalker 1995 verfeinert und es ist LEIJNSE, der 1996 ein zweidimensionales Modell aufstellt, das es erlaubt, die Gleichgewichtslagen sowohl des belasteten als auch des unbelasteten Fingers graphisch zu bestimmen. In allen diesen Modellen wird das DIP aufgrund der vermeintlichen Abhängigkeit von der PIP-Auslenkung nicht weiter berücksichtigt.

Der funktionale Zusammenhang zwischen den Auslenkwinkeln der beiden Interphalangealgelenke wird von LANDSMEER (1955) mit den nach ihm benannten Bändern⁵⁹ beschrieben und soll hier kurz skizziert werden, da er Eingang in die Fachliteratur gefunden hat: Das schräge Landsmeer-Band, das palmar der PIP- und dorsal der DIP-Drehachsen verläuft, wird durch PIP-Extension nach proximal gezogen und soll so eine Extension des DIP verursachen. Deshalb seien PIP- und DIP-Extensionswinkel gleich groß. Die Aufgabe des queren Landsmeer-Bands wird darin gesehen, die Tractus laterales bedingt durch Beugung im PIP nach palmar zu ziehen, um so die für die DIP-Flexion notwendige Sehnenstrecke zur Verfügung zu stellen.

Neben den quantitativen Betrachtungen des Fingers gibt es auch zahlreiche rein qualitative Beschreibungen, als deren Repräsentant hier das STACK'sche Modell erwähnt werden soll:

STACK visualisiert anhand eines hölzernen Modells seine eigenen Betrachtungen zur Anatomie und die Ergebnisse myographischer Untersuchungen von BACKHOUSE und CATTON (1954). Seine Arbeit basiert auf einer sehr genauen Analyse der

Kraftübertragungsmechanismen; er erläutert das Zusammenwirken von intrinsischen und extrinsischen Muskelkräften innerhalb der Dorsalaponeurose und beschreibt die Artikulationsflächen der Interphalangealgelenke als exzentrisch, was seiner Meinung nach während der Flexion eine Palmarbewegung der Drehachse zur Folge hätte. Je nachdem, was er darstellen möchte, ändert er sein Modell und wechselt von festen zu wandernden Drehachsen. So versucht er den von LANDSMEER 1955 postulierten Zwanglauf von PIP und DIP im Fall der aktiven Beugung zu demonstrieren. Er betont, dass der Zwanglauf für den Fall der passiven Extension im PIP i. Allg. nicht gelte.

2.3.2 Das neue Modell

Die dem Autor bekannten in der Literatur erwähnten Modelle, z.B. STACK (1962), LEIJNSE (1995–1997) und Kalker (1995), gründen alle auf Annahmen, die sich physikalisch und anatomisch-morphologisch nicht halten lassen. Es seien hier der Zwanglauf der Interphalangealgelenke und insbesondere die Krümmungskongruenz der Artikulationsflächen

⁵⁹ Siehe Kap. 2.1.4.2.

erwähnt, die zu einer nicht zulässigen Einschränkung der Anzahl der kinematischen Freiheitsgrade der Gelenke führt. Deshalb werden in diesen Arbeiten zu wenig Gleichungen für die Drehmomentbilanzen aufgestellt, weil von Scharniergelenken mit festen Drehachsen ausgegangen wird. Diese prinzipiellen Fehler führen notwendigerweise zu physikalisch irrelevanten Ergebnissen.

Im Rahmen dieser Arbeit soll ein neues Modell geschaffen werden, das diese morphologisch und biomechanisch nicht haltbaren Annahmen korrigiert.

2.3.2.1 Die Krümmungsinkongruenz der Gelenkflächen

Wie bereits oben erwähnt wurde, besitzen die Artikulationsflächen der einzelnen Fingergelenke unterschiedliche Krümmungsradien, somit dürfen sie nicht als – eindimensionale – Scharniergelenke betrachtet werden. Unter der Voraussetzung eines ständigen Kontakts der Gelenkflächen (Bedingung des Kraftschlusses (NÄGERL 1990 S. 13)), der durch den Muskeltonus gewährleistet wird, gibt es zwei grundsätzlich verschiedene Bewegungsarten jedes einzelnen Gelenks, die so genannten Fundamentalrotationen:

1. Im Referenzsystem des Caputs gleitet an ihm die Artikulationsfläche der Basis entlang. Dieses entspricht einer Drehbewegung um den Mittelpunkt M_B der Basiskrümmung. Dabei wandert der Kontaktpunkt auf der Basis gegensinnig vom Punkt K_B zum Punkt K_B' , während der Kontaktpunkt K_C auf dem Caput ortsfest ist. Der Gelenkspalt öffnet sich auf der Seite, in die die Bewegung erfolgt. Ihr Ausmaß wird mit dem Winkel ζ_B beschrieben.⁶⁰

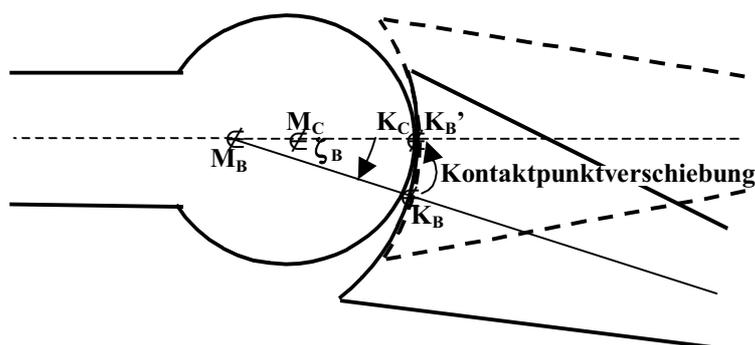


Abb. 2-31: Fundamentalrotation I: Drehung um M_B

2. Die Basis gleitet mit einem bzgl. der Basis festen Berührungspunkt K_B den Caput entlang: Es findet also eine Drehung um den Mittelpunkt M_C des Caputs statt, die

⁶⁰ Siehe Abb. 2-31 (S. 37).

durch den Winkel ζ_C beschrieben wird. Dabei wandert der Kontaktpunkt auf dem Caput gleichsinnig vom Punkt K_C zum Punkt K_C' , während der Kontaktpunkt K_B auf der Basis ortsfest ist.⁶¹

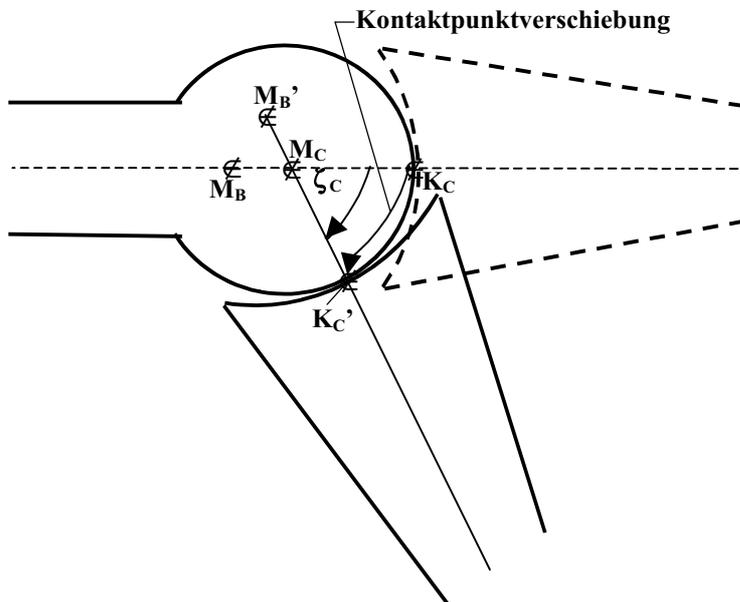


Abb. 2-32: Fundamentalrotation II: Drehung um M_C

Eine allgemein mögliche Bewegung setzt sich aus diesen beiden Fundamentalrotationen des Gelenks zusammen, wobei der Abstand $|M_B M_C|$ konstant bleibt und deswegen M_B mit M_C um M_C schwenkt. Deshalb kann man sich die beiden Krümmungsmittelpunkte als durch ein
 5 zusätzliches Kettenglied fest miteinander verbunden vorstellen. Man kann jedes Fingergelenk als eine überschlagende dimere Gelenkkette ansehen.⁶² Jedes einzelne Gelenk besitzt also in Flexion/Extensionsrichtung zwei Freiheitsgrade. Dass die Angabe eines einzigen Auslenkwinkels zur eindeutigen Beschreibung einer Gelenkstellung nicht ausreicht, zeigen
 10 Abb. 2-33⁶³ und Abb. 2-34⁶⁴. Bei gleicher Summe $\zeta = \zeta_B + \zeta_C$ nimmt die Phalanx verschiedene Positionen relativ zum Metacarpus ein. Es handelt sich um eine Parallelverschiebung der Phalanx. Für den Kontaktpunkt der Phalangen gilt hierbei: Je größer ζ_B bei konstantem ζ ist, desto weiter dorsal liegt der Kontaktpunkt. Für $\zeta_B = 0$ würde der Kontaktpunkt in Abb. 2-33 und Abb. 2-34 auf der gestrichelt dargestellten Mittelachse der
 15 ausgelegten Phalanx liegen.

Betrachtet man nicht nur die Größe der Winkel ζ_B und ζ_C , sondern auch deren Veränderung, so stellt man fest: Bei gleichsinnigen Drehungen um M_B und M_C wandert der Kontaktpunkt nach dorsal, bei gegensinnigen Drehungen nach palmar.⁶⁵

⁶¹ Siehe Abb. 2-32 (S. 38).

⁶² Siehe Abb. 2-5 (S. 13) und Abb. 2-6 (S. 14).

⁶³ Siehe S. 39.

⁶⁴ Siehe S. 39.

⁶⁵ Vgl. Kapitel 3.2.

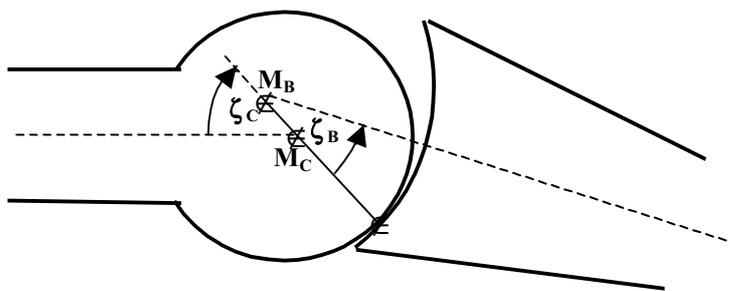


Abb. 2-33: Flexion eines Fingergelenkes mit palmarerem Kontaktpunkt

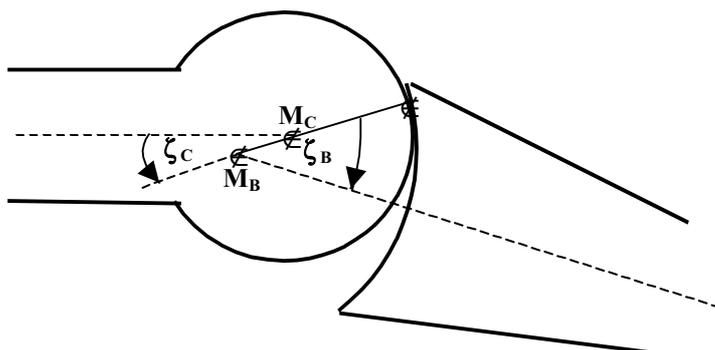


Abb. 2-34: Flexion eines Fingergelenkes mit dorsalem Kontaktpunkt

Der Gelenkkopf und die Gelenkpfanne der einzelnen Gelenke werden durch die Gelenkkräfte aneinander gepresst. Da die Gelenkflächen nicht starr sind, sondern aus verformbaren Knorpelmassen bestehen, werden sie im Bereich des Kontaktes ein wenig eingedrückt:⁶⁶ Der Gelenkkopf wird um die Strecke $\div R_1$ abgeflacht, die Gelenkpfanne wird um die Strecke $\div R_2$ eingedellt. Insgesamt wird das Gelenk also um die Strecke $\div R = \div R_1 + \div R_2$ verkürzt. So entsteht nicht nur ein Kontaktpunkt, sondern eine Kontaktfläche⁶⁷. NÄGERL (2002) weist anhand der in Abb. 2-35 dargestellten Schemazeichnung darauf hin, „dass die Gelenkkinematik durch die Größe der ebenen Kontaktfläche sich nicht zugunsten eines möglichen Scharniers entwickelt. Im Gegenteil: Die dimere Kette wird sogar um die Knorpelverformung $\div R$ etwas größer.“ Diese Feststellung deckt sich mit Aussagen von FISCHER (1907): „Die Tatsache der Existenz einer Kontaktfläche bei kompressiver Last beeinflusst die Zahl der Gelenkfreiheitsgrade nicht.“

⁶⁶ Siehe Abb. 2-35 (S. 40).

⁶⁷ In Abb. 2-35 wird der Kontaktbereich durch den Begriff *contact* gekennzeichnet.

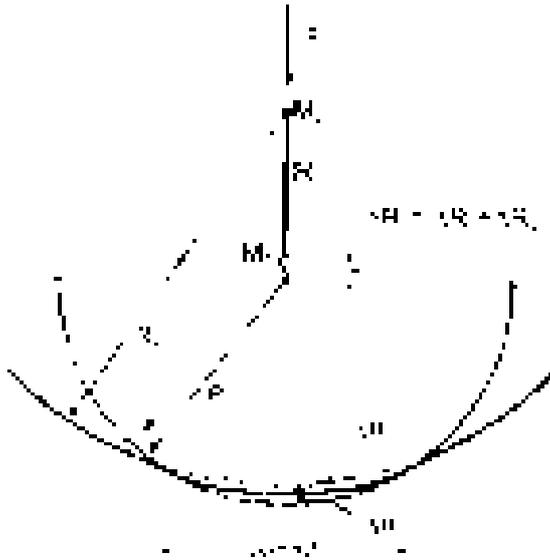


Abb. 2-35: Ein durch Knorpelverformung zur Kontaktfläche veränderter Kontaktpunkt, aus NÄGERL 2002

2.3.2.2 Die Landsmeer-Bänder

Die These der PIP-DIP-Zwangläufigkeit ist nicht haltbar: Den Abbildungen 2-36 und 2-37⁶⁸ entnimmt man, dass bei einem gestreckten PIP das DIP sowohl total gestreckt als auch ca. 60° gebeugt sein kann.

- 5 Auch bei PIP-Flexion kann das DIP sowohl gestreckt als auch gebeugt sein (Abb. 2-38 und Abb. 2-39)⁶⁹. Deshalb wird im Rahmen dieser Arbeit davon ausgegangen, dass der DIP- vom PIP-Flexionswinkel grundsätzlich unabhängig ist.

Versucht man, das DIP bei (passiv) gestrecktem PIP zu beugen (Abb. 2-37), so ist dieses nur begrenzt möglich. Dieses Phänomen lässt sich mit dem schrägen Landsmeer-Band erklären:

- 10 Im gestreckten Zustand ist es ungespannt und kann somit keine Kraft übertragen, erst ab einem bestimmten Beugungswinkel ist es gestrafft und begrenzt dann die DIP-Flexion. Untermauert wird diese These von dem Krankheitsbild des Strecksehnenabrisses im Bereich der Pars terminalis des Tractus lateralis: Eine Abtrennung dieser Sehne führt nicht zum totalen Verlust der Streckfähigkeit sondern häufig nur zu einer Minderung von ca. 20° (HOCH
15 1994, S. 238). Also kann davon ausgegangen werden, dass das DIP um diesen Winkel ausgelenkt werden muss, um das schräge Landsmeer-Band zu strecken. Übt man eine zusätzliche Kraft in Flexionsrichtung auf das Fingerendglied aus, so lässt es sich bis zu 45° beugen, das Landsmeer-Band ist also noch ein gewisses Stück dehnbar und/oder dessen Befestigungs- bzw. Umlenkpunkte sind ein Stück weit flexibel.

⁶⁸ Siehe S. 41.

⁶⁹ Siehe S. 41.



Abb. 2-36: Gestreckter Mittelfinger



**Abb. 2-37: 60°-Flexion des DIP
bei nahezu gestrecktem PIP**



**Abb. 2-38: Gestrecktes DIP bei 90°-
Flexion des PIP**



**Abb. 2-39: 45°-Flexion des DIP
bei 90°-Flexion des PIP**

Die in unserer Arbeitsgruppe vorgenommene Präparation von Zeigefingern (Greifswald, November 2000) zeigte, dass eine bei zunehmender Flexion von dem queren Landsmeer-Band verursachte Palmarbewegung der Tractus laterales offensichtlich nicht in dem Maße stattfindet, dass die Hebelarme der Tractus laterales bzgl. des PIP in bedeutender Größenordnung beeinflusst werden.

Da diese durch das quere Landsmeer-Band verursachte Verkürzung der streckenden Hebelarme, die im Folgenden als Landsmeer-Effekt bezeichnet werden soll, in den in der Literatur erwähnten Fingermodellen häufige Erwähnung findet, soll im Rahmen dieser Arbeit auch folgender Vergleich angestellt werden: Für verschiedene Fingerstellungen wird der

MCP-Gleichgewichtsbereich in Kapitel 3.1.8 unter der Hypothese eines Landsmeer-Effektes berechnet. In Kapitel 3.1.7 dagegen werden die entsprechenden Berechnungen unter der Hypothese, dass der Landsmeer-Effekt nicht existiert, durchgeführt. Ein Vergleich der Ergebnisse soll Aufschluss darüber geben, inwieweit der Landsmeer-Effekt eine Bedeutung für das MCP besitzen könnte.

2.3.2.3 Die Wirkung des M. extensor digitorum auf die Interphalangealgelenke

Am gestreckten Finger kann die Sehne des M. extensor digitorum, die über Faserzüge in alle drei Phalangen jeweils proximal einstrahlt⁷⁰, nicht gleichzeitig auf alle drei Phalangen wirken. Denn dazu müsste die Sehne bereits am gestreckten Finger gespannt sein und würde somit Beugung in den Interphalangealgelenken grundsätzlich verbieten, da die Strecksehne in der gebeugten Fingerstellung⁷¹ eine längere Distanz überbrücken muss als in der Fingerstreckstellung⁷². Deshalb gehe ich davon aus, dass für ein Einwirken des M. extensor digitorum auf die Interphalangealgelenke mindestens ein Interphalangealgelenk um einen bestimmten Betrag gebeugt sein muss, damit die Sehne des M. extensor digitorum im Bereich U⁷³ straff ist und somit eine Kraftübertragung des M. extensor digitorum auf die Interphalangealgelenke erlaubt.

Ich nehme an, dass dieser Mindestflexionswinkel der Interphalangealgelenke relativ groß ist und dass im Normalfall für deren Streckung in erster Linie die intrinsischen Muskeln verantwortlich sind. Diese Annahmen stimmen gut mit den myographischen Untersuchungen von Long (1964) überein: Er stellt fest, dass eine Flexionsbewegung der Interphalangealgelenke bei gebeugtem MCP mit starker Muskelaktivität der intrinsischen Muskeln verbunden ist, dass eine Aktivität des M. extensor digitorum aber nicht zwingend erforderlich ist. („This exercise demonstrates that extension of the metacarpophalangeal joints held flexed is primarily an intrinsic function.“⁷⁴)

Die gleiche Bewegung der Interphalangealgelenke bei gestrecktem MCP ist in jedem Fall mit einer starken Muskelaktivität des M. extensor digitorum und mit Aktivität der intrinsischen Muskeln, insbesondere des M. lumbricalis, verbunden.⁷⁵

⁷⁰ Vgl. Abb. 2-12 (S. 20).

⁷¹ Siehe Abb. 2-40 (S. 44).

⁷² Siehe Abb. 2-41 (S. 44).

⁷³ Vgl. Abb. 2-42 (S. 45).

⁷⁴ Siehe LONG, S. 1699.

⁷⁵ Siehe LONG, S. 1697.

Deshalb ist davon auszugehen, dass der M. extensor digitorum hauptsächlich am MCP agiert und dass bei Streckung der Interphalangealgelenke die intrinsischen Muskeln eine wichtige Rolle spielen.

Wirkt der M. extensor digitorum jedoch auf die Interphalangealgelenke, so hängt es von den Flexionswinkeln der Interphalangealgelenke relativ zueinander ab, auf welches Gelenk die Kraft übertragen wird.

Ist das PIP deutlich stärker ausgelenkt, so ist der Sehnenbereich V gestrafft und die Kraft des M. extensor digitorum kann mittels dieses Sehnenanteils übertragen werden. Ist dagegen das DIP stärker gebeugt, so wirkt der M. extensor digitorum mittels des Sehnenanteils W auf dieses Gelenk. Die Tractus laterales, die die Kraft auf das DIP übertragen sollen, bewirken, dass aufgrund ihres Abstandes von den PIP-Mittelpunkten M_{2C} und M_{2B} auch in diesem Fall ein Drehmoment auf das PIP ausgeübt wird.

Geht man davon aus, dass es für die Sehnenabschnitte jeweils nicht nur die beiden Zustände *straff* und *nicht straff* gibt, sondern auch Übergangsbereiche, in denen das Sehnenmaterial bzw. deren Befestigungen ein Stück weit dehnbar reagieren, so muss die Kraft des M. extensor digitorum abhängig von den Flexionswinkeln der Interphalangealgelenke auf diese aufgeteilt werden: D.h. das stärker gebeugte Gelenk besitzt den stärker gedehnten Sehnenapparat und erfährt somit den größeren Anteil der Kraft des M. extensor digitorum. Da Sehnen nur sehr gering dehnbar sind, ist davon auszugehen, dass bei vorgegebener PIP-Flexion nur ein relativ kleiner zugehöriger DIP-Winkelbereich existiert, in dem die Kraft des M. extensor digitorum auf beide Interphalangealgelenke übertragen wird. Im Rahmen dieser Arbeit soll angenommen werden, dass bei gleicher Flexion der Interphalangealgelenke 50 % der Kraft des M. extensor digitorum auf das DIP übertragen werden. Ist das DIP um einen gewissen Winkel (z.B. 10°) stärker gebeugt als das PIP, so soll die volle Kraft des M. extensor digitorum auf das DIP wirken. Bei geringerer Flexion im DIP um eben diesen Winkel soll die Wirkung des M. extensor digitorum auf das DIP als nicht vorhanden angenommen werden. Im Bereich dazwischen wird ein linearer Anstieg vorausgesetzt. Der Winkelabstand, der diesen Bereich begrenzt und in dem eben genannten Beispiel mit 10° angenommen wurde, soll allgemein als ζ_{Bereich} bezeichnet werden.

Der Interphalangealflexionswinkel⁷⁶, von dem ab an zumindest eine Teilkraft der Kraft des M. extensor digitorum auf die Interphalangealgelenke übertragen wird, soll in dieser Arbeit als ζ_{IPE} bezeichnet werden.

⁷⁶ Hiermit ist die Summe der Flexionswinkel von PIP und DIP gemeint.

Der Interphalangealflexionswinkel, von dem ab an der M. extensor mit seiner vollen Kraft wirkt, wird ζ_{IPE^*} genannt. Im Bereich zwischen ζ_{IPE} und ζ_{IPE^*} wird ein lineares Anwachsen dieser Kraft angenommen.

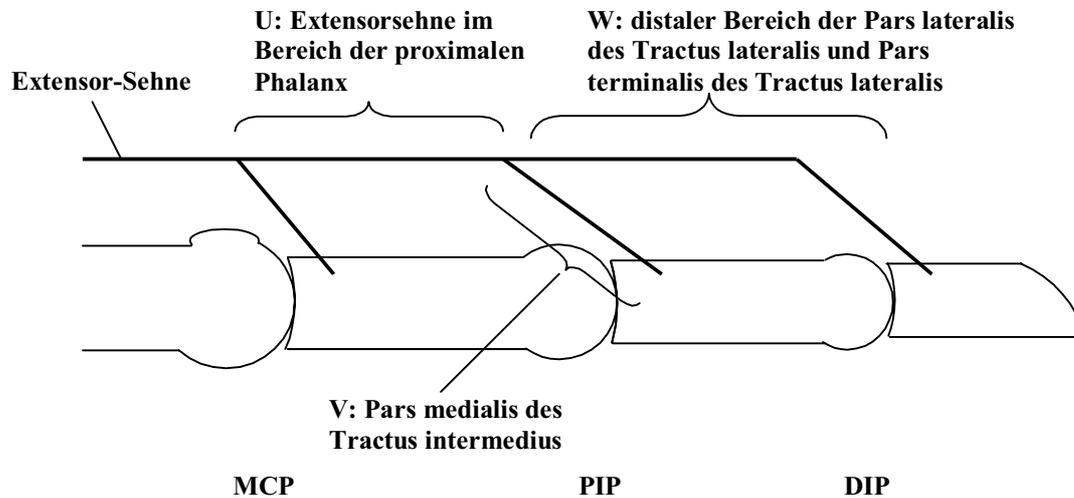


Abb. 2-40: Die Sehne des M. extensor digitorum am gestreckten Finger (schematisch)

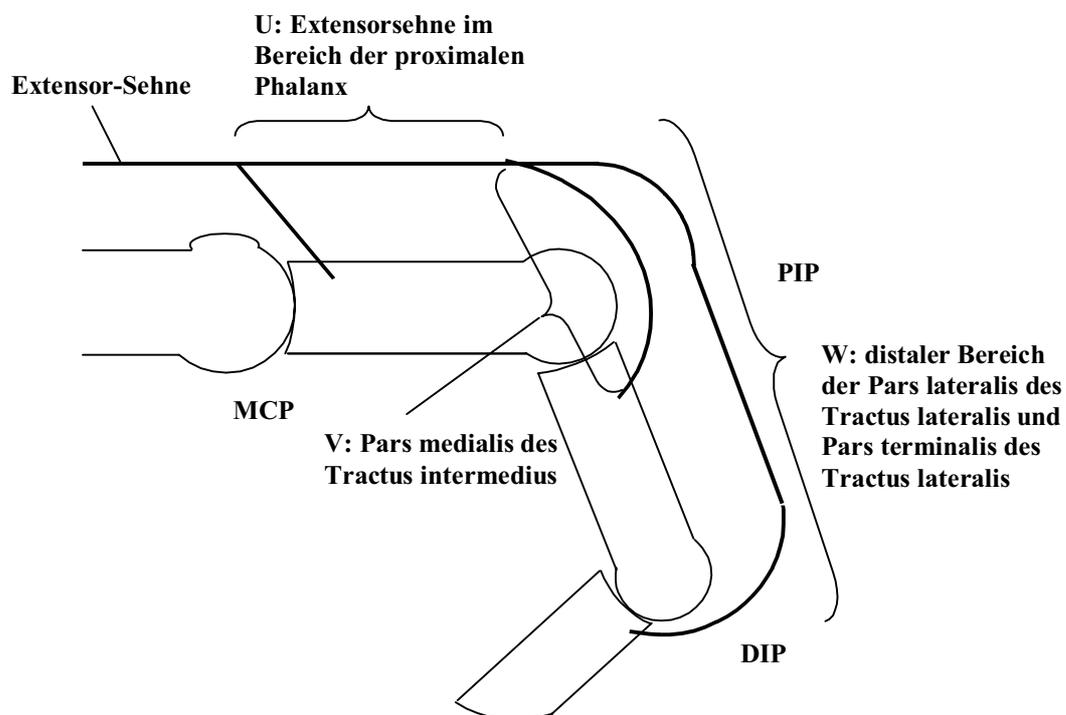


Abb. 2-41: Die Sehne des M. extensor digitorum am gebeugten Finger (schematisch)

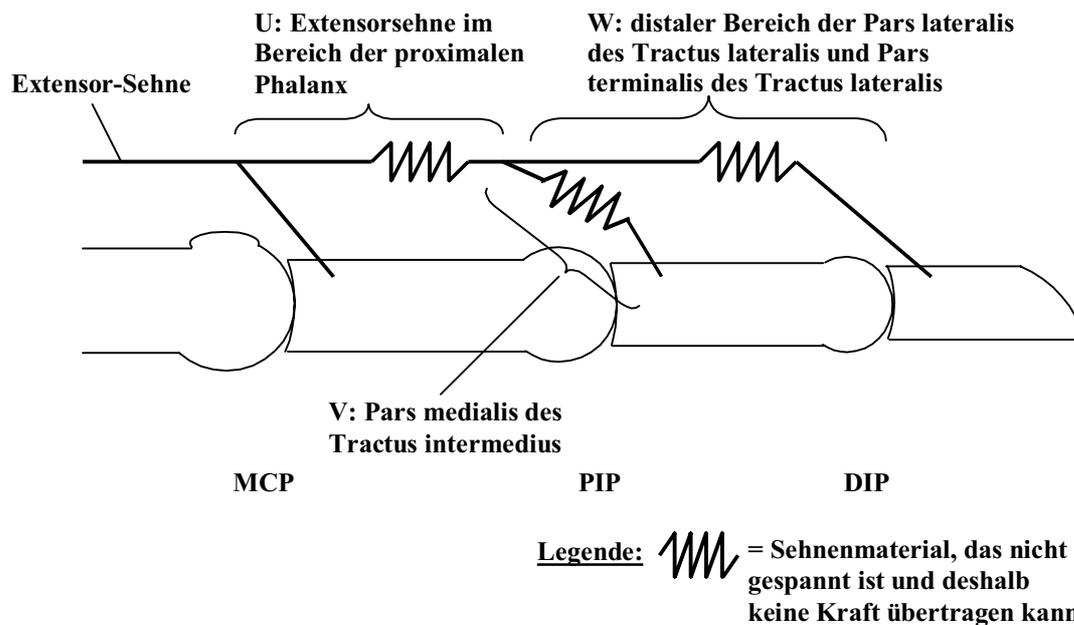


Abb. 2-42: Die Übertragung der Kraft des M. extensor digitorum auf die Interphalangealgelenke (schematisch)

2.3.2.4 Der Insertionsbereich der Mm. interossei

Sowohl die proximalen als auch die distalen Mm. interossei inserieren nicht in einem Punkt, sondern in einem weiten Bereich, auf einer Strecke \overline{AB} .⁷⁷ In den Kapiteln 2.4.3 und 2.4.4 wird gezeigt, dass deshalb die Kraft nicht in einem festen Punkt übertragen wird, sondern die kraftübertragende Insertionsstelle bei zunehmender Flexion nahezu kontinuierlich von B nach A wandert. Das hat zur Folge, dass zusätzliche Beugung des MCP-Gelenks eine Verkürzung des effektiven Hebelarms und somit ein entgegenwirkendes Drehmoment zur Folge hat.⁷⁸ Der Mechanismus wirkt also stabilisierend auf das MCP-Gelenk.

10 2.3.2.5 Das LI_d-Theorem

Die Mm. lumbricalis und interosseus distalis, die aufgrund ihrer sehr ähnlichen Wirkungsweise bzgl. der Interphalangealgelenke als LI_d-Paar bezeichnet werden sollen, besitzen zu den Streckapparaten beider Interphalangealgelenke sehnenhafte Verbindungen.⁷⁹ Es muss also – wie bei der Kraft des M. extensor digitorum – auch hier in Abhängigkeit von den Auslenkwinkeln entschieden werden, auf welches Gelenk das LI_d-Paar ein Drehmoment ausübt. Ist eines der beiden Gelenke deutlich stärker ausgelenkt als das andere, so sind seine

⁷⁷ Siehe Abb. 2-25 (S. 30) bis Abb. 2-28 (S. 32) und Abb. 2-45 (S. 48).

⁷⁸ Siehe Abb. 2-49 (S. 54) und Abb. 2-50 (S. 54).

⁷⁹ Siehe Abb. 2-27 (S. 31) und Abb. 2-28 (S. 32).

Strecksehnen nach distal gezogen und gestrafft. Damit sind sie in der Lage, eine Kraft zu übertragen, also wirkt das LI_d -Paar auf dieses Gelenk. Das LI_d -Paar wirkt also streckend auf das stärker gebeugte Interphalangealgelenk. Sein Bestreben ist somit ein Angleichen der Flexionswinkel von PIP und DIP. Dies führt dazu, dass die Interphalangealgelenke in vielen Fingerstellungen nahezu gleich stark ausgelenkt sind, oder die DIP-Flexion zumindest als Funktion der PIP-Flexion erscheint. Daraus wird in der Literatur zumeist gefolgert, dass das DIP nicht unabhängig vom PIP gesteuert werden könne, dass es sich also um einen Zwanglauf handele. Dass diese Annahme nicht zutrifft, dass es sich also nicht um einen tatsächlichen Zwanglauf handelt, kann man an Abb. 2.37 und Abb. 2.39⁸⁰ sehen: Sowohl durch äußere Kräfte als auch durch innere Muskelkräfte lässt der Finger sich in Positionen bringen, in welchen ζ_2 und ζ_3 sehr verschieden sind.

Entsprechend der Situation am M. extensor gilt auch hier, dass bei Kraftwirkung des LI_d -Paares auf das DIP auch auf das PIP ein Drehmoment ausgeübt wird. Auch die Verteilung der Kraft auf die Interphalangealgelenke soll als analog zur Situation des M. extensor angenommen werden.

2.3.2.6 Der Finger – eine Serie von überschlagenen dimeren Gelenkketten

Wie oben bereits erwähnt wurde, kann jedes Fingergelenk als eine überschlagene dimere Gelenkkette angesehen werden und besitzt in Flexion/Extensionsrichtung zwei Freiheitsgrade. Der Finger als Serie von Gelenken inkongruenter Krümmungsradien⁸¹ entspricht also einer Serie von überschlagenen dimeren Gelenkketten⁸² mit sechs Freiheitsgraden in dieser Ebene. Man benötigt also die Angabe von sechs Winkeln ζ_{ij} , $i \in W\{1,2,3\}$, $j \in W\{C,B\}$, um die Lage des Fingers in der Extension/Flexionsebene eindeutig zu beschreiben. Es werden folgende Notationen gewählt: j gibt an, ob um es sich um eine Drehung bzgl. des Kaput- oder des Basismittelpunktes handelt. i bezeichnet die Nummer des Gelenks, wobei die Nummerierung von proximal nach distal vorgenommen wird.

⁸⁰ Siehe S. 41.

⁸¹ Siehe Abb. 2-43 (S. 47).

⁸² Siehe Abb. 2-44 (S. 47).

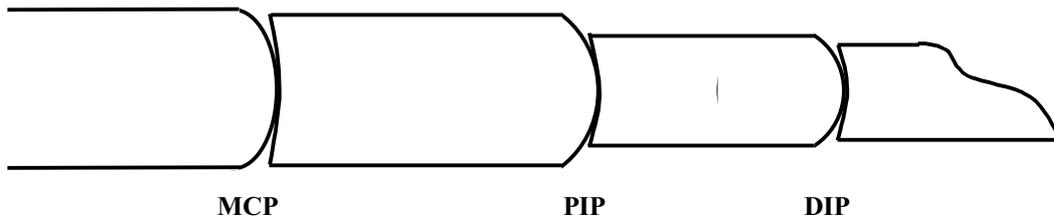


Abb. 2-43: Der Finger (vereinfacht) – eine Serie von Gelenken inkongruenter Krümmungsradien

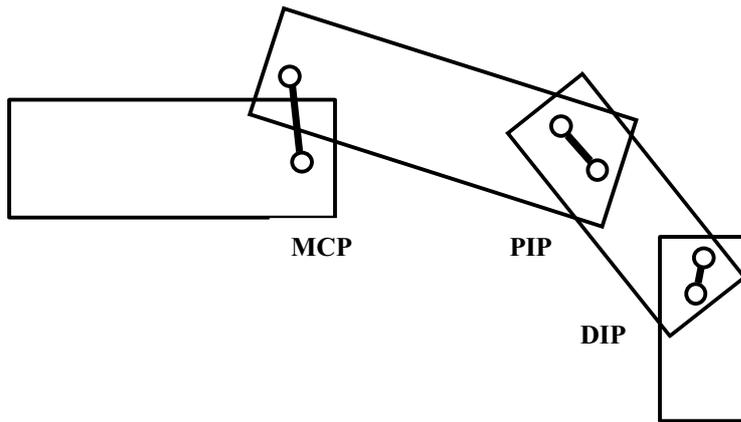


Abb. 2-44: Eine Serie überschlagener dimerer Gelenkketten

2.3.3 Die anatomischen Daten des Sagittalschnittes

Für die Berechnung von Gleichgewichtslagen benötigt man anatomische Daten, wie z.B. die Lage der Insertionsstellen, die Knochenlängen oder die Radien der Artikulationsflächen. Diese Größen wurden zum Teil schon in Kapitel 2.1 genannt und sollen an dieser Stelle gesammelt werden. Die Größen ohne Quellenangabe lagen als Literaturwert nicht vor und sind daher anhand von Fotos oder Zeichnungen der angegebenen Fachzeitschriften und -bücher geschätzt worden. Die Werte beziehen sich auf das dem jeweiligen Gelenk eigene Koordinatensystem, das in der Streckstellung dadurch definiert ist, dass der Mittelpunkt des Caputs der Ursprung ist, und die Längsachse der zugehörigen Phalanx die negative x-Achse bildet.

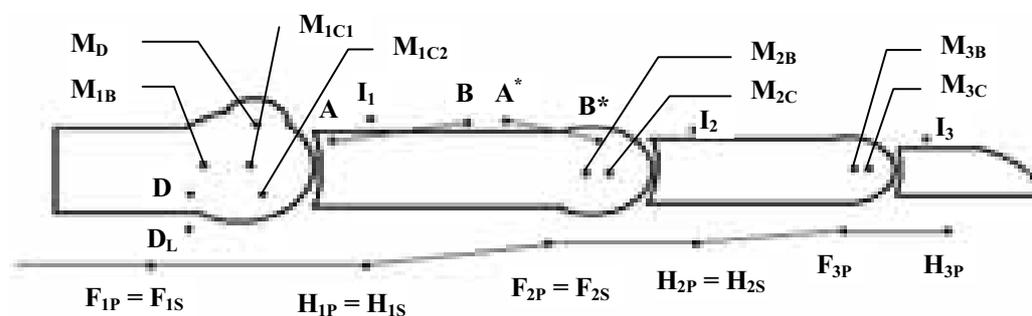


Abb. 2-45: Die anatomischen Daten des Fingers im Sagittalschnitt

2.3.3.1 Das Metakarpophalangealgelenk:

Mittelpunkt der Kaputkrümmung (mittlerer Bereich)	$M_{1C1} = (0;0)^{83}$
Mittelpunkt der Kaputkrümmung (palmarer Bereich)	$M_{1C2} = (0,78; -0,78)^{84}$
Mittelpunkt der Basiskrümmung	$M_{1B} = (-3,1; 0)^{85}$ (ZIEHN)
Radius der Kaputkrümmung (mittlerer Bereich)	$R_{1C1} = 6,9$ (ZIEHN)
Radius der Kaputkrümmung (palmarer Bereich)	$R_{1C2} = 5,8$ (ZIEHN)
Radius der Basiskrümmung	$R_{1B} = 10,3$ (ZIEHN)
Grenzwinkel zwischen den Kaput-Bereichen	$\mu = 45^\circ$ (ZIEHN) ⁸⁶
Umlenkpunkt der Sehne des M. interosseus	$D_I = (-4,5; -1)$
Umlenkpunkt der Sehne des M. lumbricalis	$D_L = (-3; -7,5)$
prox. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	$F_{1P} = (-11; -10)$
dist. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	$H_{1P} = (8; -8)$
prox. Umlenkpunkt der Superficialis-Sehne	$F_{1S} = (-11; -10)$

⁸³ Alle Größen sind in der Einheit mm angegeben.

⁸⁴ Dieser Wert ergibt sich direkt aus dem Radius R_{1C2} und dem Winkel μ .

⁸⁵ Die x-Koordinate ergibt sich aus der Differenz der Radien von Kaput- und Basiskrümmung.

⁸⁶ Diesen Wert gibt ZIEHN nicht explizit an, er ist anhand einer Grafik bestimmt worden.

	dist. Umlenkpunkt der Superficialis-Sehne	H_{1S}	= (8; -8)
	Insertionsstelle der Sehne des M. extensor digit.	I_1	= (8,5; 5)
	Mittelpunkt der dorsalen Erhebung	M_D	= (1; 3,5) (LIPINSKI)
	Radius der dorsalen Erhebung	R_D	= 3,9 (ZIEHN)
5	prox. Punkt des I_p -Insertionsbereichs	A	= (8,5; 5)
	dist. Punkt des I_p -Insertionsbereichs	B	= (13; 5)
	prox. Punkt des I_d -Insertionsbereichs	A^*	= (27; 4)
	dist. Punkt des I_d -Insertionsbereichs	B^*	= (46; 4)
	Länge der Phalanx ⁸⁷	L_1	= 45 (SMITH)
10	Winkel, bei dem I_p -Kraft in B übertragen wird	$\%_{\phi}$	= 33°
	Winkel, bei dem I_p -Kraft in A übertragen wird	$\%_{\phi}$	= 43°
	Winkel, bei dem I_d -Kraft in B übertragen wird	$\%_{\phi}^*$	= 20°
	Winkel, bei dem I_d -Kraft in A übertragen wird	$\%_{\phi}^*$	= 22°
15	<u>2.3.3.2 Das proximale Interphalangealgelenk</u>		
	Mittelpunkt der Basiskrümmung	M_{2B}	= (-1,1; 0) (ALBUS)
	Radius der Kaputtkrümmung	R_{2C}	= 4,4 (ALBUS)
	Radius der Basiskrümmung	R_{2B}	= 5,5 (ALBUS)
	prox. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	F_{2P}	= (-10; -6,5)
20	dist. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	H_{2P}	= (10; -5,5)
	prox. Umlenkpunkt der Superficialis-Sehne	F_{2S}	= (-10; -6,5)
	dist. Umlenkpunkt der Superficialis-Sehne	H_{2S}	= (10; -5,5)
	Insertionsstelle der Sehne des M. extensor digit.	I_2	= (8; 4)
	Länge der Phalanx	L_2	= 25 (SMITH)
25	<u>2.3.3.3 Das distale Interphalangealgelenk</u>		
	Mittelpunkt der Basiskrümmung	M_{3B}	= (-0,9; 0) (ALBUS)
	Radius der Kaputtkrümmung	R_{3C}	= 3,0 (ALBUS)
	Radius der Basiskrümmung	R_{3B}	= 3,9 (ALBUS)
	prox. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	F_{3P}	= (-3,5; -4)
30	dist. Umlenkpunkt der Sehne des M. flexor digitorum profundus	H_{3P}	= (6; -3)
	Insertionsstelle der Sehne des M. extensor digit.	I_3	= (6; 3)
	Länge der Phalanx	L_3	= 16 (SMITH)

⁸⁷ Die Länge der Phalanx wird definiert durch den Abstand der Berührungspunkte mit den benachbarten Phalangen bzgl. der Streckstellung des Fingers.

2.4 Mathematische Methoden: die rechnerische Bestimmung der Hebelarmlängen

Als Grundlage für die Berechnungen, die weiter unten folgen, benötigt man für die einzelnen Muskeln die Hebelarmlängen bzgl. der sechs Teilwinkel. Ihrer Berechnung dient dieses Kapitel.

2.4.1 Der auslenkungsbedingte Koordinatenwechsel

Für die nachfolgenden Rechnungen ist es notwendig zu wissen, welche Koordinaten (A_x', A_y') ein Punkt $A = (A_x, A_y)$ einnimmt, wenn er sowohl um den Punkt M_C , dem Mittelpunkt der Kaputkrümmung, als auch um M_B , dem der Basiskrümmung, gedreht wird.

Die Wahl des Koordinatensystems wird dadurch festgelegt, dass M_C den Ursprung bilde und dass die Punkte des Caput invariant bzgl. dieser Auslenkung seien. $(r, \vartheta) = (r_A, \vartheta_A)$ seien die Polarkoordinaten von A, wobei alle Winkel in Flexionsrichtung positiv gemessen werden. Die Polarkoordinaten bzgl. M_B des nichtausgelenkten Punktes A werden durch (r_B, ϑ_B) beschrieben.

R sei die Länge des dimeren Kettengliedes, also der Abstand von M_B und M_C .⁸⁸

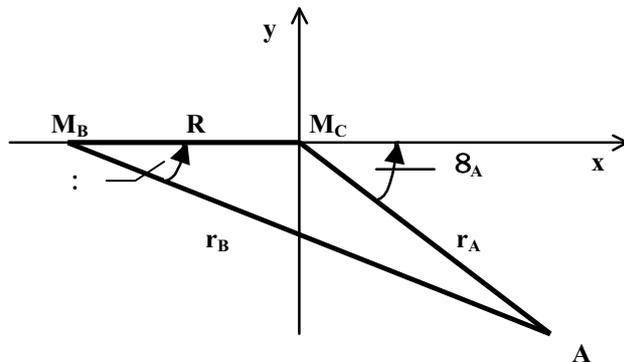


Abb. 2-46: Die Polarkoordinaten eines Punktes A

Eine Drehung um M_C bewirkt, dass die Polarkoordinaten sich zu $(r, \vartheta) = (r_A, \vartheta_A + \zeta_C)$ ändern.⁸⁹

⁸⁸ Siehe Abb. 2-46 (S. 50).

⁸⁹ Siehe Abb. 2-47 (S. 51).

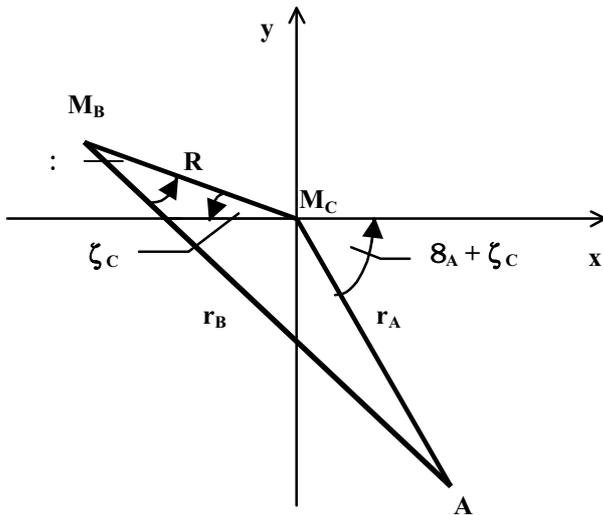


Abb. 2-47: Die Polarkoordinaten nach einer Drehung um M_C

Dreht man den Punkt um M_B , so vergrößert sich der Winkel zwischen r_B und dem dimeren Kettenglied zu $:\ + \zeta_B$. $\delta_{bA'}$ sei der Polarwinkel von A' bzgl. des durch M_B und R festgelegten Koordinatensystems.⁹⁰

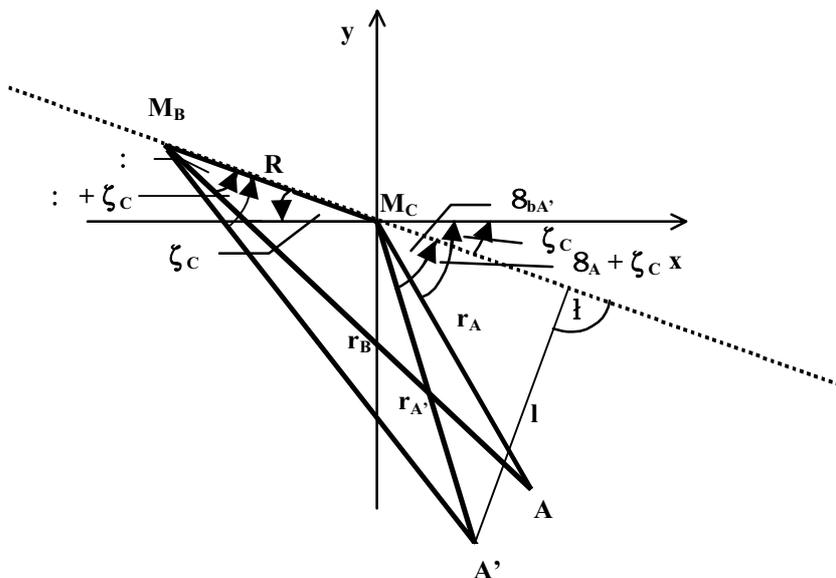


Abb. 2-48: Die Polarkoordinaten nach einer Drehung um M_B und um M_C

10 Für die neuen Polarkoordinaten $(r_{A'}, \delta_{A'})$ gilt unter Zuhilfenahme des Sinus- und Kosinussatzes:

$$r_{A'}^2 = R^2 + r_B^2 - 2Rr_B \cos(: + \zeta_B)$$

$$\frac{\sin \delta_{bA'}}{r_B} = \frac{\sin(: + \zeta_B)}{r_{A'}}$$

⁹⁰ Siehe Abb. 2-48 (S. 51).

Somit wird die Position eines Punktes, der um ζ_C und ζ_B ausgelenkt wurde, durch folgende Formeln beschrieben:

$$r_{A'} = \sqrt{R^2 + r_B^2 - 2Rr_B \cos(\zeta_{B'} :)} \quad \text{Gleichung 2-1}$$

$$\delta_{A'} = \zeta_C + \delta_{bA'} = \zeta_C + \arcsin \frac{r_B \sin(\zeta_{B'} :)}{r_{A'}} \quad \text{Gleichung 2-2}^{91}$$

5 Bei Bedarf können diese Koordinaten in kartesische transformiert werden:

$$x = r \cos \delta$$

$$y = r \sin \delta$$

2.4.2 Koordinatentransformation zwischen dem mittleren und dem palmaren Krümmungsbereich des MCP

10

In Kapitel 2.3.2.1 und Abb. 2-32⁹² wurde dargelegt, dass es allein von dem Winkel ζ_{1C} abhängt, in welchem Krümmungsbereich des Caput⁹³ der Kontaktpunkt von Basis und Caput liegt, und somit auch, ob zusätzlich zur Drehung um den Mittelpunkt M_{1C1} auch eine Drehung um den Mittelpunkt M_{1C2} vorliegt.

15 Wird ein Punkt A um einen beliebigen Winkel ζ_B um M_{1B} und um einen Winkel ζ_C , der kleiner als der Grenzwinkel μ ist, um M_{1C} gedreht, können die Berechnungen der neuen Koordinaten von A wie im vorigen Kapitel beschrieben durchgeführt werden.

Ist jedoch $\zeta_{1C} > \mu$, so wird ζ_{1C} aufgeteilt in eine Drehung bzgl. M_{1C1} um den Winkel μ und in eine Drehung bzgl. M_{1C2} um den Winkel $\zeta_{1C} - \mu$. In diesem Fall muss folgendermaßen

20 vorgegangen werden:

1. Berechnung der neuen Koordinaten von A' nach einer Drehung des Punktes A um den Winkel ζ_{1B} um M_{1B} und um den Winkel $\zeta_{1C} = \mu$ um M_{1C1} .⁹⁴

2. Umrechnung der Polarkoordinaten von A' in kartesische Koordinaten bzgl. des alten Koordinatensystems.

25

3. Transformation der kartesischen Koordinaten von A in das neue Koordinatensystem, welches dadurch festgelegt wird, dass M_{1C2} , der Mittelpunkt der Kaputkrümmung im palmaren Bereich, den Ursprung darstellt und die Koordinatenachsen parallel zu denen des alten Koordinatensystems sind. Die Transformation geschieht also nach folgenden

30 Formeln:

⁹¹ Diese beiden Formeln stellen die Grundlage der Funktionen *rDreh* und *phiDreh* des beigegeführten Computerprogramms dar.

⁹² Siehe S. 38.

⁹³ Siehe auch Abb. 2-7 (S. 15).

⁹⁴ Siehe Kapitel 2.4.1.

$$x_{\text{neu}} = x_{\text{alt}} - x_{C2},$$

$$\text{mit } M_{1C2} = (x_{C2} \mid y_{C2})$$

$$y_{\text{neu}} = y_{\text{alt}} - y_{C2}$$

4. Drehung von A um den Winkel $\zeta_{1C} - \mu$ um M_{1C2} . Ausgabe der Koordinaten des Punktes A' bzgl. des neuen Koordinatensystems.
5. Transformation aller durch die anatomischen Daten gegebenen Punkte in das neue Koordinatensystem.

2.4.3 Die MCP-Hebelarme der proximalen Mm. interossei

Die Sehnen der proximalen Mm. interossei inserieren nicht in einen Punkt der Dorsalaponeurose, sondern sie sind ab einer gewissen Stelle C aufgefächert in viele dünne Teilsehnen, die auf einer Strecke \overline{AB} inserieren. Das Lig. metacarpeum transversum dient als Umlenkstelle der Kraft des M. interosseus und soll im Folgenden mit D bezeichnet werden.

Um die Funktionsweise dieser flächenartigen Insertion zu erklären, wird zunächst ein Modell betrachtet, in welchem die Sehne in zwei Teilsehnen aufgefächert ist, nämlich in die durch die Strecken \overline{CA} und \overline{CB} repräsentierten Anteile. Die Muskelkraft teilt sich dann auf in einen Anteil F_A in Richtung \overline{CA} und einen Anteil F_B in Richtung \overline{CB} . Abb. 2-49⁹⁵ und Abb. 2-50⁹⁶ zeigen, dass der Anteil F_A bei Extension des MCP sehr gering ist und bei zunehmender Flexion größer wird.

Betrachtet man nicht nur zwei, sondern mehrere Teilsehnen, so stellt man fest, dass bei zunehmender Flexion die Belastung der proximalen Insertionsstellen zunimmt und die der distalen abnimmt. Konstruierbar sind auch Fälle, in denen an den distalen Stellen gar keine Kraft übertragen wird, sondern nur durch die proximalen Sehnenanteile. Um die bei steigender Flexion sich ändernde Kraftverteilung genau beschreiben zu können, bräuhete man präzise Angaben über die Struktur und die Dehnbarkeit des in diesem Bereich liegenden Sehnengewebes, die in der notwendigen Genauigkeit nicht in der Literatur zu finden sind. Deshalb soll innerhalb dieser Arbeit folgendes stark vereinfachendes Modell benutzt werden: Im gestreckten Zustand wird die Kraft am Punkt B übertragen. Bei starker Beugung dagegen im Punkt A.

⁹⁵ Siehe S. 54.

⁹⁶ Siehe S. 54.

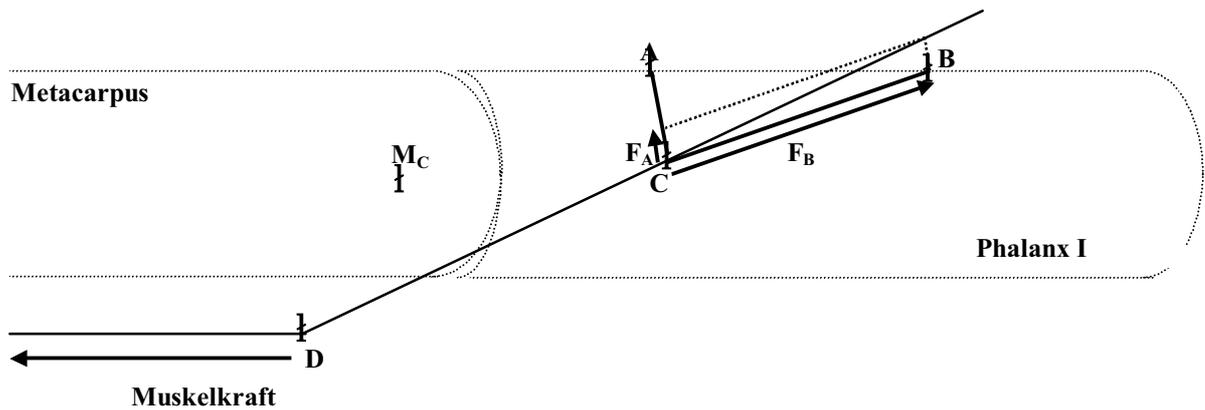


Abb. 2-49: Zerlegung der Kraft des M. interosseus bei Extension

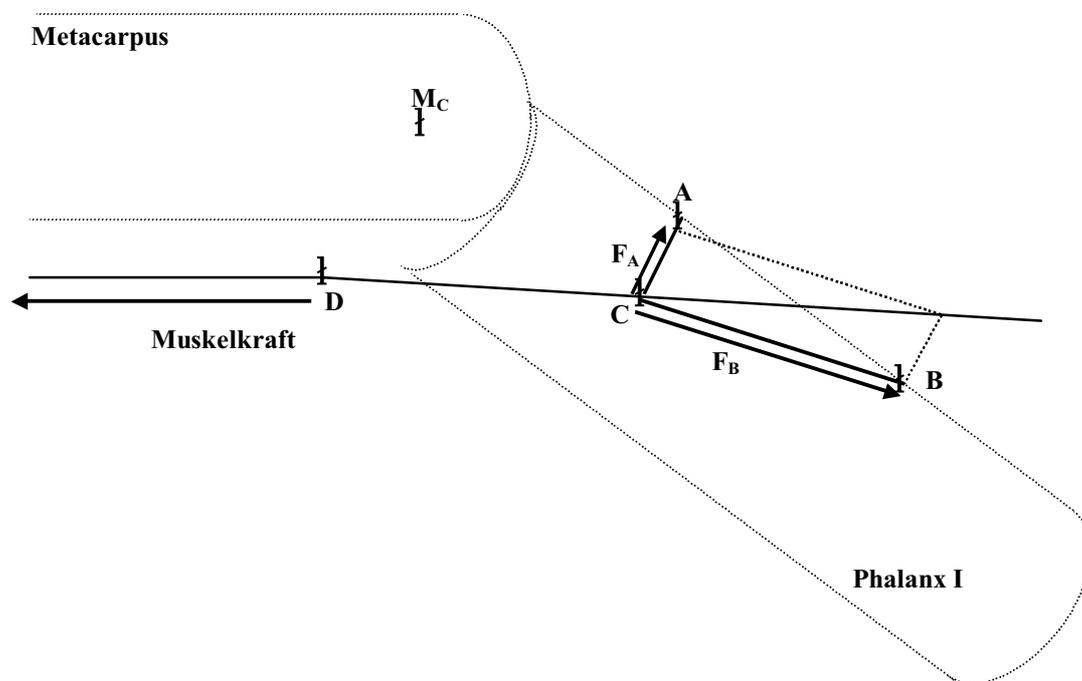


Abb. 2-50: Zerlegung der Kraft des M. interosseus bei Flexion

- Besteht der Sehnenfächer nicht aus zwei, sondern aus sehr vielen Teilsehnen, so wird vereinfachend davon ausgegangen, dass die kraftübertragende Insetationsstelle nahezu kontinuierlich von B nach A wandert. Das hat zur Folge, dass zusätzliche Beugung des MCP-Gelenks eine Verkürzung des effektiven Hebelarms und somit ein entgegenwirkendes Drehmoment zur Folge hat. Der Mechanismus wirkt also stabilisierend auf das MCP-Gelenk.
- 5 Zur näherungsweisen quantitativen Beschreibung soll in zwei Schritten vorgegangen werden:
- 1) Bestimmung des kraftübertragenden Punktes K ⁹⁷ in Abhängigkeit von ζ_C und ζ_B ⁹⁸
 - 2) Bestimmung der Hebelarme h_B und h_C in Abhängigkeit von K , ζ_C und ζ_B ⁹⁹

⁹⁷ Siehe Abb. 2-51 (S. 55).

⁹⁸ Dieses erledigt die Prozedur *wirkstelleIp*.

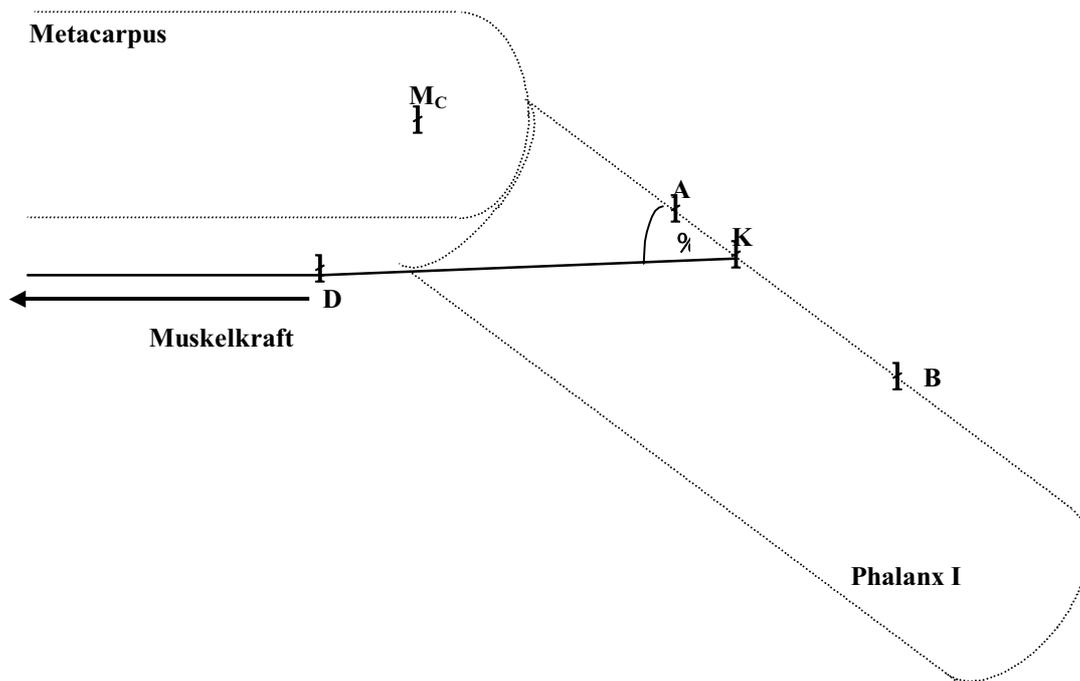


Abb. 2-51: Die wandernde Interosseus-Insertionsstelle

Bestimmung des Kraftübertragungspunktes K

5 $A = (A_x, A_y)$ und $B = (B_x, B_y)$ seien die Punkte, die den I_p -Insertionsbereich begrenzen, ferner sei $D = (D_x, D_y)$ der Punkt, an dem die I_p -Kraft umgelenkt wird.

φ sei der Winkel zwischen der Kraftwirkungslinie der in K angreifenden Sehnenfaser und der Strecke \overline{AB} .¹⁰⁰ Dieser Winkel soll in Abhängigkeit von ζ_C und ζ_B berechnet werden. Dazu wird die Basis um ζ_B und ζ_C ausgelenkt. Da D fest auf dem Mittelhandknochen liegt, ändern sich seine Koordinaten bzgl. des M_C -Koordinatensystems nicht. A' und B' seien die Punkte, die man durch diese Drehung aus A bzw. B erhält. Die Polarkoordinaten von A' und B' berechnet man mit Gleichung 2-1 und Gleichung 2-2.

$$r = \sqrt{R^2 + r_B^2 - 2Rr_B \cos(\zeta_B + \cdot)}$$

$$\vartheta = \zeta_C + \arcsin \frac{r_B \sin(\zeta_B + \cdot)}{r}$$

⁹⁹ Hierfür sind die Funktionen $I_pHebelB$ und $I_pHebelC$ unter Benutzung der Funktion $intrinsicbeugerB$ und $intrinsicbeugerC$ zuständig.

¹⁰⁰ Siehe Abb. 2-51 (S. 55).

Diese werden in kartesische Koordinaten transformiert:

$$x = r \cos \delta$$

$$y = r \sin \delta$$

5 Seien \mathbf{p} und \mathbf{q} die Richtungsvektoren der Geraden $\overline{A'B'}$ bzw. $\overline{DA'}$, so gilt:

$$\mathbf{p} = \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A_x' - B_x' \\ A_y' - B_y' \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{q} = \begin{pmatrix} q_1 \\ q_2 \end{pmatrix} = (D_x - A_x', D_y - A_y')$$

10 Der Winkel φ den die beiden Geraden einschließen, wird mittels des Skalarprodukts berechnet:

$$\cos \varphi = \frac{\mathbf{p} \cdot \mathbf{q}}{|\mathbf{p}| |\mathbf{q}|} \quad \text{mit: } \mathbf{p} \cdot \mathbf{q} = p_1 q_1 + p_2 q_2$$

$$|\mathbf{p}| = \sqrt{p_1^2 + p_2^2}$$

$$|\mathbf{q}| = \sqrt{q_1^2 + q_2^2}$$

$$i \quad \varphi = \arccos \frac{p_1 q_1 + p_2 q_2}{\sqrt{(p_1^2 + p_2^2)(q_1^2 + q_2^2)}}$$

15 Es wird angenommen, dass für kleine Flexionswinkel die Kraft im Punkt B übertragen wird und dass die kraftübertragende Stelle ab einem Winkel φ_0 nach proximal wandert, bis sie unter einem Winkel φ_1 den Punkt A erreicht hat. Nähert man außerdem den Zusammenhang zwischen dem Winkel φ und dem Kraftübertragungspunkt affin-linear, so erhält man:

$$\mathbf{K} = \begin{cases} \mathbf{B} & \text{für } \varphi < \varphi_0 \\ \mathbf{B} + \frac{\varphi - \varphi_0}{\varphi_1 - \varphi_0} (\mathbf{A} - \mathbf{B}) & \text{für } \varphi_0 \leq \varphi \leq \varphi_1 \\ \mathbf{A} & \text{für } \varphi > \varphi_1 \end{cases}$$

20 Bestimmung der Hebelarmlängen

Die effektiven Hebelarmlängen sind die kleinsten Entfernungen der anatomisch gegebenen Drehachsen M_C und M_B von der Kraftwirkungslinie. Man schneidet die Gerade \overline{DK} mit der Geraden $\overline{M_i S}$, die durch M_i , $i \in \{B, C\}$ verläuft und senkrecht zu \overline{DK} ist. Die Entfernung dieses Schnittpunkts S von M_i ergibt die gesuchte Hebelarmlänge.¹⁰¹

¹⁰¹ Siehe Abb. 2-51 (S. 55).

Die Gerade \overline{DK} : $\mathbf{x} = \mathbf{D} + t \begin{pmatrix} g_1 \\ g_2 \end{pmatrix}$ mit: $g_1 = D_x - K_x$
 $g_2 = D_y - K_y$
 $t \in \mathbb{R}$

5 Die Gerade $\overline{M_C S}$: $\mathbf{x} = \mathbf{s} \begin{pmatrix} g_2 \\ g_1 \end{pmatrix}$ mit: $s \in \mathbb{R}$

Die Gerade $\overline{M_B S}$: $\mathbf{x} = \mathbf{M}_B' + u \begin{pmatrix} g_2 \\ g_1 \end{pmatrix}$ mit: $\mathbf{M}_B' = (-R \cos \zeta_C, R \sin \zeta_C)$
 $u \in \mathbb{R}$

10 Daraus ergeben sich folgende Hebelarmlängen:

$$h_C = \sqrt{(D_x + t_C g_1)^2 + (D_y + t_C g_2)^2}$$

$$h_B = \sqrt{(D_x + t_B g_1 + R \cos \zeta_C)^2 + (D_y + t_B g_2 - R \sin \zeta_C)^2}$$

$$\text{mit: } t_B = \frac{-g_1 R \cos \zeta_C + g_2 R \sin \zeta_C - g_1 D_x - g_2 D_y}{g_2^2 + g_1^2}$$

$$t_C = \frac{-g_1 D_x - g_2 D_y}{g_2^2 + g_1^2}$$

15 2.4.4 Die MCP-Hebelarmlängen der distalen Mm. interossei

Auch die distalen Mm. interossei inserieren nicht in einem Punkt, sondern auf einer Strecke $\overline{A^* B^*}$, die proximal des PIP-Gelenks liegt.¹⁰² Die zugehörigen Hebelarme erhält man, indem man in den Betrachtungen des Kapitels 2.4.3 die Punkte A, B durch A* und B* und die Winkel φ und ϱ durch φ^* und ϱ^* ersetzt.

20 2.4.5 Die MCP-Hebelarme des M. lumbricalis

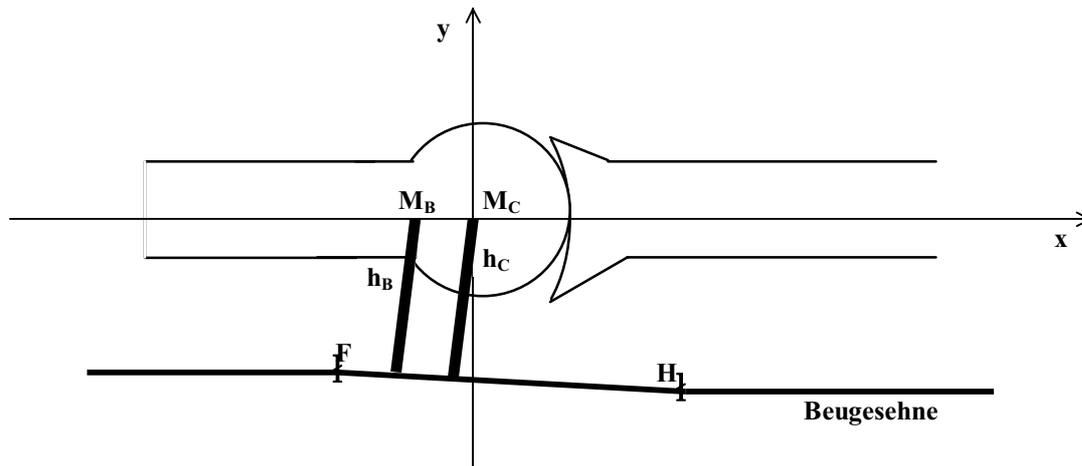
Unter der Annahme, dass die Sehne des M. lumbricalis in einem Punkt L der Dorsalaponeurose inseriert, erhält man die zugehörigen Hebelarme, indem man in den Rechnungen des Kapitels 2.4.3 den Punkt K durch L und den Umlenkpunkt D durch D_L ersetzt.¹⁰³

¹⁰² Siehe Abb. 2-28 (S. 32) und Abb. 2-45 (S. 48).

¹⁰³ Dieses erledigen die Funktionen *lumbricalhebelC* und *lumbricalhebelB* unter Benutzung der Funktionen *intrinsicbeugerC* und *intrinsicbeugerB*.

2.4.6 Die Hebelarme der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis bzgl. der drei Fingergelenke

Die Punkte F und H seien die gelenknächsten relativ festen Verbindungen zwischen der Sehnenscheide des Flexor digitorum profundus und der entsprechenden Phalanx (diese vergleichsweise festen Verbindungen werden in der Regel durch Ringbänder verursacht¹⁰⁴). Dann verläuft die Sehne im Bereich des Gelenks näherungsweise geradlinig von F nach H.



5

Abb. 2-52: Die Hebelarme der beugenden Muskeln

Wird das Gelenk ausgelenkt, so ändert F seine Position bzgl. M_C nicht. Die neue Lage von H' wird mittels Gleichung 2-1 und Gleichung 2-2 berechnet.

$$10 \quad r = \sqrt{R^2 + r_B^2 - 2Rr_B \cos(\zeta_B + :)} \quad)$$

$$\vartheta = \zeta_C + \arcsin \frac{r_B \sin(\zeta_B + :)}{r}$$

Als effektive Hebelarme sind die Abstände der Geraden $\overline{FH'}$ von M_C bzw. von M_B zu bestimmen. Dieses geschieht analog zu den Betrachtungen der MCP-Hebelarme der proximalen Mm. interossei. Also ergibt sich:

$$15 \quad h_C = \sqrt{(F_x + t_C g_1)^2 + (F_y + t_C g_2)^2}$$

$$h_B = \sqrt{(F_x + t_B g_1 + R \cos \zeta_C)^2 + (F_y + t_B g_2 - R \sin \zeta_C)^2} \quad 105$$

$$\text{mit: } t_B = \frac{-g_1 R \cos \zeta_C + g_2 R \sin \zeta_C - g_1 F_x - g_2 F_y}{g_2^2 + g_1^2}$$

$$t_C = \frac{-g_1 F_x - g_2 F_y}{g_2^2 + g_1^2}$$

¹⁰⁴ Siehe Abb. 2-17 (S. 24).

¹⁰⁵ Diese Hebelarme werden in den Funktionen *beugehebelB* und *beugehebelC* berechnet.

Setzt man für F und H die entsprechenden Daten des Flexor digitorum superficialis ein, so erhält man dessen Hebelarmlängen.

2.4.7 Die MCP-Hebelarme des M. extensor digitorum

5 Einige der Ausführungen in diesem Teilabschnitt sind in Anlehnung an LIPINSKI entstanden.

2.4.7.1 Für mittelgroße Winkel ($\zeta_C < \mu$):

Für mittelgroße Flexionswinkel $\zeta_1 = \zeta_{1C} + \zeta_{1B}$ ist der Betrag von $h_C = R_{1C}$ konstant, denn die Kraftwirkungslinie des M. extensor digitorum verläuft über den gleichmäßig gekrümmten Bereich des Caput.¹⁰⁶ Seien A die Insertionsstelle der Sehne und $(r_{A'}, \delta_{A'})$ die

10 Polarkoordinaten von A', nachdem der Finger um ζ_B und ζ_C ausgelenkt wurde, so erhält man

$$\cos(\tilde{\alpha} + \delta_{A'}) = \frac{R_C}{r_{A'}}$$

$$i \quad \tilde{\alpha} = -\delta_{A'} + \arccos \frac{R_C}{r_{A'}} \quad \text{Gleichung 2-3}$$

$$h_B = h_C + R \cos(\tilde{\alpha} + \zeta_C) \quad \text{Gleichung 2-4}$$

Setzt man Gleichung 2-3 in Gleichung 2-4 ein, so ergibt sich:

$$15 \quad h_B = h_C + R \cos(\zeta_C - \delta_{A'} + \arccos \frac{R_C}{r_{A'}})$$

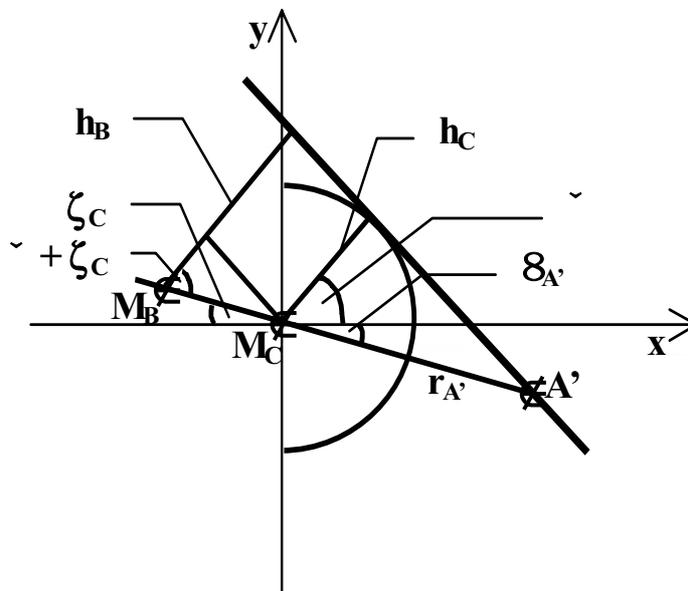


Abb. 2-53: Die Hebelarme der streckenden Muskeln für mittelgroße Winkel

¹⁰⁶ Siehe Abb. 2-53. (S. 59)

2.4.7.3 Für große Winkel ($\alpha_C > \mu$):

Für Auslenkungen $\alpha_C > \mu$ liegt der Kontaktpunkt der Artikulationsflächen im Bereich geringerer Krümmung.¹⁰⁹ Während die Fundamentalrotation I^{110} unverändert das Rotationszentrum M_{1B} besitzt, wechselt das Drehzentrum der Fundamentalrotation II von M_{1C1} zu M_{1C2} .

Die Sehne des M. extensor digitorum verläuft über die gekrümmte Artikulationsfläche des Caputs. Die Kraftwirkungslinie ist daher eine Tangente mit einem vom Beugungswinkel abhängigem Berührungspunkt. Für Winkel größer als μ ist die Kraftwirkungslinie Tangente an den mittleren Krümmungsbereich, der Hebelarm aber muss bzgl. des Mittelpunktes des palmaren Krümmungsbereiches M_{1C2} berechnet werden. Seien I' die Insertionsstelle der Sehne des M. extensor digitorum und (r_I, π_I) die Polarkoordinaten von I' nach der Flexion des MCP um ζ_B und ζ_C ,

dann gilt:¹¹¹

$$\cos(\alpha + \delta_I) = \frac{h_C}{r_I}$$

$$i \quad \alpha = -\delta_I + \arccos \frac{h_C}{r_I}$$

$$h_B = h_C + R_{\text{neu}} \cos(\alpha + \zeta_C) \quad \text{mit: } R_{\text{neu}} = R_{1B} - R_{1C2}$$

Setzt man die zweite Gleichung in die dritte ein, so erhält man:

$$h_B = h_C + R_{\text{neu}} \cos(\zeta_C - \delta_I + \arccos(\frac{h_C}{r_I})) \quad \text{Gleichung 2-5}$$

Außerdem muss h_C bestimmt werden:

Es gilt den Richtungsvektor der Kraftwirkungslinie k zu bestimmen.

$$k: x = I' + t \begin{pmatrix} \text{RW}_1 \\ \text{RW}_2 \end{pmatrix} \quad \text{mit: } t \in \mathbb{R}$$

Dazu schneidet man die Gerade k mit dem Kreis, der den Caput im mittleren Krümmungsbereich beschreibt. Im neuen, durch M_{1C2} festgelegten Koordinatensystem besitzt dieser Kreis den Mittelpunkt $(-x_{1C2}, -y_{1C2})$ und damit die Kreisgleichung¹¹²:

$$(x + x_{1C2})^2 + (y + y_{1C2})^2 = R_{1C1}^2$$

¹⁰⁹ Siehe Abb. 2-7 (S. 15).

¹¹⁰ Siehe Kap. 2.3.2.1.

¹¹¹ Siehe Abb. 2-55 (S. 63).

¹¹² x_{1C2} und y_{1C2} sind die Koordinaten von M_{1C2} bzgl. des durch M_{1C1} festgelegten Koordinatensystems.

Der Schnitt ergibt eine quadratische Gleichung. Die Bedingung für einen Tangentialpunkt ist, dass beide Lösungen zusammenfallen, dass also der Radikand in der zugehörigen Gleichung gleich Null ist. Dies führt zu folgenden Lösungen:

$$5 \quad v_1 \mid -\frac{w_1 v_2 w_2}{R_{1C1}^2 - w_2^2} \pm \sqrt{\frac{w_1^2 v_2^2 w_2^2}{(R_{1C1}^2 - w_2^2)^2} - 4 \frac{R_{1C1}^2 v_2^2 - w_1^2 v_2^2}{R_{1C1}^2 - w_2^2}}$$

mit: $w_1 = I_x' + x_{1C2}$
 $w_2 = I_y' + y_{1C2}$

Die erste Lösung v_1 (der Wurzelterm wird addiert) ergibt die palmare Kraftwirkungslinie¹¹³,
 10 die biomechanisch nicht sinnvoll ist und somit nicht weiter betrachtet werden soll.

Als einzige biomechanisch sinnvolle Lösung erhält man somit:

$$v_1 \mid -\frac{w_1 v_2 w_2}{R_{1C1}^2 - w_2^2} - \sqrt{\frac{w_1^2 v_2^2 w_2^2}{(R_{1C1}^2 - w_2^2)^2} - 4 \frac{R_{1C1}^2 v_2^2 - w_1^2 v_2^2}{R_{1C1}^2 - w_2^2}}$$

15 v_2 ist als zweite Komponente des Richtungsvektors frei wählbar, so dass v_1 nur noch durch die durch anatomische Daten gegebenen Konstanten w_1 , w_2 und R_{1C1} bestimmt wird.

Weiterhin gilt es, eine zur Kraftwirkungslinie k senkrechte Gerade g zu bestimmen, die durch M_{1C2} verläuft:

$$20 \quad g: x = s \begin{pmatrix} R_{1C1} v_2 \\ R_{1C1} v_1 \end{pmatrix} \quad \text{mit: } s \in \mathbb{R}$$

Der Schnitt dieser beiden Geraden ergibt:

$$t = 4 \frac{v_1 I_x' + x_{1C2} \quad v_2 I_y' + y_{1C2}}{v_1^2 + v_2^2}$$

Setzt man t in die Geradengleichung k ein, erhält man den Schnittpunkt der beiden Geraden.

Der Abstand dieses Schnittpunktes von M_{1C2} liefert die gesuchte Hebelarmlänge h_C . Mit

25 Gleichung 2-5 berechnet sich daraus die Hebelarmlänge h_B .¹¹⁴

¹¹³ In Abb. 2-55 (S. 63) gestrichelt.

¹¹⁴ Das Einsetzen und Berechnen der Hebelarmlängen wird von der Funktion MCPStreckhebel übernommen.

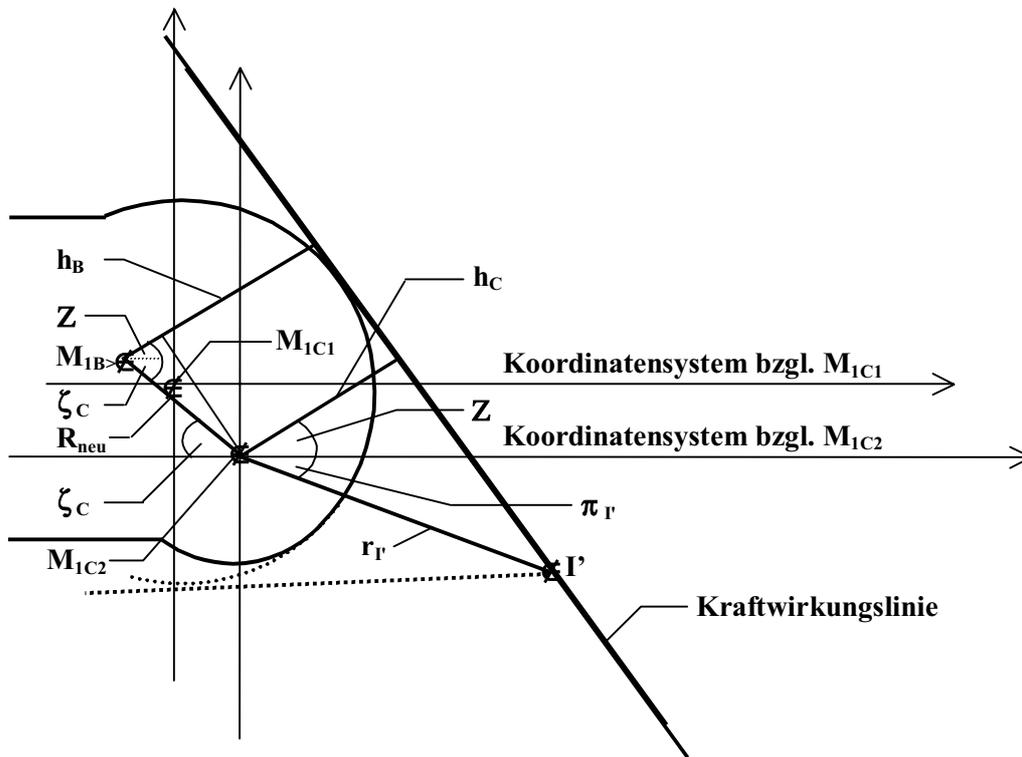


Abb. 2-55 Hebelarme des M. extensor digitorum am MCP für große Winkel ($\alpha_c > \mu$)

5 2.4.8 Die Hebelarme der streckenden Muskeln an PIP und DIP

An den Interphalangealgelenken existiert keine dorsale Erhebung und die Krümmung ist im gesamten Gelenkflächenbereich des für die Extension/Flexion relevanten Schnittes nahezu konstant. Ansonsten ist die Anatomie in dem Bereich, der die Sehnen der Streckmuskeln betrifft, vergleichbar mit dem MCP-Gelenk. Deshalb lassen sich die Hebelarmlängen analog zu dem Fall mittelgroßer Flexionswinkel am MCP berechnen:¹¹⁵

Der Betrag von $h_{2CE} = R_{2C}$ ist für alle Auslenkungswinkel konstant, denn die Kraftwirkungslinie des M. extensor digitorum verläuft über den gleichmäßig gekrümmten Bereich des Caput.¹¹⁶

Benutzt man die gleichen Notationen wie in Kapitel 2.4.7.1, so erhält man bei analoger

15 Vorgehensweise:
$$h_{2BE} = h_{2C} + R_2 \cos(\zeta_{2C} - \vartheta_{A'} + \arccos \frac{R_{2C}}{r_{A'}})$$

Entsprechend gilt für das DIP:
$$h_{3CE} = R_{3C}$$

$$h_{3BE} = h_{3C} + R_3 \cos(\zeta_{3C} - \vartheta_{A'} + \arccos \frac{R_{3C}}{r_{A'}})$$

¹¹⁵ Für diesen Fall ist die Prozedur *streckhebelB* zuständig.

¹¹⁶ Siehe Abb. 2-56 (S. 64).

Da die Palmarbewegung der tractus laterales verschwindend gering ist, besitzen die PIP-Strecker annähernd identische Hebelarme:

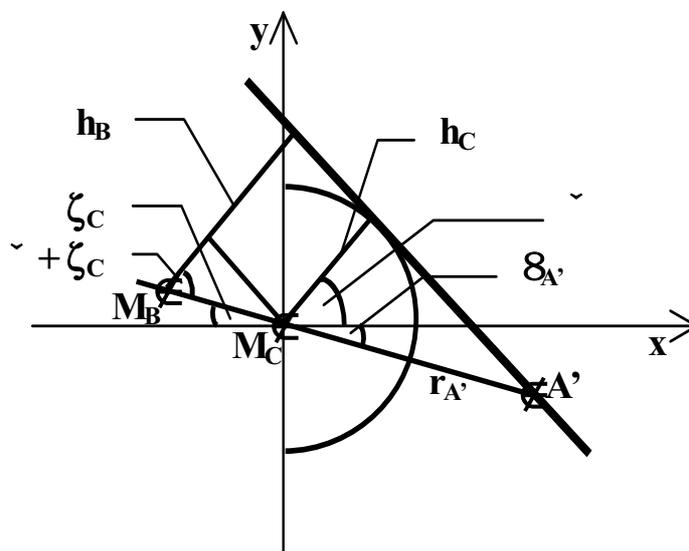
$$h_{2CE} = h_{2CL} = h_{2CI_d} = h_{2CI_p}$$

$$h_{2BE} = h_{2BL} = h_{2BI_d} = h_{2BI_p}$$

- 5 Da alle streckenden Muskeln des DIP in gleicher Weise angreifen sind deren Hebelarme, sofern sie nicht verschwinden, identisch:

$$h_{3CE} = h_{3CL} = h_{3CI_d} = h_{3CI_p}$$

$$h_{3BE} = h_{3BL} = h_{3BI_d} = h_{3BI_p}$$



10 Abb. 2-56: Hebelarme der streckenden Muskeln an den Interphalangealgelenken

2.4.9 Auflistung der Hebelarme

Hier soll eine Auflistung aller am Finger beteiligten Hebelarmlängen h_{ijk} vorgenommen werden und notiert werden, welcher Muskel auf welches Gelenk wirkt, bzw. welcher Mechanismus darüber entscheidet. Für den Index von h_{ijk} mit $i \in \{1,2,3\}$, $j \in \{C,B\}$ und $k \in \{S,P,E,L,I_d,I_p\}$ gilt: i gibt an, um welches Gelenk es sich handelt, j zeigt an, welches Drehzentrum betroffen ist, und k signalisiert, welcher Muskel gemeint ist:

15

	MCP		PIP		DIP	
	M_{1C}	M_{1B}	M_{2C}	M_{2B}	M_{3C}	M_{3B}
S	Da der Verlauf der Sehnen der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis im Bereich des MCP nahezu identisch ist, besitzen sie gleiche		Da die Sehne des M. flexor digitorum profundus zwischen den beiden Schenkeln der Sehne des M. flexor digitorum superficialis verläuft, besitzen die beiden		Der M. superficialis besitzt keine Anheftung am DIP. i $h_{3CS} = h_{3BS} = 0$	
P	Hebelarmlängen. $h_{1CS} = h_{1CP}$ $h_{1BS} = h_{1BP}$		Muskeln identische Hebelarme: $h_{2CS} = h_{2CP}$ $h_{2BS} = h_{2BP}$		Der M. profundus wirkt auf das DIP: h_{3CP} h_{3BP}	
E	Die Kraft dieses Muskels bewirkt für jede Fingerstellung ein Drehmoment auf dieses Gelenk: h_{1CE} h_{1BE}		Bis zu einem IP-Flexionswinkel ζ_{IPE} wirkt dieser Muskel nicht auf die IPs. Ab dem IP-Flexionswinkel ζ_{IPE^*} wirkt er mit seiner vollen Kraft auf das PIP. Im Flexionsbereich ζ_{IPE} bis ζ_{IPE^*} wirkt eine Teilkraft auf das PIP. ¹¹⁷ Da die Palmarbewegung der tractus laterales verschwindend gering ist, besitzen die PIP-Strecker annähernd identische Hebelarme: $h_{2CE} = h_{2CL} = h_{2CId} = h_{2CIP}$ $h_{2BE} = h_{2BL} = h_{2BIId} = h_{2BIP}$		Bis zu einem IP-Flexionswinkel ζ_{IPE} wirkt dieser Muskel nicht auf die IPs. Ab dem IP-Flexionswinkel ζ_{IPE^*} wirkt er mit seiner vollen Kraft auf die IPs. Nur wenn das DIP deutlich stärker ausgelenkt ist als das PIP, wirkt dieser Muskel mit seiner vollen Kraft auf das DIP, ansonsten wirkt nur maximal eine Teilkraft ¹¹⁸ . Die Hebelarme der streckenden Muskeln sind – sofern sie nicht verschwinden – identisch: $h_{3CE} = h_{3CL} = h_{3CId} = h_{3CIP}$ $h_{3BE} = h_{3BL} = h_{3BIId} = h_{3BIP}$	
L	Die Kraft dieses Muskels bewirkt für jede Fingerstellung ein Drehmoment auf dieses Gelenk: h_{1CL} h_{1BL}		Die Kraft des LI_d -Paars bewirkt für jede Fingerstellung ein Drehmoment auf dieses Gelenk.		Ob die Kraft des LI_d -Paars auf dieses Gelenk übertragen wird, hängt von der Relativstellung der IPs ab (LI_d -Theorem). ¹¹⁹	
I_d	Die Kraft dieses Muskels bewirkt für jede Fingerstellung ein Drehmoment auf dieses Gelenk: h_{1CId} h_{1BIId}					
I_p	Die Kraft dieses Muskels bewirkt für jede Fingerstellung ein Drehmoment auf dieses Gelenk: h_{1CIP} h_{1BIP}		Vgl. M. extensor.		Vgl. M. extensor.	

Tabelle 2-1: Auflistung der Hebelarme

¹¹⁷ Siehe 2.3.2.3.

¹¹⁸ Siehe 2.3.2.3.

¹¹⁹ Siehe 2.3.2.5.

3 Befunde und Diskussionen

3.1 Der unbelastete Finger im Gleichgewicht

3.1.1 Die mathematische Beschreibung des Gleichgewichts

Bei allen Betrachtungen in diesem Kapitel wird der Finger im unbelasteten Zustand betrachtet, also wenn keine äußere Kraft auf ihn einwirkt. Auch die kleine Gewichtskraft der Fingerglieder sei vernachlässigt. Für sehr viele Tätigkeiten des täglichen Lebens ist es von Bedeutung, dass der Finger einen Moment still steht, z.B. wenn man auf einen anderen Menschen zeigen möchte. Oder: Die Hand befinde sich in einer Ruhelage. Der Finger soll also ruhen, seine Glieder sich in Gleichgewichten befinden. Dazu ist erforderlich, dass sich die wirkenden Drehmomente insgesamt kompensieren, dass also jede Summe der an einem Teilgelenk wirkenden Drehmomente T_{ijk} für jedes der sechs Teilgelenke Null ergibt. Aus den in Kapitel 2.1.4.1 genannten Gründen werden die Gelenkbänder nicht weiter berücksichtigt. Es sei jedoch nochmals ausdrücklich darauf hingewiesen, dass bei Kenntnis der Origo- und Insertionsflächen bzw. -linien sowie der elastischen Eigenschaften der Bandmaterialien die Gelenkbänder in das Modell bzw. in die Drehmomentbilanzen aufgenommen werden könnten. Somit sind die aus den sechs Muskelkräften resultierenden Drehmomente die einzigen, die am Finger angreifen. Es gilt:

$$T_{ij} := \sum_k T_{ijk} = 0 \quad \& i \in \{1,2,3\}, j \in \{C,B\} \quad \text{Gleichung 3-1}$$

$$\text{mit: } M = \{S,P,E,L,I_d,I_p\}$$

Für den Index von T_{ijk} gelten die gleichen Notationen wie für h_{ijk} ¹²⁰.

Der Betrag eines Drehmoments lässt sich berechnen als das Produkt aus der effektiven Hebelarmlänge h_{ijk} und dem Betrag der Kraft. Möchte man die Summe der Drehmomente für jedes Teilgelenk berechnen, so lässt sich dieses in Matrix-Schreibweise folgendermaßen darstellen: $\mathbf{H} \sim \mathbf{f} = \mathbf{T}$

Für den Fall des Gleichgewichts gilt: $\mathbf{H} \sim \mathbf{f} = \mathbf{0}$ Gleichung 3-2

$$\text{mit: } \mathbf{H} = \begin{matrix} \textcircled{R} & h_{1CS} & h_{1CP} & h_{1CE} & h_{1CL} & h_{1CI_d} & h_{1CI_p} \\ & h_{1BS} & h_{1BP} & h_{1BE} & h_{1BL} & h_{1BI_d} & h_{1BI_p} \\ \textcircled{C} & h_{2CS} & h_{2CP} & h_{2CE} & h_{2CL} & h_{2CI_d} & h_{2CI_p} \\ & h_{2BS} & h_{2BP} & h_{2BE} & h_{2BL} & h_{2BI_d} & h_{2BI_p} \\ \textcircled{C} & h_{3CS} & h_{3CP} & h_{3CE} & h_{3CL} & h_{3CI_d} & h_{3CI_p} \\ \text{TM} & h_{3BS} & h_{3BP} & h_{3BE} & h_{3BL} & h_{3BI_d} & h_{3BI_p} \end{matrix} \left. \vphantom{\begin{matrix} h_{1CS} \\ h_{1BS} \\ h_{2CS} \\ h_{2BS} \\ h_{3CS} \\ h_{3BS} \end{matrix}} \right\}$$

¹²⁰ Siehe Kap. 2.4.9.

$$\mathbf{T} = \begin{matrix} \text{R} \\ \text{C} \\ \text{C} \\ \text{TM} \\ \text{I}_p \end{matrix} \begin{matrix} T_{1C} \\ T_{1B} \\ T_{2C} \\ T_{2B} \\ T_{3C} \\ T_{3B} \end{matrix} \quad
 \mathbf{f} = \begin{matrix} \text{R} \\ \text{C} \\ \text{C} \\ \text{TM} \\ \text{I}_p \end{matrix} \begin{matrix} S \\ L \\ E \\ L \\ d \\ p \end{matrix} \quad
 \mathbf{0} = \begin{matrix} \text{R} \\ \text{C} \\ \text{C} \\ \text{TM} \\ \text{I}_p \end{matrix} \begin{matrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{matrix}$$

\mathbf{f} ist der Kraftvektor, seine Komponenten sind die einzelnen Muskelkräfte.¹²¹

Berücksichtigt man die Ausführungen in Tabelle 2-1¹²², so vereinfacht sich die Matrix zu:

$$\mathbf{H} = \begin{matrix} \text{R} \\ \text{C} \\ \text{C} \\ \text{TM} \\ 0 \end{matrix} \begin{matrix} h_{1CS} & h_{1CS} & h_{1CE} & h_{1CL} & h_{1CL_d} & h_{1CL_p} \\ h_{1BS} & h_{1BS} & h_{1BE} & h_{1BL} & h_{1BL_d} & h_{1BL_p} \\ h_{2CS} & h_{2CS} & h_{2CE} & h_{2CL} & h_{2CL} & h_{2CE} \\ h_{2BS} & h_{2BS} & h_{2BE} & h_{2BL} & h_{2BL} & h_{2BE} \\ h_{3CS} & h_{3CS} & h_{3CE} & h_{3CL} & h_{3CL} & h_{3CE} \\ 0 & h_{3BS} & h_{3BE} & h_{3BL} & h_{3BL} & h_{3BE} \end{matrix}$$

Die streckenden Drehmomente unterscheiden sich von den beugenden im Vorzeichen. Diese Vorzeichen sollen in der Matrix berücksichtigt werden: Alle beugenden Hebelarme, das sind in der Regel die in den ersten beiden Spalten und zusätzlich jeweils die letzten drei der ersten beiden Zeilen, erhalten ein negatives Vorzeichen.

- 10 Im Folgenden sollen die möglichen Gleichgewichtslagen des Fingers und die zugehörigen Muskelkräfte bestimmt werden. Also müssen die Lösungen des linearen Gleichungssystems $\mathbf{H} \cdot \mathbf{f} = \mathbf{0}$ bestimmt werden. Eine Lösung erhält man, wenn alle Muskelkräfte null sind: $\mathbf{f} = \mathbf{0}$, die so genannte *triviale Lösung*. Gemäß der Theorie der linearen Algebra existieren nicht-triviale Lösungen genau dann, wenn die Determinante von \mathbf{H} gleich null ist.
- 15 Dieses lineare Gleichungssystem lässt sich schrittweise lösen, indem man mit den Zeilen beginnt, die das einfachste Gelenk, das DIP, beschreiben. Dann folgen Berechnungen zum PIP und schließlich wird das komplexeste Gelenk, das MCP, betrachtet. Diese Schritte sollen im Folgenden beschrieben werden.

20 3.1.2 Die Gleichgewichtslagen des DIP

Der M. flexor profundus ist der einzige Muskel, der beugend auf das distale Interphalangealgelenk wirkt. Als Strecker hingegen fungieren der M. lumbricalis, die Mm. interossei und der M. extensor digitorum. Im Fall eines Gleichgewichts gilt unter den gleichen Annahmen wie oben folgender Zusammenhang:

¹²¹ Aufgrund der Anheftung der Sehne des M. lumbricalis an die Sehne des M. flexor digitorum profundus wirkt die Kraft des M. lumbricalis der Kraft des M. flexor digitorum profundus entgegen und ist deshalb von dieser zu subtrahieren: $P_L := P - L$.

¹²² Siehe S. 65.

$$E h_{3CE} + L h_{3CL} + I_d h_{3CI_d} + I_p h_{3CI_p} + P_L h_{3CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-3}$$

$$E h_{3BE} + L h_{3BL} + I_d h_{3BI_d} + I_p h_{3BI_p} + P_L h_{3BP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-4}$$

Da die streckenden Muskeln am DIP gleiche Hebelarmlängen besitzen, lässt sich dieses Gleichungssystem schreiben als:

$$5 \quad Z h_{3CL} + P_L h_{3CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-5}$$

$$Z h_{3BL} + P_L h_{3BP} = 0 \quad \text{mit: } Z := E + L + I_d + I_p \quad \text{Gleichung 3-6}$$

In Matrix-Schreibweise:

$$\begin{pmatrix} h_{3CL} & h_{3CP} \\ h_{3BL} & h_{3BP} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Z \\ P_L \end{pmatrix} = \mathbf{0} \quad \text{Gleichung 3-7}$$

Für nicht-triviale Lösungen muss gelten:

$$10 \quad \text{Det} \begin{pmatrix} h_{3CL} & h_{3CP} \\ h_{3BL} & h_{3BP} \end{pmatrix} = h_{3BP} h_{3CL} - h_{3CP} h_{3BL} = 0 \quad \text{Gleichung 3-8}$$

Für jede DIP-Gleichgewichtslage $\zeta_3 = (\zeta_{3C}; \zeta_{3B})$ ergibt sich somit eine Funktion Z_{ζ_3} von P : $Z_{\zeta_3} = Z_{\zeta_3}(P_L)$. D.h. je nachdem wie man z.B. die Kraft P vorgibt, erhält man eine DIP-Streckkraft Z_{ζ_3} , die natürlich auch am PIP angreift und dort die Gleichgewichtssituation beeinflusst.¹²⁴ In Kapitel 3.1.5 wird der Einfluss auf das MCP beschrieben.

15 Es gilt jetzt, die Teilwinkel ζ_{3C} und ζ_{3B} so zu bestimmen, dass die Gleichung 3-8 befriedigt wird. Wie man den Ausführungen im vorigen Kapitel entnimmt, sind diese Gleichungen nicht explizit nach ζ_{3C} und ζ_{3B} auflösbar, deshalb muss man einen numerischen Algorithmus entwickeln, so dass die Lösung vom Computer näherungsweise bestimmt werden kann.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Programm entwickelt, das den anatomisch möglichen Winkelbereich in diskreten Schritten durchläuft: Jeder untersuchte Winkel ζ_3 wird zerlegt in ζ_{3C} und ζ_{3B} . ζ_{3B} durchläuft wiederum in diskreten Schritten, deren Schrittweite beliebig klein gewählt werden kann, das Intervall $[-45^\circ; \zeta_3 + 45^\circ]$. Der Vorzeichenwechsel der Determinante identifiziert deren Nullstellen.

Die Gleichgewichtslagen, die man bei dieser Vorgehensweise erhält, sind in Tabelle 3-1¹²⁵ bzw. Abb. 3-1¹²⁶ dargestellt. In Abb. 3-1¹²⁷ ist außerdem die Gerade eingezeichnet, für die die Summe aus Abszissen- und Ordinatenwert genau 20° ergibt. Da sie genau einen Schnittpunkt mit dem $\zeta_{3B}(\zeta_{3C})$ -Graphen besitzt, gibt es zu dem Winkel $\zeta_3 = 20^\circ$ nur eine mögliche

¹²³ Nicht in jeder Fingerposition wirken alle streckenden Muskeln auf das DIP. Hat ein im vorigen Kapitel beschriebener Entscheidungsmechanismus - wie z.B. das LI_d-Theorem - ergeben, dass ein Muskel in dieser Position gar kein Drehmoment auf das DIP ausübt, so ist sein Kraftbetrag in der Summe $Z := E + L + I_d + I_p$ gleich null zu setzen.

¹²⁴ Siehe Kapitel 3.1.3.

¹²⁵ Siehe S. 69.

¹²⁶ Siehe S. 69.

¹²⁷ Siehe S. 69.

Zerlegung, nämlich $\zeta_{3C} = 15,02^\circ$ und $\zeta_{3B} = 4,98^\circ$. Entsprechendes gilt für alle anderen Winkel ζ_3 .

$\zeta_3 / ^\circ\#$	$\zeta_{3C} / ^\circ\#$	$\zeta_{3B} / ^\circ\#$
0	-2,42(1)	2,42(1)
5	1,86(1)	3,14(1)
10	6,2(1)	3,8(1)
15	10,59(1)	4,41(1)
20	15,02(1)	4,98(1)
25	19,5(1)	5,5(1)
30	24,02(1)	5,98(1)
35	28,58(1)	6,42(1)
40	33,18(1)	6,82(1)
45	37,83(1)	7,17(1)
50	42,53(1)	7,47(1)
55	47,3(1)	7,7(1)
60	52,13(1)	7,87(1)
65	57,07(1)	7,93(1)
70	62,13(1)	7,87(1)

Tabelle 3-1: Die Gleichgewichtslagen am DIP

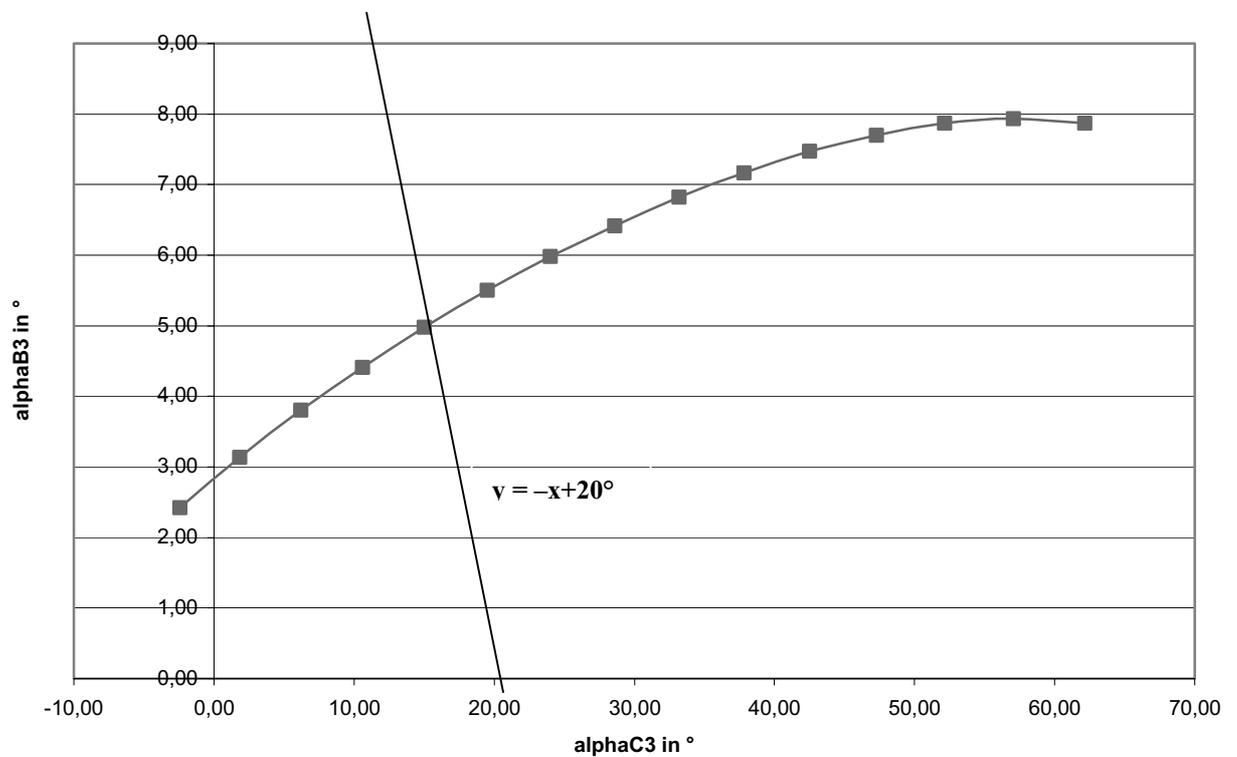
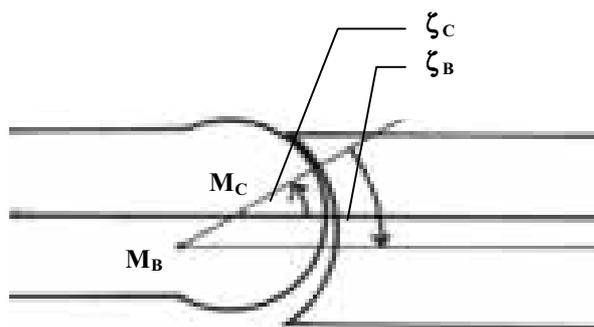


Abb. 3-1: Die Gleichgewichtslagen am DIP (zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x + 20^\circ$)

Dass auch negative Teilwinkel möglich sind, zeigt die Extensionsstellung $\alpha_3 = 0^\circ = \alpha_{3C} + \alpha_{3B} = -2,42^\circ + 2,42^\circ$, veranschaulicht durch Abb. 3-2¹²⁸. Interessant ist, dass also bei Extension der Gelenkkontakt sich *nicht* im Zentrum des Gelenks befindet, wodurch die wirkende kompressive Gelenkkraft, deren Wirkungslinie durch die beiden Rotationszentren M_{3C} und M_{3B} verläuft und mit dem Kettenglied R zusammenfällt, *nicht* parallel zu der anatomischen Längsachsen der Phalangen zu liegen kommt. Außerdem fluchten in diesem Fall die Längsachsen der beiden Phalangen *nicht*: Sie sind etwas parallel versetzt. Solche Parallelverschiebungen werden im nächsten Kapitel eingehender beschrieben. In welchem Maße Überstreckung möglich ist, hängt u.a. von der Größe der Artikulationsfläche der Basis ab.

Die kompressive Gelenkkraft schwenkt mit zunehmender Flexion um $\alpha_{3C} = \alpha_3 - \alpha_{3B}$. Da $\alpha_{3B} > 0$ folgt daraus, dass die distale Phalanx stärker schwenkt als die von ihr auf die mediale Phalanx ausgeübte kompressive Gelenkkraft.



In diesem Beispiel ist ζ_C negativ, ζ_B ist positiv und die Summe der beiden Teilwinkel ist Null. ζ_B ist ein Maß für die Lage des Kontaktpunkts auf der Basis: Je größer ζ_B ist, desto weiter dorsal liegt der Berührungspunkt.

Abb. 3-2: Die Aufspaltung des Gesamtwinkels in ζ_C und ζ_B

15 Die Parallelverschiebung Tr der Phalangen

Verglichen mit der in der Literatur zumeist angenommenen Rotation um ein festes Rotationszentrum M_{iC} , kommt es im Fall zweier Rotationsmittelpunkte M_{iC} und M_{iB} zu einer Parallelverschiebung Tr_i der einzelnen Phalangen. Aus Gründen der Anschaulichkeit sollen die Gleichgewichtslagen an einigen Stellen dieser Arbeit nicht mehr durch die Teilwinkel (ζ_{1C} , ζ_{2C} , ζ_{3C}) oder (ζ_{1B} , ζ_{2B} , ζ_{3B}), sondern durch die Translationen (Tr_1 , Tr_2 , Tr_3) bei den Gesamtwinkeln (α_1 , α_2 , α_3) charakterisiert werden.¹²⁹

¹²⁸ Siehe (S. 70).

¹²⁹ Siehe Abb. 3-3 (S. 71).

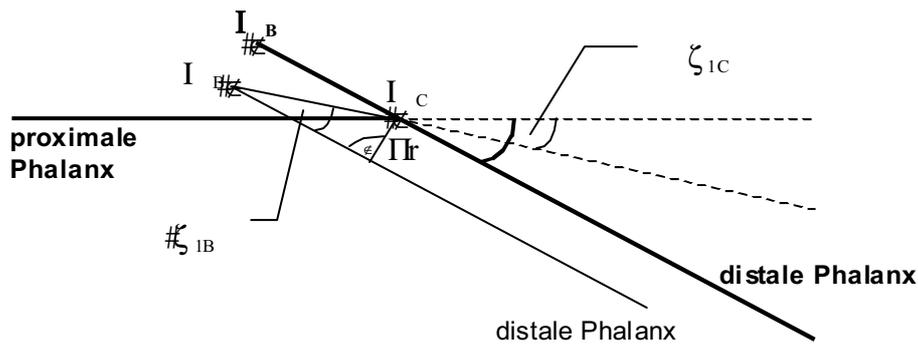


Abb. 3-3: Die Translation Tr : Setzt sich die Gesamtauslenkung aus Drehungen um M_C und um M_B zusammen (in der Zeichnung durch Normaldruck gekennzeichnet), so kommt es – verglichen mit dem Fall, dass die gesamte Drehung nur um M_C stattfindet (in der Zeichnung durch Fettdruck gekennzeichnet) – zu einer Parallelverschiebung der distalen Phalanx um die Strecke Tr , die durch die Drehung um M_B erzeugt wird.

Sei R_i der Abstand der beiden Krümmungsmittelpunkte M_{iC} und M_{iB} , dann ergibt sich für die Translationen (Tr_1, Tr_2, Tr_3):

$$Tr_i = R_i \sin(\zeta_{iB}) \quad \text{mit } i = 1, 2, 3$$

Für den Gleichgewichtsbereich des DIP erhält man somit die folgenden Translationen Tr_3 :

$\zeta_3 / ^\circ\#$	$\zeta_{3C} / ^\circ\#$	$\zeta_{3B} / ^\circ\#$	Tr_3 / mm
0	-2,42(1)	2,42(1)	0,038
5	1,86(1)	3,14(1)	0,049
10	6,2(1)	3,8(1)	0,060
15	10,59(1)	4,41(1)	0,069
20	15,02(1)	4,98(1)	0,078
25	19,5(1)	5,5(1)	0,086
30	24,02(1)	5,98(1)	0,094
35	28,58(1)	6,42(1)	0,101
40	33,18(1)	6,82(1)	0,107
45	37,83(1)	7,17(1)	0,112
50	42,53(1)	7,47(1)	0,117
55	47,3(1)	7,7(1)	0,121
60	52,13(1)	7,87(1)	0,123
65	57,07(1)	7,93(1)	0,124
70	62,13(1)	7,87(1)	0,123

Abb. 3-4: Die Parallelverschiebung Tr_3 am DIP

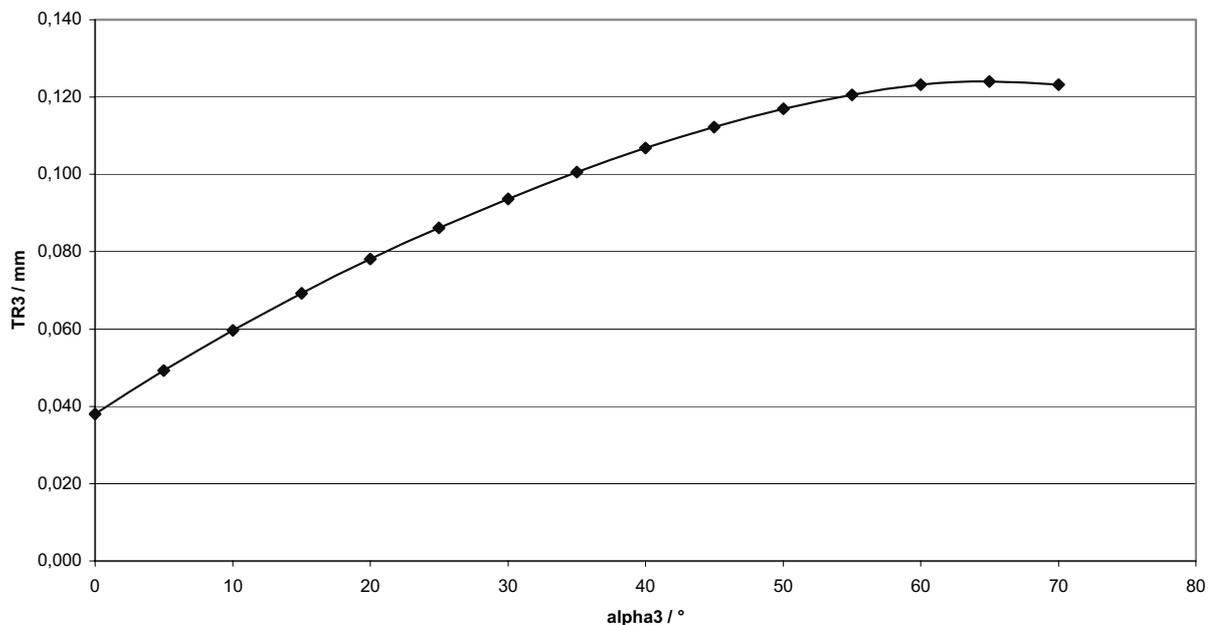


Abb. 3-5 Die Parallelverschiebung Tr_3 am DIP in Abhängigkeit vom Gesamtdrehwinkel α_3 . Positive Tr_3 stellen eine Verschiebung der distalen Phalanx nach palmar dar.

Es sei daraufhin gewiesen, dass, obwohl diese Translationen klein und experimentell nur mit höchstem Aufwand messbar sind, sie dennoch für die Gelenkfunktion entscheidend sind: Die einzelnen Flexionen unterscheiden sich also nicht nur durch den Flexionswinkel sondern zusätzlich durch diese Translationen parallel zu der Gelenkkontaktfläche.

3.1.3 Die Gleichgewichtslagen des PIP (ohne Berücksichtigung einer eventuell durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streck-Hebelarme)

Beide Flexoren beugen mit der gleichen Hebelarmlänge das proximale Interphalangealgelenk. Als Strecker fungieren der M. lumbricalis, die distalen und die proximalen Mm. interossei und der M. extensor digitorum. Im Fall eines Gleichgewichts gilt unter den gleichen Annahmen wie oben folgender Zusammenhang:

$$15 \quad E h_{2CE} + L h_{2CL} + I_d h_{2CI_d} + I_p h_{2CI_p} + S h_{2CS} + P_L h_{2CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-9}$$

$$E h_{2BE} + L h_{2BL} + I_d h_{2BI_d} + I_p h_{2BI_p} + S h_{2BS} + P_L h_{2BP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-10}$$

Unter der Annahme, dass auch die streckenden Muskeln am PIP gleiche Hebelarmlängen besitzen (d.h. eine durch das Landsmeer-Band verursachte Verringerung der Tractus-laterales-Hebelarme wird an dieser Stelle ausgeschlossen und soll erst im nächsten Teilkapitel berücksichtigt werden), lässt sich dieses Gleichungssystem schreiben als:

$$Z \tilde{h}_{2CL} + Y \tilde{h}_{2CS} = 0 \quad \text{Gleichung 3-11}$$

$$Z \tilde{h}_{2BL} + Y \tilde{h}_{2BS} = 0 \quad \text{Gleichung 3-12}$$

mit: $Y := P_L + S$

5

$$Z := E + L + I_d + I_p \quad {}^{130}$$

In Matrix-Schreibweise:

$$\begin{pmatrix} \textcircled{B} \tilde{h}_{2CL} & \tilde{h}_{2CS} \\ \textcircled{B} \tilde{h}_{2BL} & \tilde{h}_{2BS} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \textcircled{Z} \\ \textcircled{Y} \end{pmatrix} = \mathbf{0} \quad \text{Gleichung 3-13}$$

10 Für nicht-triviale Lösungen muss gelten:

$$\text{Det} \begin{pmatrix} \textcircled{B} \tilde{h}_{2CL} & \tilde{h}_{2CS} \\ \textcircled{B} \tilde{h}_{2BL} & \tilde{h}_{2BS} \end{pmatrix} = \tilde{h}_{2BS} \tilde{h}_{2CL} - \tilde{h}_{2CS} \tilde{h}_{2BL} = 0 \quad \text{Gleichung 3-14}$$

Für jede PIP-Gleichgewichtslage $\zeta_2 = (\zeta_{2C}; \zeta_{2B})$ ergibt sich somit eine Funktion Z_{ζ_2} von Y:
 $Z_{\zeta_2} = Z_{\zeta_2}(Y)$.

Genauso wie im Fall des DIP-Gleichgewichts werden jetzt die Teilwinkel ζ_{2C} und ζ_{2B}

15 bestimmt, die die Gleichung 3-14 befriedigen.

Man erhält folgende Gleichgewichtslagen:

$\zeta_2 / ^\circ\#$	$\zeta_{2C} / ^\circ\#$	$\zeta_{2B} / ^\circ\#$	Tr_2 / mm
0	0,41(1)	-0,41(1)	-0,008(1)
5	4,56(1)	0,44(1)	0,008(1)
10	8,77(1)	1,23(1)	0,024(2)
15	13,03(1)	1,97(1)	0,038(4)
20	17,33(1)	2,67(1)	0,051(5)
25	21,69(1)	3,31(1)	0,063(6)
30	26,07(1)	3,93(1)	0,075(7)
35	30,48(1)	4,52(1)	0,087(8)
40	34,92(1)	5,08(1)	0,097(9)
45	39,37(1)	5,63(1)	0,108(10)
50	43,84(1)	6,16(1)	0,118(11)

$\zeta_2 / ^\circ\#$	$\zeta_{2C} / ^\circ\#$	$\zeta_{2B} / ^\circ\#$	Tr_2 / mm
55	48,33(1)	6,67(1)	0,128(12)
60	52,83(1)	7,17(1)	0,137(13)
65	57,33(1)	7,67(1)	0,147(14)
70	61,73(1)	8,27(1)	0,158(15)
75	66,33(1)	8,67(1)	0,166(16)
80	70,83(1)	9,17(1)	0,175(17)
85	75,31(1)	9,69(1)	0,185(18)
90	79,76(1)	10,24(1)	0,195(19)
95	84,17(1)	10,83(1)	0,207(20)
100	88,48(1)	11,52(1)	0,220(21)

Tabelle 3-2: Die Gleichgewichtslagen am PIP

¹³⁰ Auch hier ist zu überprüfen, ob wirklich alle angegebenen Muskeln Drehmomente auf das PIP ausüben, anderenfalls sind die entsprechenden Kraftbeträge in der Summe gleich null zu setzen.

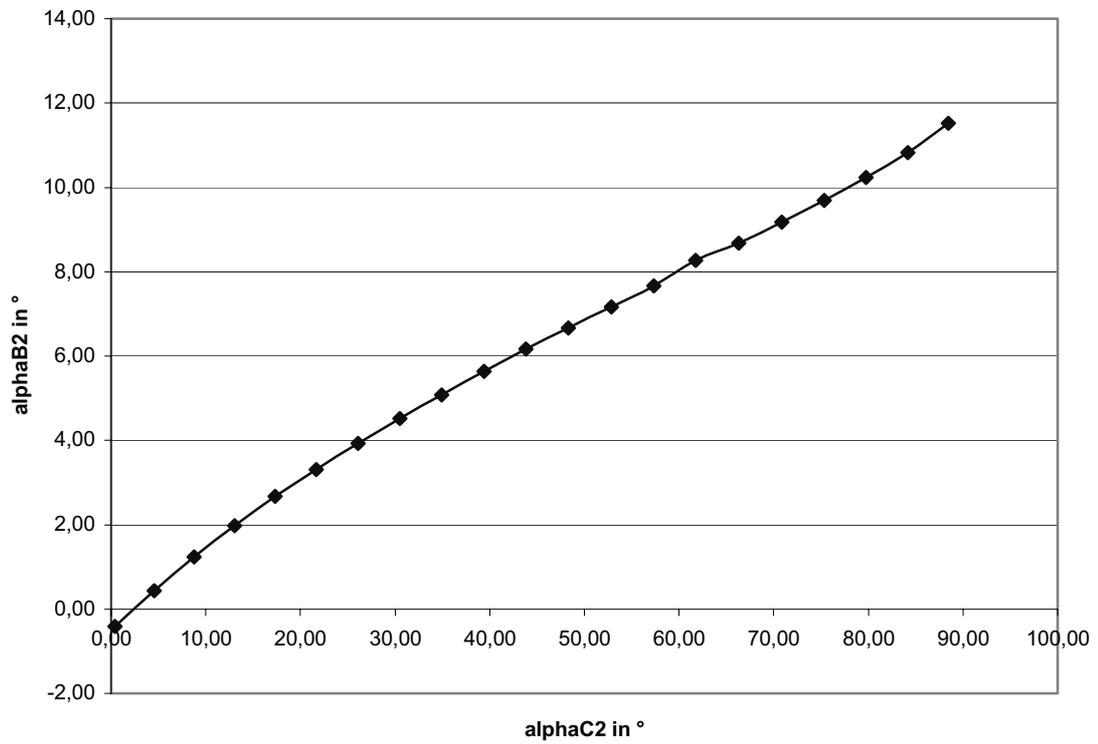


Abb. 3-6: Die Gleichgewichtslagen am PIP

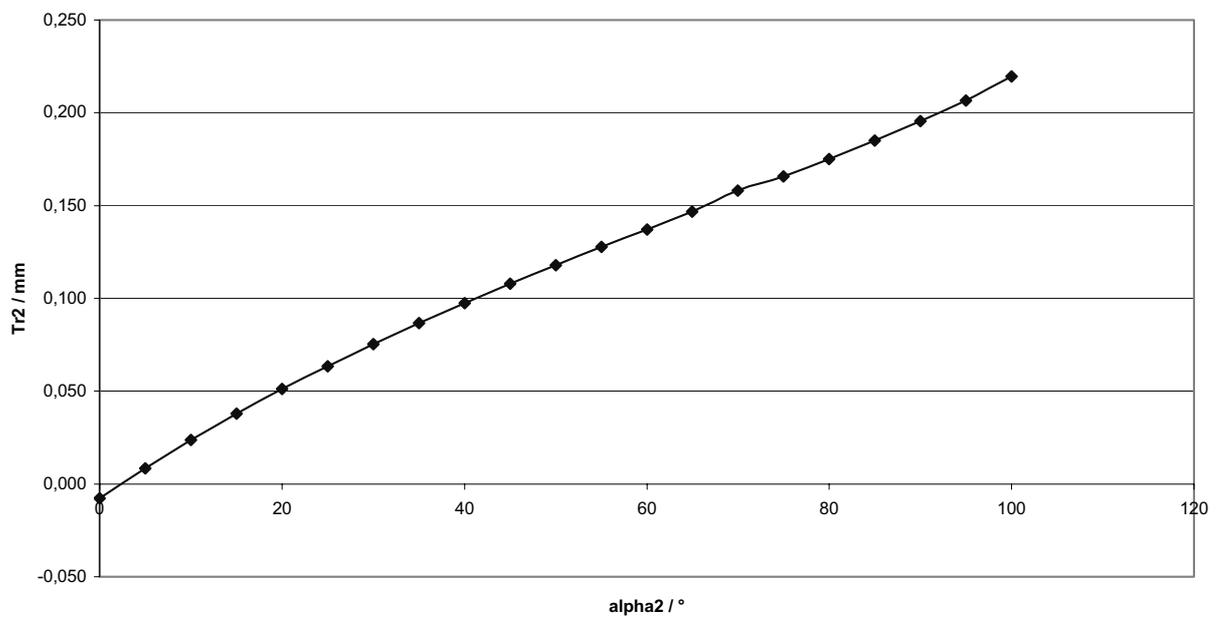


Abb. 3-7: Die Parallelverschiebung Tr₂ am PIP

3.1.4 Berücksichtigung der durch das Landsmeer-Band verursachten Hebelarmverkürzung am PIP

In der Literatur wird kontrovers diskutiert, ob das quere Landsmeer-Band (Lig. retinaculare transversum¹³¹) eine Palmarbewegung der Tractus laterales bewirkt, und so die streckenden Hebelarme für zunehmende Flexion verkürzt werden. In dieser Arbeit sollen beide Fälle getrennt betrachtet werden: Während im vorigen Kapitel davon ausgegangen wurde, dass dieser Effekt nicht auftritt oder zu vernachlässigen ist, soll er an dieser Stelle berücksichtigt werden. Bei den folgenden Ausführungen wird davon ausgegangen, dass die Kräfte des M. extensor digitorum und der distalen Mm. interossei in erster Linie mittels der Pars medialis des Tractus intermedius übertragen werden und die Kräfte des LI_d-Paares vorwiegend über die Tractus laterales.¹³²

10 Aufgrund der unterschiedlichen Streckhebelarme verändern sich Gleichung 3-12 und Gleichung 3-13 zu:

$$X h_{2CE} + Z h_{2CL} + Y h_{2CS} = 0 \quad \text{Gleichung 3-15}$$

$$X h_{2BE} + Z h_{2BL} + Y h_{2BS} = 0 \quad \text{Gleichung 3-16}$$

$$\text{mit: } Y := P_L + S$$

$$15 \quad X := E + I_p$$

$$Z := L + I_d \quad 133$$

Im Gegensatz zu den in Kapitel 3.1.3 beschriebenen Betrachtungen erhält man in diesem Fall zu einem vorgegebenen Gesamtflexionswinkel des PIP nicht eine eindeutige Aufteilung in ζ_{2C} und ζ_{2B} , sondern es gibt jeweils ein Intervall von möglichen Teilwinkeln ζ_{2C} und dem zugehörigen Intervall von Teilwinkeln ζ_{2B} . Diese möglichen Lösungen werden mittels der Prozedur *DIP-Landsmeer-Gleichgewichtsbereich* numerisch ermittelt, indem innerhalb des anatomisch sinnvollen Winkelbereichs zu jedem betrachteten PIP-Flexionswinkel zugehörige Zerlegungen in ζ_{2C} und ζ_{2B} betrachtet werden. Mittels des Bisektionsverfahrens werden so
25 Lösungen des obigen Gleichungssystems bestimmt. Man erhält den folgenden Gleichgewichtsbereich:

¹³¹ Siehe Kapitel 2.1.4.2.

¹³² Siehe Abb. 2-28 (S. 32).

¹³³ Auch hier ist zu überprüfen, ob wirklich alle angegebenen Muskeln Drehmomente auf das PIP ausüben, anderenfalls sind die entsprechenden Kraftbeträge in der Summe gleich Null zu setzen.

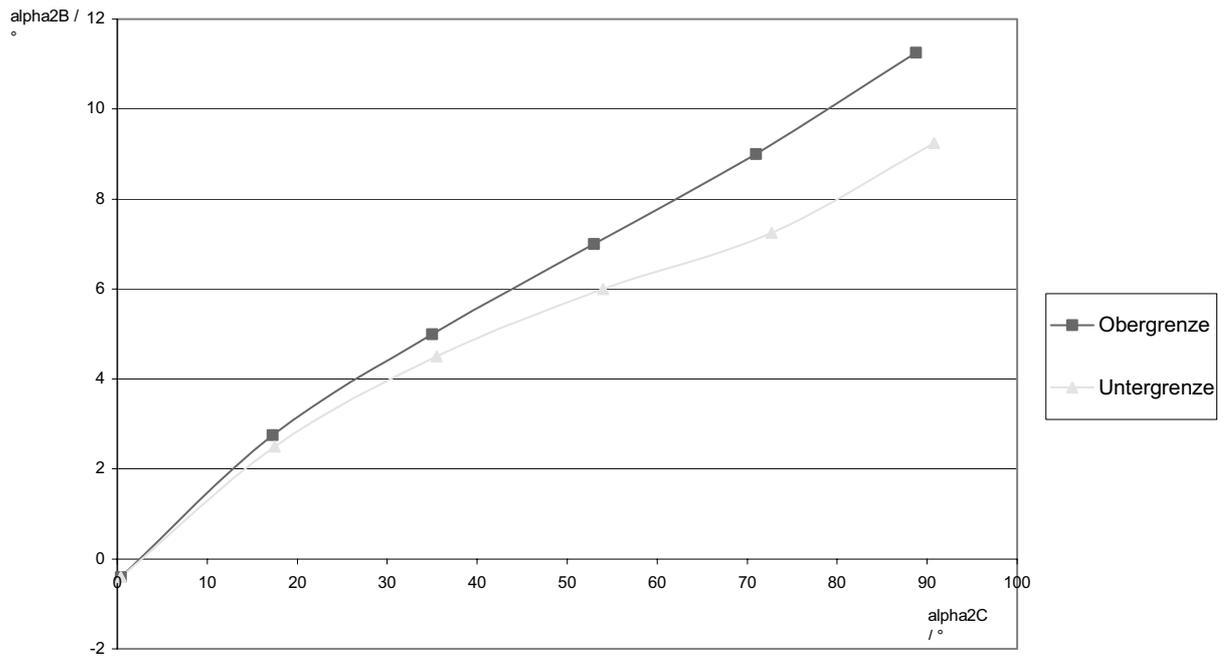


Abb. 3-8: Die Gleichgewichtslagen am PIP unter Annahme einer durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streckhebelarme

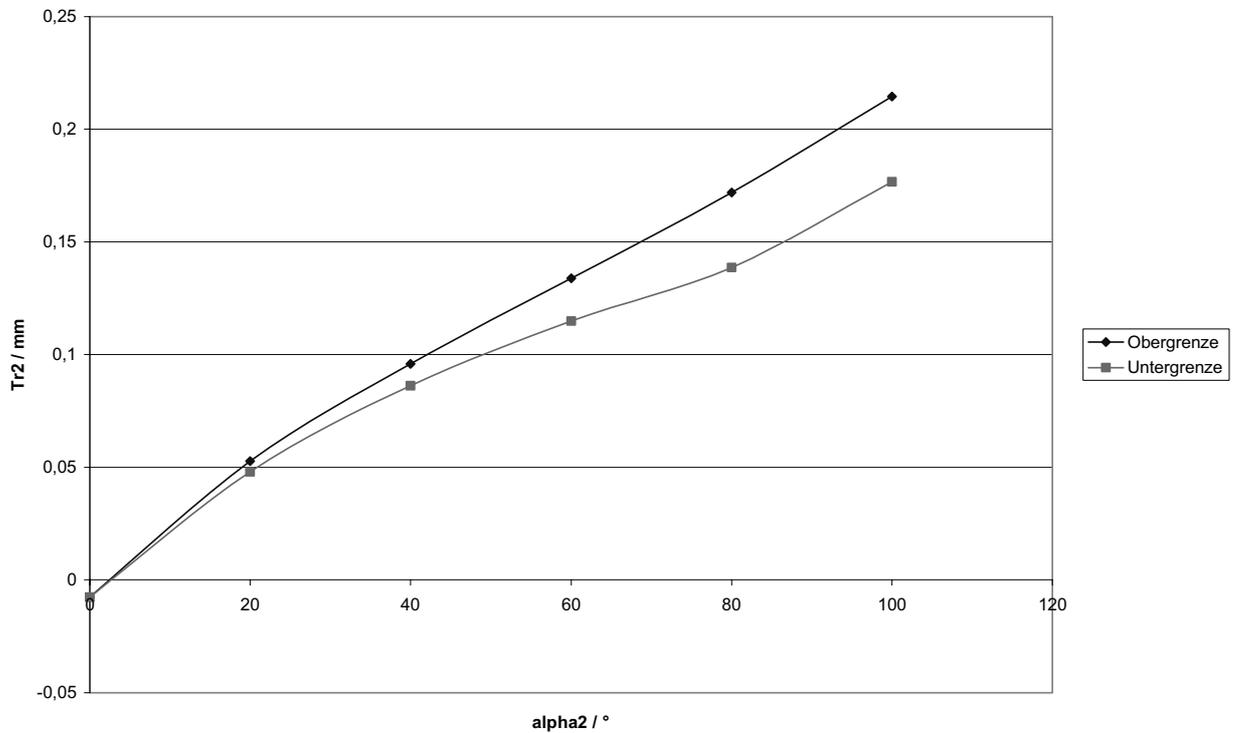


Abb. 3-9: Die Parallelverschiebungen Tr_2 am PIP unter Annahme einer durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streckhebelarme

Die Obergrenze des so erhaltenen Gleichgewichtsbereichs entspricht nahezu dem Graphen in Abb. 3-6¹³⁴. Für kleine Flexionswinkel wird der Gleichgewichtsbereich enger, da die durch das Landsmeer-Band verursachte Hebelarmverkürzung flexionswinkelabhängig ist.

Die Berechnungen zeigen ferner, dass die intrinsischen Muskeln einen starken Einfluss darauf haben, wie sich der PIP-Gesamtwinkel ζ_2 aus ζ_{2C} und ζ_{2B} zusammensetzt. Bei einem vorgegebenen PIP-Gesamtwinkel ζ_2 gilt: Je größer LI_d und je kleiner I_p desto größer ist der ζ_{2C} -Anteil. Die intrinsischen Muskeln bestimmen also eine Translationsbewegung des Fingers. Da solch eine Translationsbewegung auch die Abstände der Mittelpunkte M_{2C} und M_{2B} zu den Sehnen der Mm. flexor digitorum superficialis und profundus und des M. extensor digitorum verändert, kann dieser Mechanismus genutzt werden, um durch die schwächeren intrinsischen Muskeln mittels dieser Translation den Drehmomenteinsatz der stärkeren extrinsischen Muskeln zu kontrollieren.

3.1.5 Die Bestimmung der Gleichgewichtslagen des MCP

Alle sechs Muskelkräfte sind an der MCP-Auslenkung beteiligt, für ein Gleichgewicht muss gelten¹³⁵:

$$E \tilde{h}_{1CE} + L \tilde{h}_{1CL} + I_d \tilde{h}_{1CI_d} + I_p \tilde{h}_{1CI_p} + S \tilde{h}_{1CS} + P_L \tilde{h}_{1CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-17}$$

$$E \tilde{h}_{1BE} + L \tilde{h}_{1BL} + I_d \tilde{h}_{1BI_d} + I_p \tilde{h}_{1BI_p} + S \tilde{h}_{1BS} + P_L \tilde{h}_{1BP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-18}$$

Die beiden Flexoren beugen mit identischen Hebelarmlängen, doch die übrigen Muskeln besitzen unterschiedlich lange Hebelarme.¹³⁶ Deshalb lässt sich dieses Gleichungssystem nicht auf eine 2x2-Matrix reduzieren, sondern man hat eine 5x2-Matrix zu betrachten:

$$\begin{pmatrix} \tilde{h}_{1CE} & \tilde{h}_{1CL} & \tilde{h}_{1CI_d} & \tilde{h}_{1CI_p} & \tilde{h}_{1CS} \\ \tilde{h}_{2CE} & \tilde{h}_{2CL} & \tilde{h}_{2CI_d} & \tilde{h}_{2CI_p} & \tilde{h}_{2CS} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E \\ L \\ I_d \\ I_p \\ S \\ P_L + S \end{pmatrix} = \mathbf{0} \quad \text{Gleichung 3-19}$$

mit: $Y := P_L + S$

¹³⁴ Siehe S. 74.

¹³⁵ Die Hebelarme h_{ijk} können positive und negative Werte annehmen, abhängig davon, ob es sich um streckende oder beugende Muskelkräfte handelt.

¹³⁶ Siehe Tabelle 2-1 (S. 65).

Da dieses Gleichungssystem mehr Unbekannte als Gleichungen besitzt, ist es für beliebige Einträge der Matrix lösbar. Also gibt es für jedes Paar ζ_{1C} , ζ_{1B} grundsätzlich eine Lösung des Gleichungssystem. Doch wird der Gleichgewichtsbereich zum einen dadurch eingeschränkt, dass für die Muskelkräfte nur positive Werte erlaubt sind, da die Muskeln nur in Zugrichtung eine Kraft ausüben können. Zum anderen geben die Gleichgewichtslagen der Interphalangealgelenke ein Verhältnis vor, in welchem die dort angreifenden Muskelkräfte stehen müssen.

Die Zeilen der obigen Matrix – und damit auch die ersten beiden Zeilen der Matrix \mathbf{H} – sind i.a. linear unabhängig. Um Gleichgewicht in den Interphalangealgelenken zu erreichen, wurden die Matrix-Einträge so gewählt, dass die dritte und vierte und die fünfte und sechste Zeile von \mathbf{H} jeweils linear abhängig sind. Somit besitzt \mathbf{H} den Rang vier¹³⁷ und der Lösungsraum der Gleichung $\mathbf{H} \cdot \mathbf{f} = \mathbf{0}$ ist vierdimensional.

Möchte man eine spezielle Lösung des Gleichungssystems ausrechnen, so darf man nach der Dimensionsformel der linearen Algebra zwei Kräfte vorwählen und daraus die übrigen berechnen. Es soll im Folgenden noch eine dritte Kraft gewählt werden. Dadurch wird dem zweidimensionalen MCP-Gleichgewichtsbereich (ζ_{1C} , ζ_{1B}) ein Freiheitsgrad genommen, d.h. zu vorgegebenem ζ_{1C} lässt sich eindeutig der zugehörige Teilwinkel ζ_{1B} bestimmen.

Da einerseits von den vier streckenden Muskelkräften nur drei frei gewählt werden dürfen, andererseits aber ihre Summe bekannt sein muss, um daraus am DIP die Muskelkraft P_L zu bestimmen, wird die Variable $LI_d := L + I_d$ eingeführt: Nun lässt sich die Summe der streckenden Muskelkräfte angeben bei Beibehaltung eines Freiheitsgrades bzgl. der streckenden Muskelkräfte.

Einsetzen von $I_d = LI_d - L$ ergibt:

25

$$E \tilde{h}_{1CE} + L \tilde{h}_{1CL} + (LI_d - L) \tilde{h}_{1CI_d} + I_p \tilde{h}_{1CI_p} + S \tilde{h}_{1CS} + P_L \tilde{h}_{1CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-20}$$

$$E \tilde{h}_{1BE} + L \tilde{h}_{1BL} + (LI_d - L) \tilde{h}_{1BI_d} + I_p \tilde{h}_{1BI_p} + S \tilde{h}_{1BS} + P_L \tilde{h}_{1BP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-21}$$

bzw.:

$$E \tilde{h}_{1CE} + L(\tilde{h}_{1CL} - \tilde{h}_{1CI_d}) + LI_d \tilde{h}_{1CI_d} + I_p \tilde{h}_{1CI_p} + S \tilde{h}_{1CS} + P_L \tilde{h}_{1CP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-22}$$

30

$$E \tilde{h}_{1BE} + L(\tilde{h}_{1BL} - \tilde{h}_{1BI_d}) + LI_d \tilde{h}_{1BI_d} + I_p \tilde{h}_{1BI_p} + S \tilde{h}_{1BS} + P_L \tilde{h}_{1BP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-23}$$

¹³⁷ Natürlich lässt sich \mathbf{H} auch so konstruieren, dass $\text{rang} \mathbf{H} < 4$. Doch da dieser Fall sehr unwahrscheinlich ist, wird er hier nicht weiter diskutiert.

Wird ferner berücksichtigt, dass die beiden Flexoren mit identischen Hebelarmen beugen, so erhält man:

$$E \cdot h_{ICE} + L(h_{ICL} - h_{ICId}) + LI_d \cdot h_{ICId} + I_p \cdot h_{ICIp} + (S + P_L) \cdot h_{ICP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-24}$$

$$E \cdot h_{IBE} + L(h_{IBL} - h_{IBId}) + LI_d \cdot h_{IBId} + I_p \cdot h_{IBIp} + (S + P_L) \cdot h_{IBP} = 0 \quad \text{Gleichung 3-25}$$

5

LI_d , I_p und E werden frei gewählt. Die Prozedur *kraftverteiler* entscheidet, welche dieser Kräfte mit welchem Prozentsatz am DIP wirkt. Aus diesen drei Kräften lässt sich am DIP für jede Gleichgewichtslage die Kraft P_L berechnen. Aus LI_d , I_p , E und P_L lässt sich am PIP wiederum unter Zuhilfenahme der Prozedur *kraftverteiler* für jede Gleichgewichtslage die Kraft S berechnen.

10

Die für ein Gleichgewicht notwendigen Gleichungen 3-24 und 3-25 werden nach L , der einzigen noch nicht bestimmten Muskelkraft-Variablen, aufgelöst:

$$L = - [E \cdot h_{ICE} + LI_d \cdot h_{ICId} + I_p \cdot h_{ICIp} + (S + P_L) \cdot h_{ICP}] / (h_{ICL} - h_{ICId}) \quad \text{Gleichung 3-26}$$

15

$$L = - [E \cdot h_{IBE} + LI_d \cdot h_{IBId} + I_p \cdot h_{IBIp} + (S + P_L) \cdot h_{IBP}] / (h_{IBL} - h_{IBId}) \quad \text{Gleichung 3-27}$$

Gleichsetzen der Gleichungen 3-26 und 3-27 ergibt die folgende Gleichgewichtsbedingung:

$$E \left(\frac{h_{ICE}}{h_{ICL} - h_{ICId}} - \frac{h_{IBE}}{h_{IBL} - h_{IBId}} \right) + LI_d \left(\frac{h_{ICId}}{h_{ICL} - h_{ICId}} - \frac{h_{IBId}}{h_{IBL} - h_{IBId}} \right) + I_p \left(\frac{h_{ICIp}}{h_{ICL} - h_{ICId}} - \frac{h_{IBIp}}{h_{IBL} - h_{IBId}} \right) + (S + P_L) \left(\frac{h_{ICP}}{h_{ICL} - h_{ICId}} - \frac{h_{IBP}}{h_{IBL} - h_{IBId}} \right) = 0 \quad \text{Gleichung 3-28}$$

20

Zu vorgegebenen MCP-Gesamtwinkeln müssen die Teilwinkel ζ_{1B} und ζ_{1C} so bestimmt werden, dass die Gleichgewichtsbedingung erfüllt ist. Diese numerische Bestimmung wird in der Prozedur *MCP-Gleichgewicht* durchgeführt.

25

Mit den so bestimmten Teilwinkeln ζ_{1B} und ζ_{1C} werden die letzten noch nicht bekannten Hebelarme berechnet. Daraus werden unter Zuhilfenahme der Gleichungen 3-26 und 3-27 zwei Werte für die Kraft des M. lumbricalis berechnet, die aufgrund des Näherungscharakters des numerischen Verfahrens leicht von einander abweichen. Eine Mittlung der beiden Werte erhöht die Genauigkeit.

Struktur der Prozedur MCP-Gleichgewicht

1. Bestimmung von n_{DIP} Gleichgewichtslagen am DIP aufgrund der Hebelarmlängen.
2. Bestimmung von n_{PIP} Gleichgewichtslagen am PIP aufgrund der Hebelarmlängen.
3. Wahl einer DIP-Gleichgewichtslage.
4. Wahl einer PIP-Gleichgewichtslage.
5. Vorzugebene Kraft: $E = 10$
6. Startwerte: $LI_d := L + I_d = 0$
 $I_p = 0$

7. Wahl des i -ten MCP-Gesamtwinkels ζ_{1i} .
8. Aufgrund eines Vergleichs der Gesamtwinkel der drei Gelenke werden die Prozentsätze bestimmt, mit denen die streckenden Muskeln auf die verschiedenen Gelenke wirken (LI_d - bzw. EI_p -Theorem, Prozedur *kraftverteiler*).

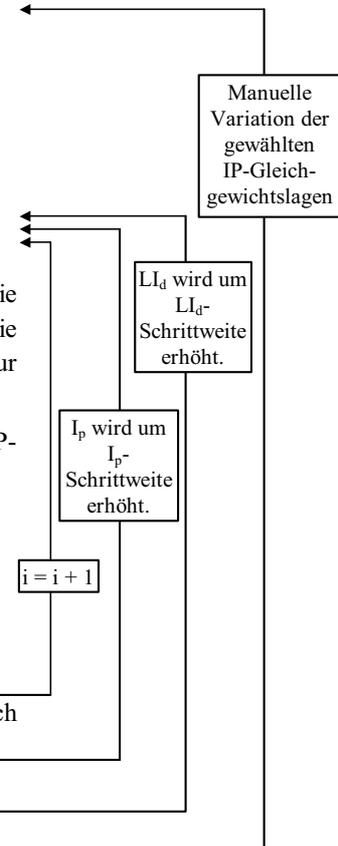
9. Numerische Bestimmung der Winkelpaare (ζ_{1Bi} , ζ_{1Ci}), die die MCP-Gleichgewichtsbedingung erfüllen¹:

$$E \left(\frac{h_{1CE}}{h_{1CL} - h_{1Cl_d}} - \frac{h_{1BE}}{h_{1BL} - h_{1Bl_d}} \right) + LI_d \left(\frac{h_{1Cl_d}}{h_{1CL} - h_{1Cl_d}} - \frac{h_{1Bl_d}}{h_{1BL} - h_{1Bl_d}} \right) + I_p \left(\frac{h_{1Cl_p}}{h_{1CL} - h_{1Cl_d}} - \frac{h_{1Bl_p}}{h_{1BL} - h_{1Bl_d}} \right) + (S + PL) \left(\frac{h_{1CP}}{h_{1CL} - h_{1Cl_d}} - \frac{h_{1BP}}{h_{1BL} - h_{1Bl_d}} \right) = 0$$

10. Berechnung der zugehörigen Lumbricalskraft L .
11. Diese Schleife wird durchlaufen, bis der gesamte MCP-Flexionsbereich betrachtet wurde.
12. Diese Schleife wird durchlaufen, bis I_p eine gewisse Grenze erreicht hat.²
13. Diese Schleife wird durchlaufen, bis LI_d eine gewisse Grenze erreicht hat.²
14. Diese Schleife wird durchlaufen, bis alle biomechanisch interessanten Fingerstellungen betrachtet wurden.

¹ Sobald eine negative Kraft registriert wird, wird zum nächsten Schleifendurchgang gesprungen.

² Es erscheint sinnvoll, auf die Betrachtung sehr großer intrinsischer Kräfte zu verzichten, denn große intrinsische Kräfte erfordern an den Interphalangealgelenken große Flexorenkräfte P bzw. S . Diese wiederum wirken am MCP zusammen mit den intrinsischen Muskeln beugend und können, falls sie zu groß sind, nicht mehr von der vorgegebenen Extensorkraft kompensiert werden.



3.1.6 Der Gleichgewichtsbereich des MCP

In Abhängigkeit von den Flexionswinkeln der Interphalangealgelenke und von den vorzugebenen Muskelkräften erhält man zu jedem anatomisch sinnvollen MCP-Flexionswinkel eine Vielzahl von Paaren (ζ_{1B} ; ζ_{1C}), die ein Gleichgewicht bei biomechanisch sinnvollen Randbedingungen (positive Muskelkräfte etc.) gewährleisten. Der

Gleichgewichtsbereich stellt eine Teilmenge der ζ_{1B} - ζ_{1C} -Ebene dar und wird in Abb. 3-10¹³⁸ dargestellt.

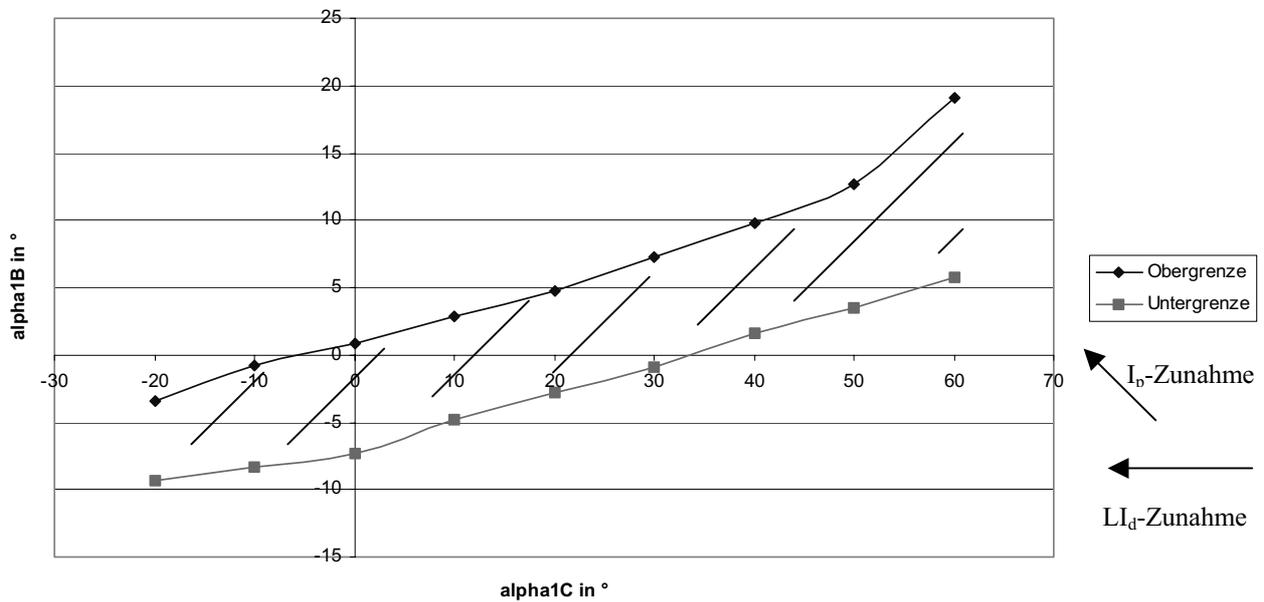


Abb. 3-10: Der MCP-Gleichgewichtsbereich

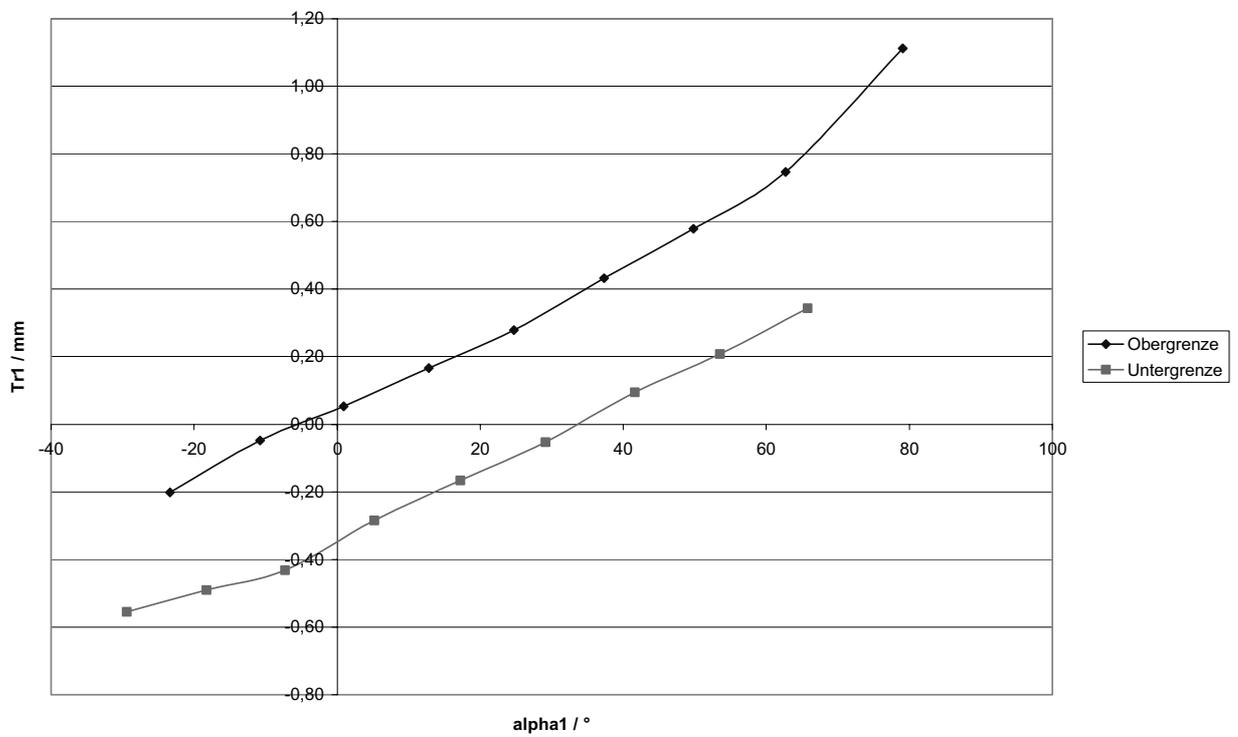


Abb. 3-11: Der Bereich der möglichen Parallelverschiebungen am MCP

¹³⁸ Siehe S. 81.

Bei allen untersuchten Fingerstellungen konnten folgende Zusammenhänge festgestellt werden: Eine Bewegung innerhalb der ζ_{1B} - ζ_{1C} -Ebene nach links oben ist gleichbedeutend mit einem I_p -Zuwachs. Kleinere Flexionswinkel sind tendenziell verbunden mit größeren Ll_d -Kräften.¹³⁹ Wie oben erwähnt, stellen Abb. 3-10¹⁴⁰ und Abb. 3-11¹⁴¹ die Gleichgewichtsbereiche unter der Voraussetzung, dass die Kräfte der Gelenkbänder vernachlässigt wurden, dar. Berücksichtigt man auch diese Kräfte, so ist davon auszugehen, dass bei zunehmender Parallelverschiebung der Phalanx gewisse Bänder in diesem Bereich unter Spannung gesetzt werden. D.h. diese Bänder wirken einer zu starken Parallelverschiebung entgegen, sodass davon auszugehen ist, dass der in Abb. 3-11 gezeigte Bereich der möglichen Parallelverschiebungen bzw. auch der in Abb. 3-10 dargestellte Gleichgewichtsbereich etwas eingeschränkt wird.

3.1.7 MCP-Gleichgewichtsbereiche für einige Spezialfälle

3.1.7.1 Keine Flexion in den Interphalangealgelenken

$\zeta_3 = 0^\circ$, $\zeta_2 = 0^\circ$, kein Landsmeer-Effekt¹⁴²

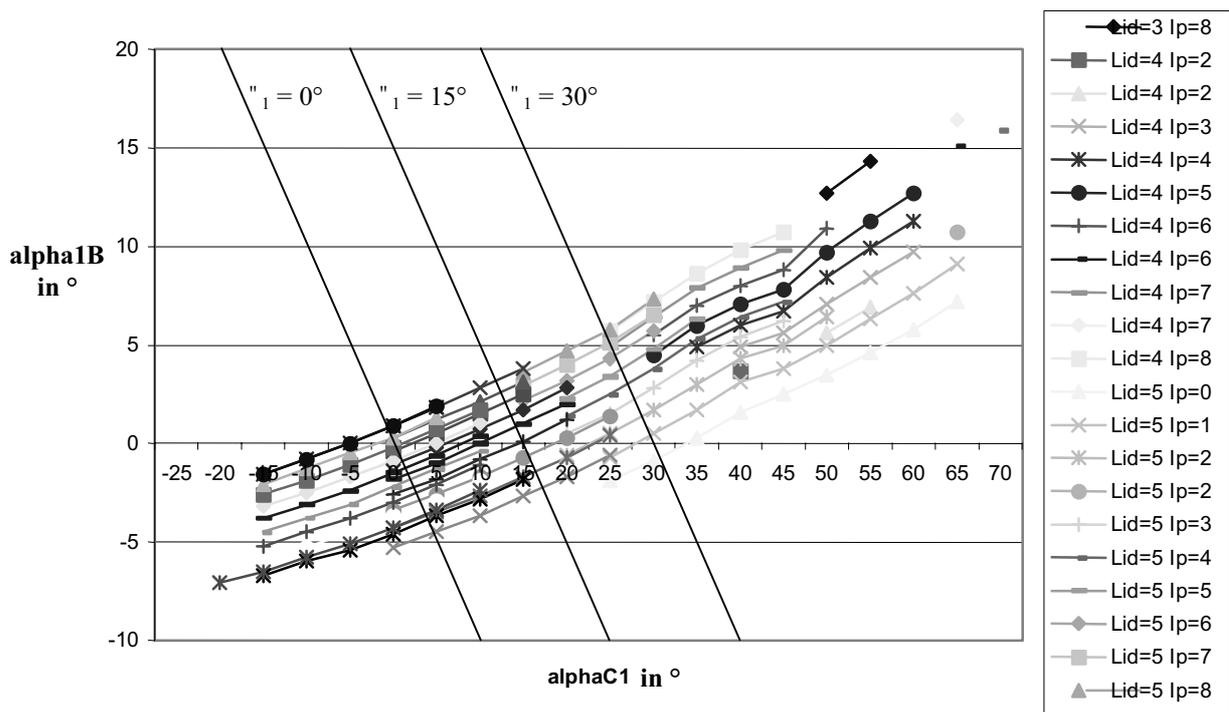


Abb. 3-12: MCP-Gleichgewichtsbereich bei gestreckten Interphalangealgelenken (Mit zusätzlich eingezeichneten Geraden. Der Legende ist zu entnehmen, welche Serie zu welchen vorgegebenen Ll_d - bzw. I_p -Werten gehört.)

¹³⁹ Diese Zusammenhänge werden in Abb. 3-10 (S. 81) durch die eingezeichneten Pfeile dargestellt.

¹⁴⁰ Siehe S. 81.

¹⁴¹ Siehe S. 81.

¹⁴² Mit Landsmeer-Effekt soll im Folgenden gemeint sein, dass eine Verkürzung der streckenden Hebelarme durch das quere Landsmeer-Band verursacht wird.

Abb. 3-12¹⁴³ stellt den MCP-Gleichgewichtsbereich bei gestreckten Interphalangealgelenken dar. Gleichgewichtslagen mit gleichem vorgegebenen LI_d - und gleichem vorgegebenen I_p -Wert sind in dem Diagramm jeweils zu einer Linie verbunden worden und werden im Folgenden als Serie bezeichnet. Dieser Graph stellt – wie auch die folgenden – eine
5 Teilmenge des Graphen in Abb. 3-10¹⁴⁴ dar. Zwischen den eingezeichneten Serien befinden sich weitere Gleichgewichtslagen, die der Übersichtlichkeit wegen nicht eingezeichnet wurden. Festzustellen ist, dass für den vollständigen anatomisch möglichen Bewegungsumfang des MCP Gleichgewichtslagen gefunden wurden. Es existiert jeweils eine gewisse Bandbreite an Zerlegungen in Teilwinkel (ζ_{1B} ; ζ_{1C}), die exemplarisch durch die drei
10 eingezeichneten Geraden für die Winkel $\alpha_1 = 0^\circ, 15^\circ$ und 30° dargestellt wurde. Alle Punkte, die auf einer solchen Geraden liegen, besitzen die gleiche Gesamtauslenkung α_1 , die sich jedoch aus unterschiedlichen Teilwinkeln α_{1C} und α_{1B} zusammensetzt. D.h. durch eine Variation der angreifenden Muskelkräfte kann der Kontaktpunkt zwischen Caput und Basis des MCP bei gleichbleibendem Flexionswinkel ζ_1 variiert werden. D.h. die Grundphalanx
15 vollführt eine Translation in palmar-dorsal-Richtung, die von außen zwar kaum bemerkbar ist, für die Kraftübertragung aber von großer Bedeutung sein kann.

Es gelten die bereits im Zusammenhang mit Abb. 3-10¹⁴⁵ erwähnten Eigenschaften für den Zuwachs an I_p bzw. LI_d -Kraft.

Die Kraft des M. flexor superficialis beträgt 10 bis 35 % der vorgegebenen Kraft des M.
20 extensor digitorum.

Die Kraft des M. flexor digitorum profundus liegt im Bereich 18 bis 87 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Im Falle von Hyperextension übersteigen beide Kräfte noch die genannten Prozentangaben. Sie nehmen ab mit wachsender Flexion.

Die kleinste in Abb. 3-12¹⁴⁶ dargestellte MCP-Auslenkung beträgt $\alpha_1 = \alpha_{1C} + \alpha_{1B}$
25 $= -25^\circ + (-7^\circ) = -27^\circ$. Eine Hyperextension dieses Ausmaßes ist bei den meisten Menschen jedoch nicht möglich. Es ist davon auszugehen, dass eine Hyperextension dieses Ausmaßes durch den Einfluss der Gelenkbänder, die in den Rechnungen nicht berücksichtigt wurden, verhindert wird. Deshalb sind die in dieser und in den nächsten Abbildungen dargestellten Gleichgewichtslagen, die sich abhängig vom individuellen Bewegungsumfang des MCP zu
30 weit links befinden, nicht zu berücksichtigen.

¹⁴³ Siehe S. 82.

¹⁴⁴ Siehe S. 81.

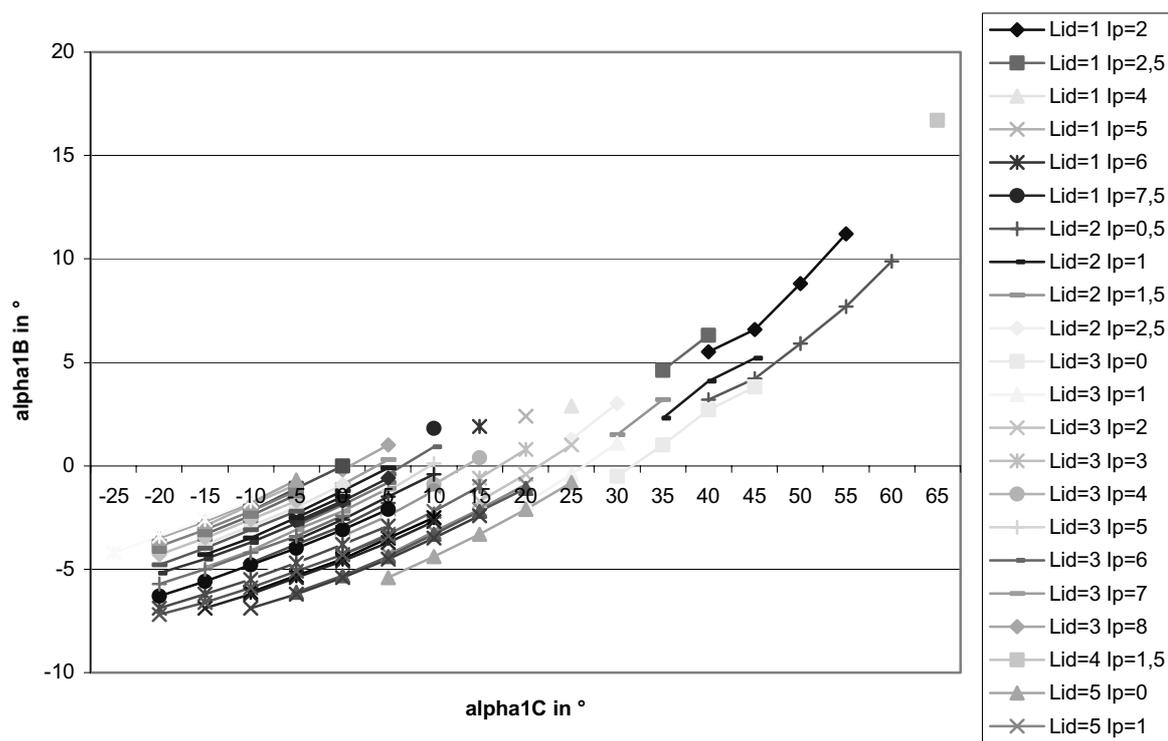
¹⁴⁵ Siehe S. 81.

¹⁴⁶ Siehe S. 82.

Rechts oben in Abb. 3-12 befinden sich scheinbar isolierte Punkte, wie etwa $\alpha_1 = 65^\circ + 17^\circ = 82^\circ$ oder $\alpha_1 = 70^\circ + 16,5^\circ = 86,5^\circ$. Es handelt sich auch bei diesen Punkten um Teile von Serien, von denen jeweils nur ein Vertreter berechnet wurde, da das Computerprogramm den zu untersuchenden Bereich in diskreten Schritten durchschreitet.

5 3.1.7.2 Starke Flexion der Interphalangealgelenke

$\zeta_3 = 70^\circ, \zeta_2 = 90^\circ$, kein Landsmeer-Effekt



10 **Abb. 3-13: MCP-Gleichgewichtsbereich bei starker Flexion in den Interphalangealgelenken**

Abb. 3-13¹⁴⁷ zeigt, dass auch bei starker Flexion der Interphalangealgelenke für den vollständigen anatomisch möglichen Bewegungsumfang des MCP Gleichgewichtslagen gefunden wurden. Für kleinere Flexionswinkel ζ_1 existiert eine größere Bandbreite an Zerlegungen in Teilwinkel (ζ_{1B} ; ζ_{1C}). D.h. insbesondere bei kleineren Flexionswinkeln kann durch eine Variation der angreifenden Muskelkräfte der Kontaktpunkt zwischen Caput und Basis des MCP bei gleichbleibendem Flexionswinkel ζ_1 variiert werden.

¹⁴⁷ Siehe S. 84.

Die Kraft des M. flexor superficialis beträgt 9 bis 16 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum.

Die Kraft des M. flexor digitorum profundus liegt im Bereich 41 bis 94 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Auch hier gilt, dass im Falle von Hyperextension beide

5 Kräfte noch die genannten Prozentangaben übersteigen und dass sie mit wachsender Flexion abnehmen.

3.1.7.3 Mittelgroße Flexion der Interphalangealgelenke

10 $\zeta_3 = 30^\circ$, $\zeta_2 = 40^\circ$, kein Landsmeer-Effekt

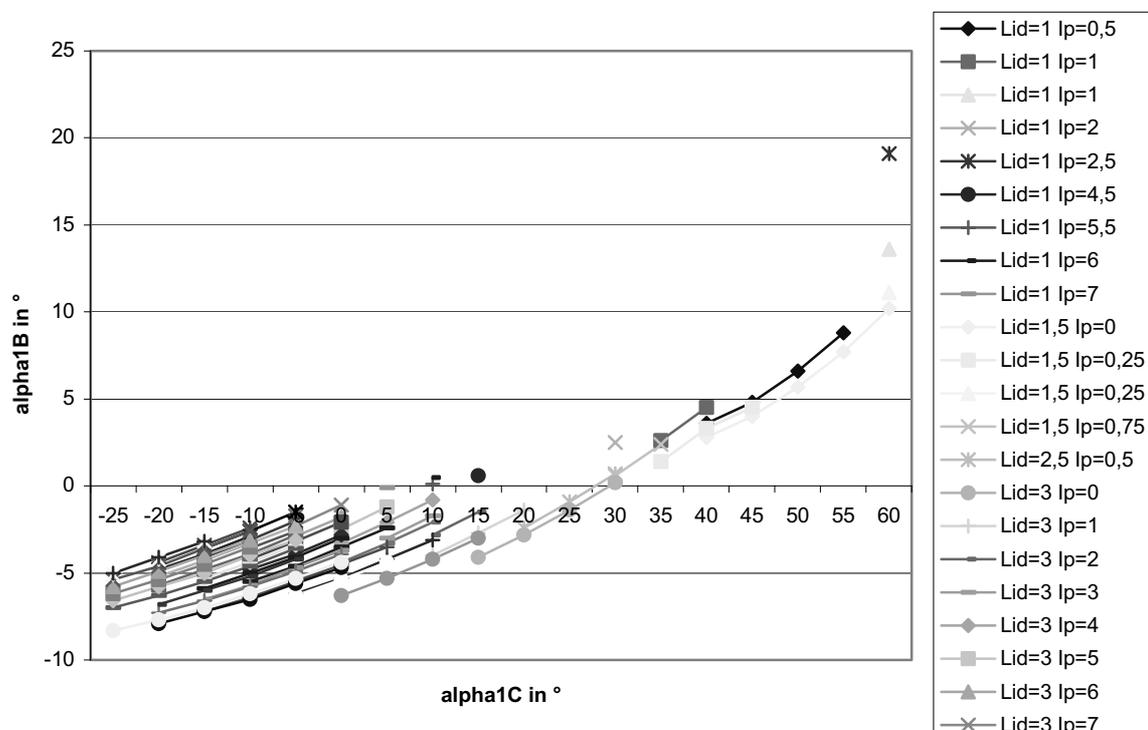


Abb. 3-14: MCP-Gleichgewichtsbereich bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

Für den Fall einer mittelgroßen Flexion der Interphalangealgelenke¹⁴⁸ existieren ähnlich wie in Abb. 3-13¹⁴⁹ Gleichgewichtslagen für den vollständigen anatomisch möglichen Bewegungsumfang des MCP. Ebenso gilt, dass für kleinere Flexionswinkel ζ_1 die Bandbreite an Zerlegungen in Teilwinkel (ζ_{1B} ; ζ_{1C}) größer ist.

Die Kraft des M. flexor superficialis beträgt 21 bis 36 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum.

¹⁴⁸ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

¹⁴⁹ Siehe S. 84.

Die Kraft des M. flexor digitorum profundus liegt im Bereich 35 bis 60 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Im Falle von Hyperextension übersteigen beide Kräfte noch die genannten Prozentangaben. Sie nehmen ab mit wachsender Flexion.

- 5 In Abb. 3-15¹⁵⁰ bis Abb. 3-19¹⁵¹ werden die zu den in Abb. 3-14¹⁵² dargestellten Gleichgewichtslagen gehörenden Kräfte visualisiert. Die Kräfte beziehen sich auf den Fall, dass die Kraft des M. extensor digitorum mit 10 Kräfteinheiten vorgegeben ist.
- Auffällig ist, dass für eine Hyperextension sehr große Profunduskräfte benötigt werden. Dagegen sind für eine Flexion von ca. 40° alle beteiligten Muskelkräfte nahezu minimal.
- 10 Dieses deckt sich mit dem Phänomen, dass als Ruhestellung für die Finger eine mittlere Flexion in allen Gelenken von vielen Menschen als besonders bequem empfunden wird.

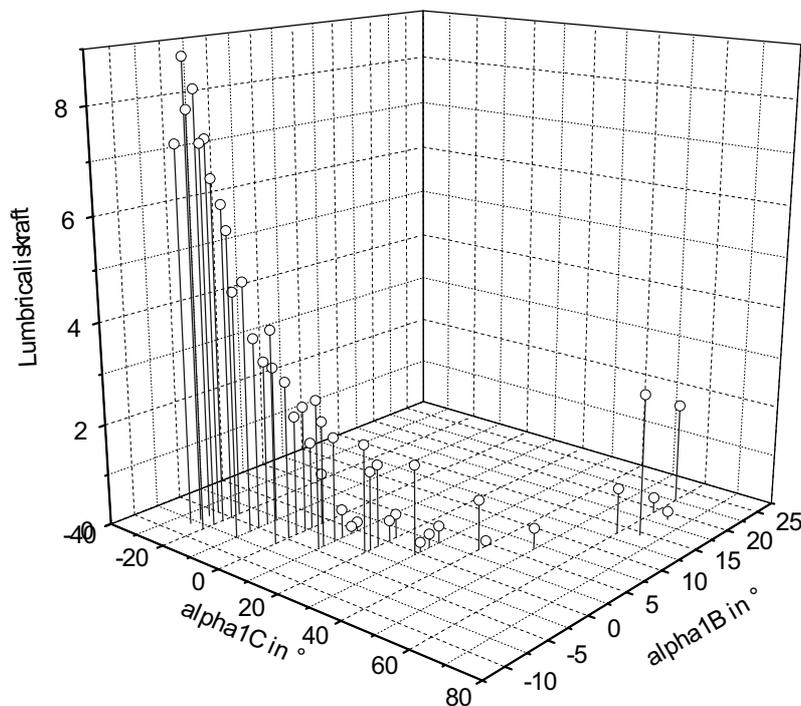


Abb. 3-15: Kraft des M. lumbricalis bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

¹⁵⁰ Siehe S. 86.

¹⁵¹ Siehe S. 88.

¹⁵² Siehe S. 85.

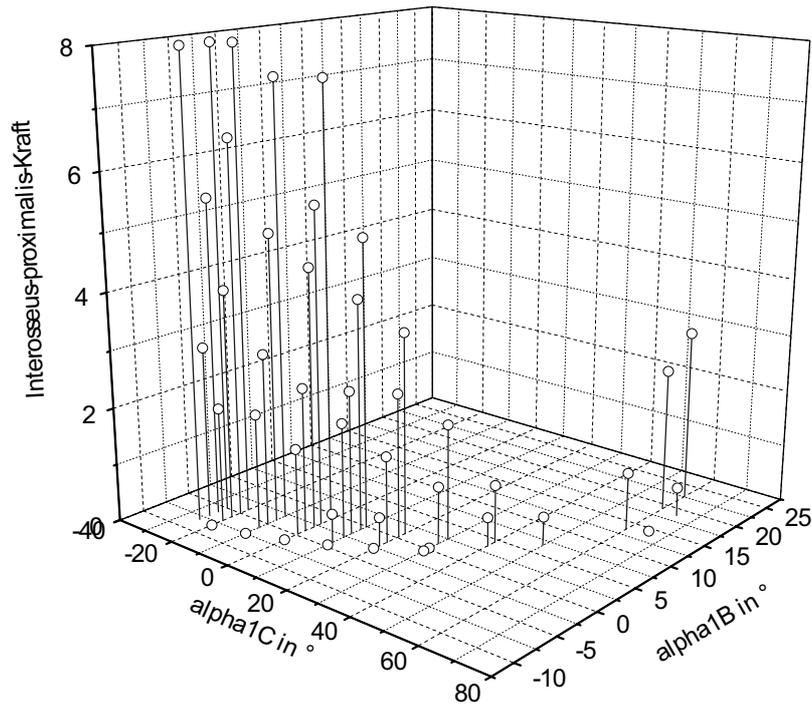


Abb. 3-16: M. interosseus-proximalis-Kraft bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

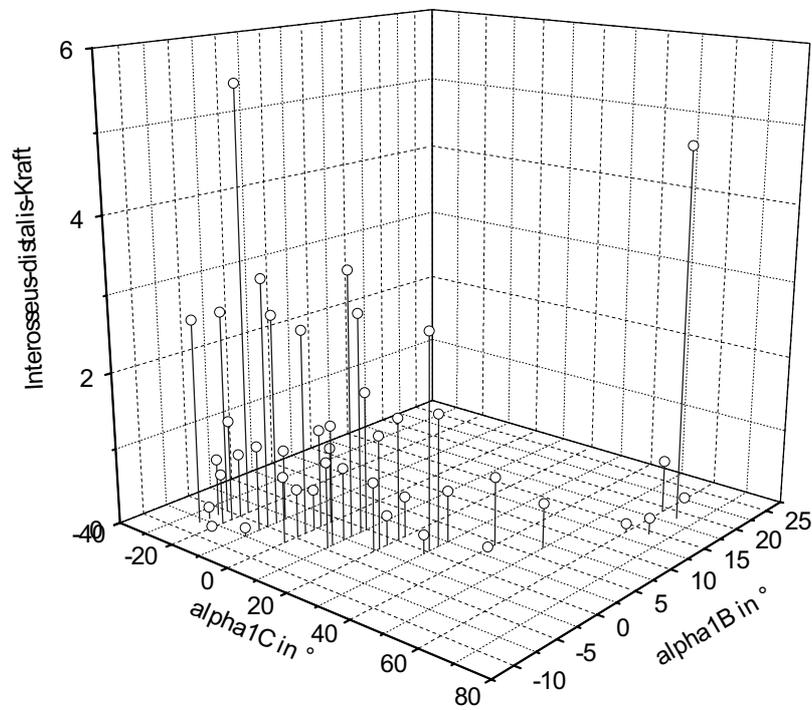


Abb. 3-17: M. interosseus-distalis-Kraft bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

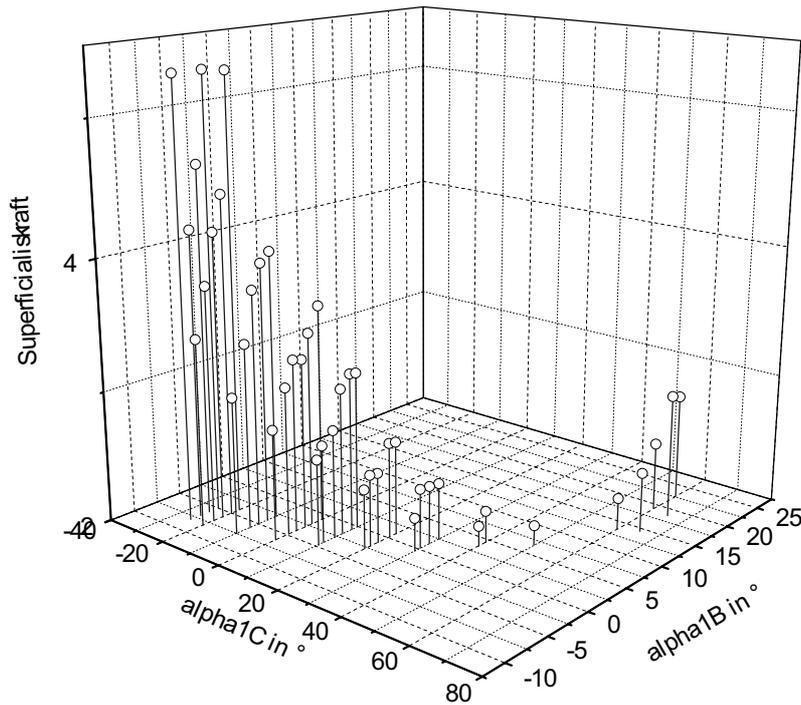


Abb. 3-18: Kraft des M. flexor digitorum superficialis bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

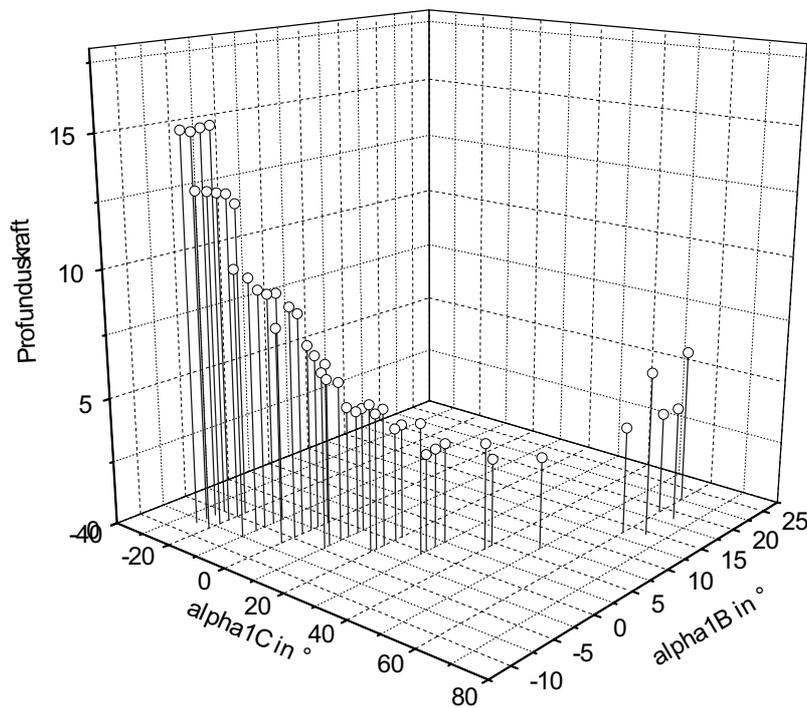


Abb. 3-19: Kraft des M. flexor digitorum profundus bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

- 5 In den Kapiteln 3.1.7.1 bis 3.1.7.3 wurde der MCP-Gleichgewichtsbereich bei verschiedenen Stellungen der Interphalangealgelenke, aber ansonsten gleichen Voraussetzungen, betrachtet.

Es konnten jeweils Unterschiede bzgl. der Kräfte der M. flexor superficialis und profundus verzeichnet werden. Um unterschiedliche Interphalangealgelenkestellungen zu erhalten, ist also eine Variation der Muskelkräfte erforderlich.

5 3.1.7.4 Vernachlässigung des geringeren Radius im palmaren Bereich des MCP-Caputs

$\zeta_3 = 30^\circ$, $\zeta_2 = 40^\circ$, kein Landsmeer-Effekt

An dieser Stelle sollen nahezu die gleichen Voraussetzungen gelten wie in 3.1.7.1. Der einzige Unterschied besteht darin, dass hier von einem konstanten Radius der Kaput-Kontaktflächen ausgegangen wird, dass also auch für Flexionswinkel größer als μ der

10 Kaputradius R_{C1} , anstatt R_{C2} beträgt.¹⁵³

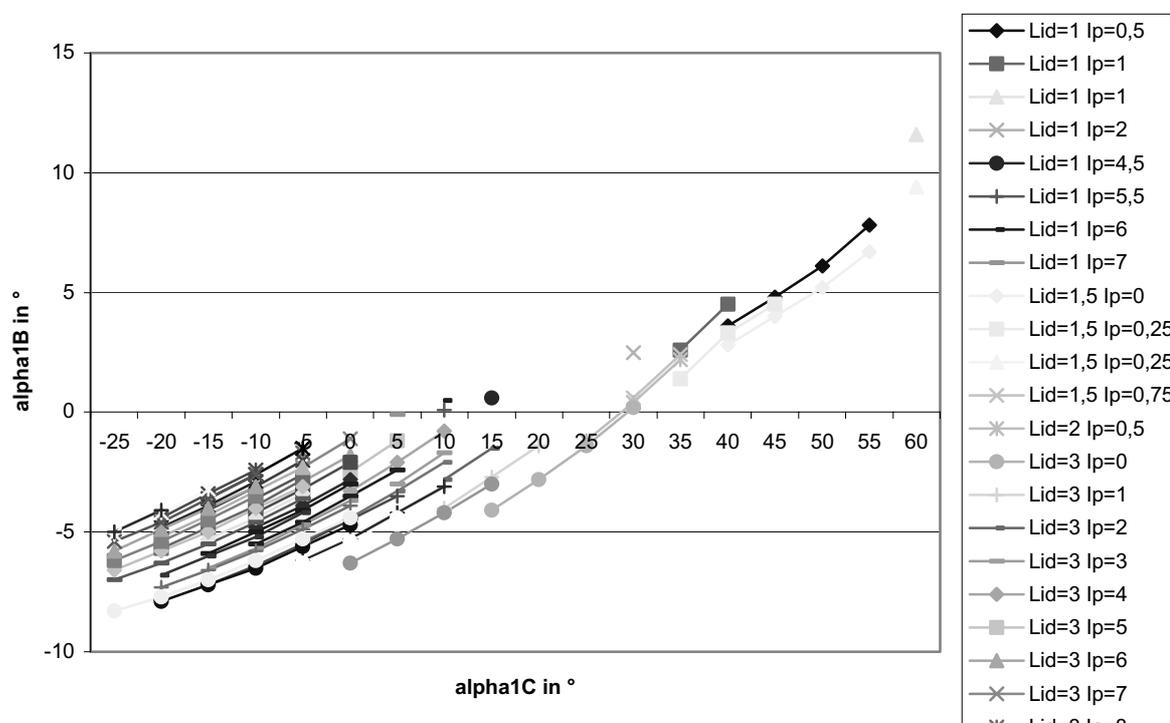


Abb. 3-20: MCP-Gleichgewichtsbereich bei konstantem MCP-Radius

15 Qualitativ besteht in diesem Fall¹⁵⁴ kein großer Unterschied zur Situation in 3.1.7.1¹⁵⁵. Es ist jedoch ein quantitativer Unterschied festzustellen: Vergleicht man für größere Flexionswinkel Serien aus Abb. 3-14¹⁵⁶ mit Serien derselben LI_d - und I_p -Kräfte aus Abb. 3-20¹⁵⁷ (z.B. jeweils die Serie zu $LI_d = 1$ und $I_p = 0$), so stellt man fest, dass in Abb. 3-20 bei gleichen Teilwinkeln

¹⁵³ Siehe Kap. 2.1.2.3.1.

¹⁵⁴ Siehe Abb. 3-20 (S. 89).

¹⁵⁵ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

¹⁵⁶ Siehe S. 85.

¹⁵⁷ Siehe S. 89.

ζ_{C1} geringere Teilwinkel ζ_{B1} als in Abb. 3-14 zu verzeichnen sind. Durch die Verringerung des Kaputradius im palmaren Bereich und der daraus resultierenden Verkürzung der beugenden Hebelarme für große Flexionswinkel vergrößert sich der Bewegungsumfang des MCP um einige Grad. Auf diese Weise ist auch für Flexionswinkel, für die sonst die zu

5 großen beugenden Drehmomente nicht mehr durch das Drehmoment des M. extensor digitorum kompensiert werden könnten, noch ein Gleichgewicht möglich.

Die Kraft des M. flexor digitorum superficialis beträgt 21 bis 36 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Die Kraft des M. flexor digitorum profundus liegt im Bereich 34 bis 72 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Auch hier gilt, dass im Falle von

10 Hyperextension beide Kräfte noch die genannten Prozentangaben übersteigen und dass sie mit wachsender Flexion abnehmen.

3.1.7.5 Starke DIP-Flexion bei geringer Flexion des PIP

$\zeta_3 = 70^\circ$, $\zeta_2 = 10^\circ$, kein Landsmeer-Effekt

15 An dieser Stelle soll untersucht werden, ob das Modell für diese Fingerposition, die von den meisten Menschen nicht eingestellt werden kann, mögliche Gleichgewichtslagen ermitteln kann.

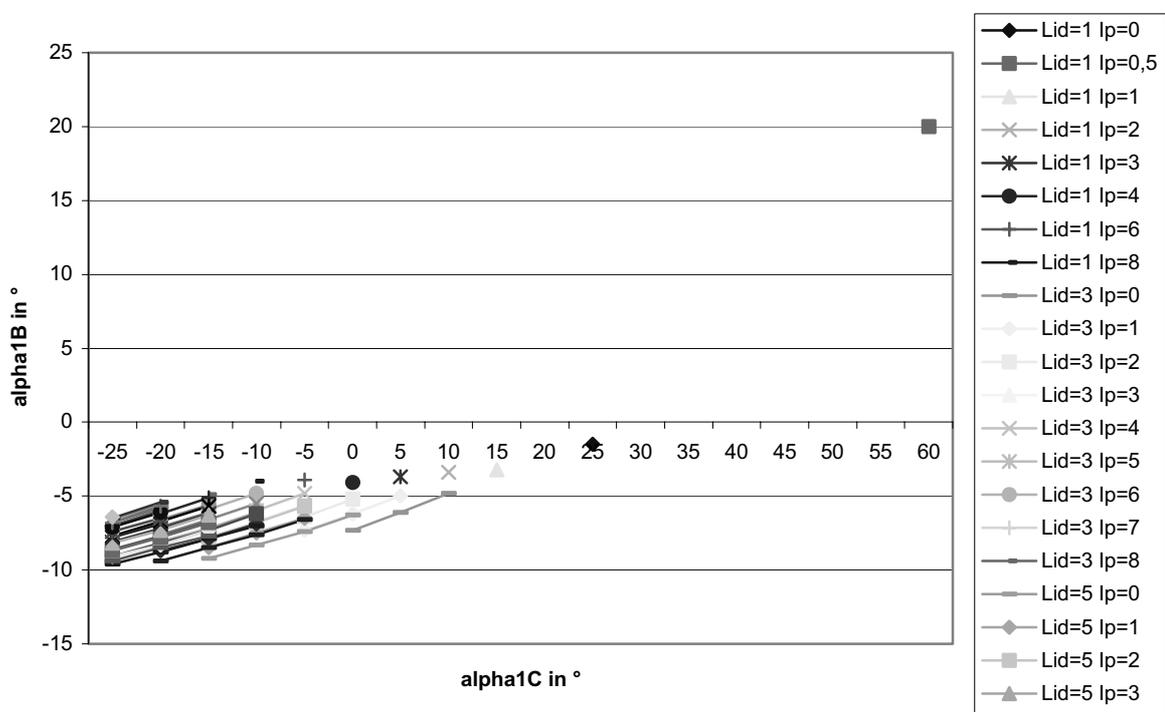


Abb. 3-21: MCP-Gleichgewichtsbereich bei großer DIP- und kleiner PIP-Flexion

Abb. 3-21¹⁵⁸ ist zu entnehmen, dass für einen weiten Bereich von MCP-Auslenkungen keine Kräfte gefunden wurden, um die vorgegebene anatomisch nicht mögliche Fingerstellung zu realisieren. Dieses ist als ein Indiz für die Güte des im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Modells zu werten. Lediglich am Rande des MCP-Bewegungsumfanges wurden
5 Gleichgewichtslagen gefunden. Die Tatsache, dass hier real nicht existente Gleichgewichtslagen berechnet wurden, deutet darauf hin, dass für diese im Randbereich des physiologischen Bewegungsumfanges liegenden Gelenkstellungen den nicht berücksichtigten Kräften der Gelenkbänder mehr Gewicht zukommt.

Abgesehen vom Bereich der Hyperextension beträgt die Kraft des M. flexor digitorum superficialis 8 bis 11 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum. Die Kraft des M. flexor digitorum profundus liegt im Bereich 63 bis 86 % der vorgegebenen Kraft des M. extensor digitorum.
10

15 **3.1.8 Auswirkungen des Landsmeer-Effektes für das MCP**

In diesem Unterkapitel wird für verschiedene Fingerstellungen der MCP-Gleichgewichtsbereich unter der Voraussetzung, dass der Landsmeer-Effekt zu einer Verkürzung der Hebelarme am PIP führt, betrachtet. Die Ergebnisse werden mit den Untersuchungen aus Kapitel 3.1.7 – dort wurde der Landsmeer-Effekt vernachlässigt –
20 verglichen. Der Vergleich soll Aufschluss darüber geben, inwieweit der Landsmeer-Effekt eine Bedeutung für das MCP besitzen kann.

3.1.8.1 Keine Flexion in den Interphalangealgelenken

$$\zeta_3 = 0^\circ, \zeta_2 = 0^\circ$$

25 Bei gestreckten Interphalangealgelenken ist für das MCP¹⁵⁹ kein Unterschied zur entsprechenden Situation ohne Berücksichtigung eines möglichen Landsmeer-Effektes¹⁶⁰ festzustellen. Dies war zu erwarten, da die für den Landsmeer-Effekt verantwortliche Palmarbewegung der Tractus laterales erst mit zunehmender Flexion des PIPs zum Tragen kommt.¹⁶¹

¹⁵⁸ Siehe S. 90.

¹⁵⁹ Siehe Abb. 3-22 (S. 92).

¹⁶⁰ Siehe Abb. 3-12 (S. 82).

¹⁶¹ Siehe Kap. 2.3.1.

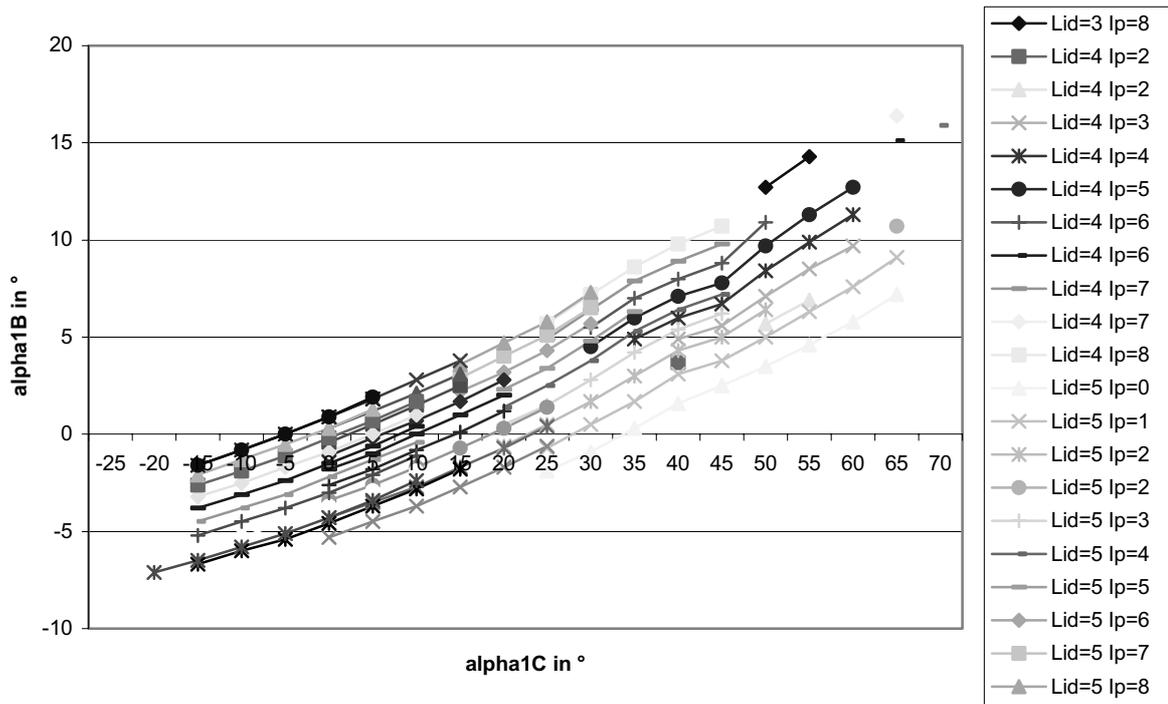
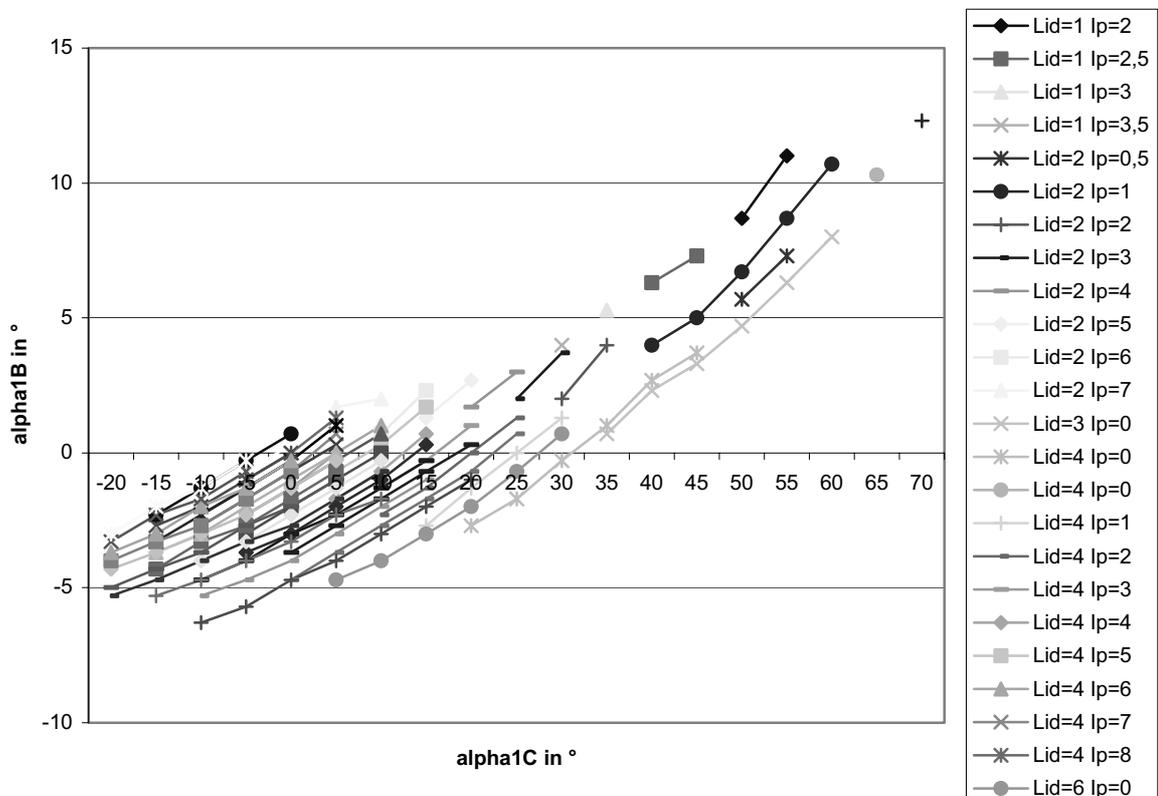


Abb. 3-22: MCP-Gleichgewichtsbereich bei gestreckten Interphalangealgelenken mit Landsmeer-Effekt

3.1.8.2 Starke Flexion der Interphalangealgelenke

$$\zeta_3 = 70^\circ, \zeta_2 = 90^\circ$$



5

Abb. 3-23: MCP-Gleichgewichtsbereich bei starker Flexion in den Interphalangealgelenken

Für den Fall starker Flexion in beiden Interphalangealgelenken umfasst der MCP-Gleichgewichtsbereich¹⁶² in etwa den gleichen Bereich wie im Falle ohne Landsmeer-Effekt¹⁶³.

5 In Tabelle 3-3¹⁶⁴ sind für einige dieser Gleichgewichtslagen die zugehörigen Kräfte dargestellt.¹⁶⁵ Die rechtsbündigen Werte beziehen sich auf den Fall mit Landsmeer-Effekt, die linksbündigen auf den ohne Landsmeer-Effekt.

Bzgl. der Kraft P_L (die um die Lumbrikalkraft L reduzierte Kraft des *M. flexor digitorum profundus*) stimmen die beiden Fälle jeweils überein. Die Kraft des *M. flexor digitorum profundus* ist in dem Fall mit Landsmeer-Effekt etwas größer als in dem ohne. Die Abweichung der Kraft des *M. flexor digitorum profundus* beträgt bei den betrachteten Gleichgewichtslagen 8 % bis 19 % der Kraft ohne Landsmeereffekt. Die Kraft des *M. flexor digitorum superficialis* fällt unter Berücksichtigung des Landsmeer-Effektes jeweils etwas geringer aus. Die prozentuale Abweichung liegt hier in der Größenordnung 20 % bis 30 %.

ζ_{1C} in °#	ζ_{1B} in °#	E	L	I_p	I_d	S	P_L	P
10	1,9	10,00	0,03	7,50	1,97	1,48	6,08	6,10
	2,0	10,00	0,52	7,50	1,48	1,17	6,08	6,59
20	-2,6	10,00	2,82	0,00	1,18	1,06	4,36	7,18
	-2,7	10,00	3,91	0,00	0,09	0,43	4,36	8,27
25	-1,4	10,00	1,93	0,00	2,07	1,06	4,36	6,29
	-1,7	10,00	3,12	0,00	0,88	0,43	4,36	7,48
30	0,0	10,00	0,98	0,00	3,02	1,06	4,36	5,34
	-0,3	10,00	2,29	0,00	1,71	0,43	4,36	6,65
40	4,1	10,00	0,65	1,00	1,35	0,98	4,05	4,70
	4,0	10,00	1,46	1,00	0,54	0,67	4,05	5,51
50	5,9	10,00	0,82	0,50	1,18	0,95	3,89	4,72
	5,7	10,00	1,84	0,50	0,16	0,63	3,89	5,73
60	11,4	10,00	0,29	1,00	2,52	0,98	4,05	3,53
	10,7	10,00	1,71	1,00	0,29	0,67	4,05	5,76

Tabelle 3-3: Die Muskelkräfte einiger Gleichgewichtslagen bei starker Flexion in PIP und DIP. Die rechtsbündig dargestellten Werte beziehen sich auf den Fall mit Landsmeer-Effekt, die linksbündigen auf den ohne Landsmeer-Effekt.

15

¹⁶² Siehe Abb. 3-23 (S. 92).

¹⁶³ Siehe Abb. 3-13 (S. 84).

¹⁶⁴ Siehe S. 93.

¹⁶⁵ Leider weichen die innerhalb einer Zeile der Tabelle 3-3 (S. 93) dargestellten Auslenkwinkel ζ_1 um bis zu 0,7° voneinander ab. Eine Berechnung der Kräfte bei festem Auslenkwinkel ζ_1 ist bei der in dieser Arbeit gewählten Vorgehensweise nicht möglich.

3.1.8.3 Mittelgroße Flexion der Interphalangealgelenke

$$\zeta_3 = 30^\circ, \zeta_2 = 40^\circ$$

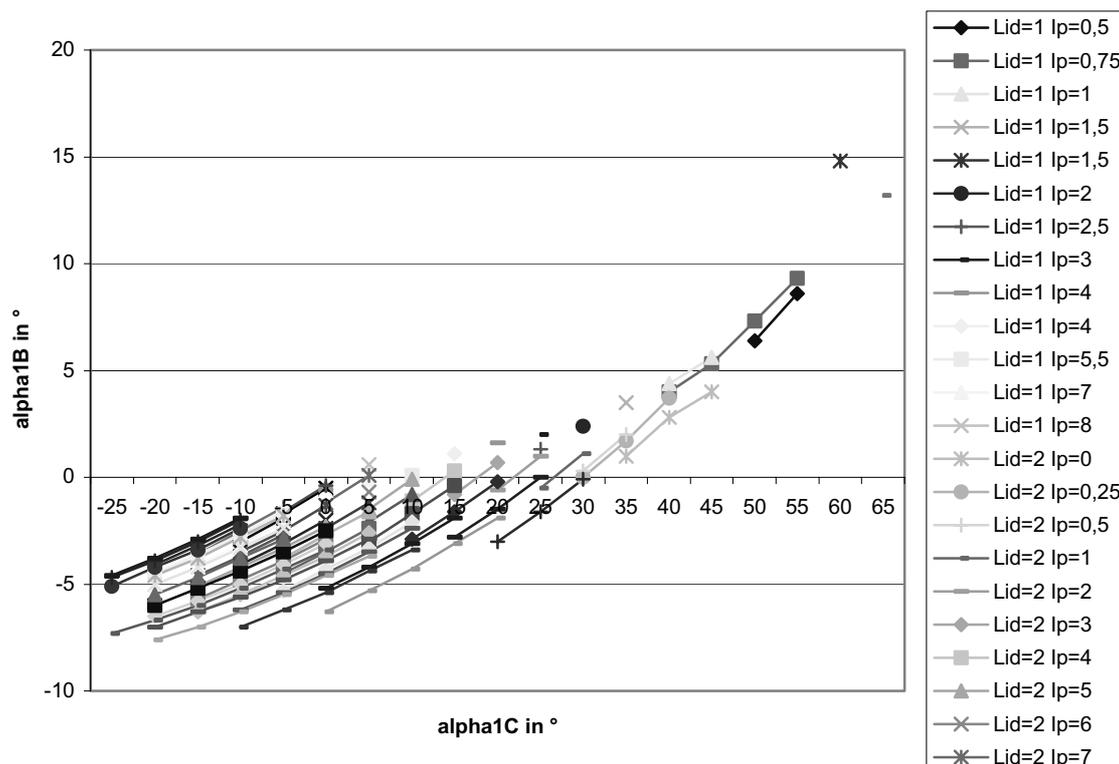


Abb. 3-24: MCP-Gleichgewichtsbereich bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion

5 Bei einer mittelgroßen Flexion der Interphalangealgelenke umfasst der MCP-Gleichgewichtsbereich¹⁶⁶ in etwa den gleichen Bereich wie im Falle ohne Landsmeer-Effekt¹⁶⁷, es ist jedoch eine leichte Verschiebung der meisten Serien in Richtung zu größeren Winkel hin festzustellen.

In Tabelle 3-4¹⁶⁸ sind für einige dieser Gleichgewichtslagen die zugehörigen Kräfte dargestellt. Die rechtsbündigen Werte beziehen sich auf den Fall mit Landsmeer-Effekt, die linksbündigen auf den ohne Landsmeer-Effekt.

Für die betrachteten Kräfte der Mm. flexor digitorum superficialis und profundus gilt Ähnliches wie unter 3.1.8.2: Bzgl. der Kraft P_L stimmen die beiden betrachteten Fälle jeweils überein. Die Kraft des M. flexor digitorum profundus ist unter Berücksichtigung des Landsmeer-Effekts etwas größer als sonst. Die Abweichung der Kraft des M. flexor digitorum profundus beträgt zwischen 1 % und 20 % der Kraft ohne Landsmeereffekt. Die Kraft des M. flexor digitorum superficialis fällt unter Berücksichtigung des Landsmeer-Effektes jeweils etwas geringer aus. Die prozentuale Abweichung liegt hier im Bereich 6 % bis 18 %.

¹⁶⁶ Siehe Abb. 3-24 (S. 94).

¹⁶⁷ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

¹⁶⁸ Siehe S. 95.

ζ_{1C} in °#	ζ_{1B} in °#	E	L	I _p	I _d	S	P _L	P
10	-1,9	10,00	0,56	2,50	3,44	3,11	4,56	5,12
	-1,9	10,00	1,31	2,50	2,69	2,63	4,56	5,87
20	-1,5	10,00	0,27	0,50	3,73	2,74	4,02	4,29
	-1,7	10,00	1,13	0,50	2,87	2,26	4,02	5,15
30	0,2	10,00	0,19	0,00	2,81	2,45	3,59	3,79
	-0,1	10,00	0,96	0,00	2,04	2,09	3,59	4,55
40	4,5	10,00	0,11	1,00	0,89	2,24	3,29	3,40
	4,4	10,00	0,42	1,00	0,58	2,12	3,29	3,71
50	6,6	10,00	0,41	0,50	0,59	2,15	3,16	3,57
	6,4	10,00	0,81	0,50	0,19	2,03	3,16	3,97
60	19,1	10,00	0,31	2,50	0,69	2,52	3,70	4,01
	18,7	10,00	0,26	2,50	0,74	2,40	3,70	3,97

Tabelle 3-4: Die Muskelkräfte einiger Gleichgewichtslagen bei mittlerer PIP- und DIP-Flexion. Die rechtsbündig dargestellten Werte beziehen sich auf den Fall mit Landsmeer-Effekt, die linksbündigen auf den ohne Landsmeer-Effekt.

- 5 Vergleicht man Abb. 3-22¹⁶⁹, Abb. 3-23¹⁷⁰ und Abb. 3-24¹⁷¹, so fällt auf, dass der MCP-Gleichgewichtsbereich – abgesehen vom Fall übermäßiger Hyperextension des MCP – bei gestreckten Interphalangealgelenken (Abb. 3-22) zu vorgegebenen ζ_{1C} -Werten eine stärkere Bandbreite an möglichen ζ_{1B} -Werten besitzt. Das heißt, dass es in diesem Fall besonders viele Kombinationen von Muskelkräften der intrinsischen Muskeln gibt, die ein Gleichgewicht
- 10 zulassen. Da die intrinsischen Muskeln lateral in die Dorsalaponeurose inserieren,¹⁷² bewirken unterschiedliche Kombinationen dieser Kräfte unterschiedliche Drehmomente bzgl. Ab-/Adduktion. Deshalb ist die bei gestreckten Interphalangealgelenken vorliegende Vielzahl von möglichen Kombinationen der intrinsischen Muskelkräfte gleichbedeutend mit einer Vielzahl von möglichen Gleichgewichtslagen bzgl. der Ab-/Adduktion im MCP. Dieses deckt sich mit
- 15 der leicht zu beobachtenden Tatsache, dass die Ab-/Adduktion im MCP bei gestreckten Interphalangealgelenken in sehr viel stärkerem Ausmaß möglich ist als bei gebeugten Interphalangealgelenken.

¹⁶⁹ Siehe S. 92.

¹⁷⁰ Siehe S. 92.

¹⁷¹ Siehe S. 94.

¹⁷² Siehe Abb. 2-28 (S. 32).

3.2 Kinematik des Fingers

Die Struktur der Bewegung wird durch die Lage der momentanen Drehachse gegeben. Sie liegt auf der Geraden, die durch das Kettenglied definiert ist. Sie kann für einen Bewegungsvorgang bestimmt werden, wenn der für ihn geltende Zusammenhang $\zeta_B = f(\zeta_C)$ zwischen den Drehwinkeln der beiden Fundamentalrotationen bekannt ist. Unter der Voraussetzung, dass die Bewegung quasistatisch längs Gleichgewichtszuständen erfolgt (was physiologisch Sinn macht), kann die Bahn der momentanen Drehachse im Referenzsystem, die Rastpolkurve, aus den im vorstehenden Kapitel präsentierten Daten der Gleichgewichtszustände berechnet werden.

10

3.2.1 Die Bestimmung der momentanen Drehachse

Um die Lage der momentanen Drehachse zu bestimmen, wird die Auslenkung des Fingers in die beiden Fundamentalrotationen zerlegt, die nacheinander ausgeführt werden:

Die Strecke $\overset{\infty}{\underset{\infty}{FG}}$ wird um den Winkel ζ_C um den Punkt M_C gedreht:

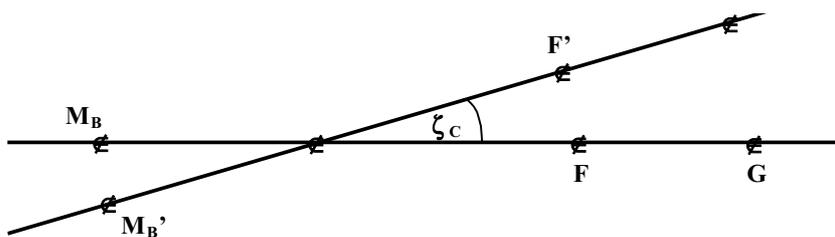


Abb. 3-25: Drehung um M_C

Dann folgt die Rotation bzgl. M_B um den Winkel ζ_B :

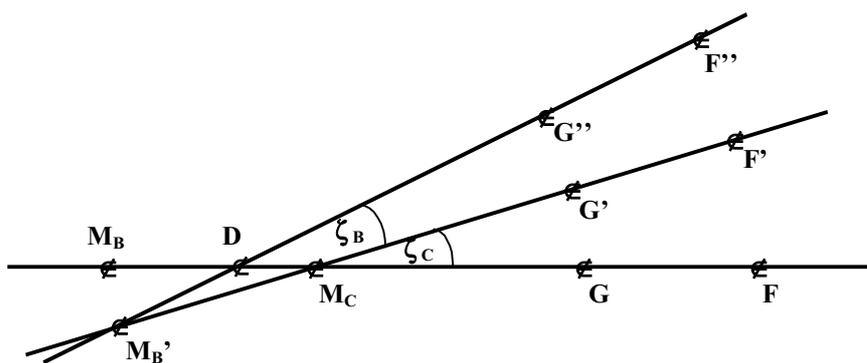


Abb. 3-26: Drehung um M_B

- 15 Die Drehung um den Schnittpunkt D der beiden Geraden, die $\overset{\infty}{\underset{\infty}{FG}}$ bzw. $\overset{\infty}{\underset{-\infty}{F''G''}}$ enthalten, ist äquivalent zum nacheinander Ausführen der beiden Fundamentalrotationen. Die momentane Drehachse verläuft also durch D . Seien l_C und l_B die Abstände der momentanen Drehachse

von den Drehzentren M_C und M_B , wobei das Vorzeichen jeweils die Richtung angibt, die von M_B nach M_C positiv verlaufe:

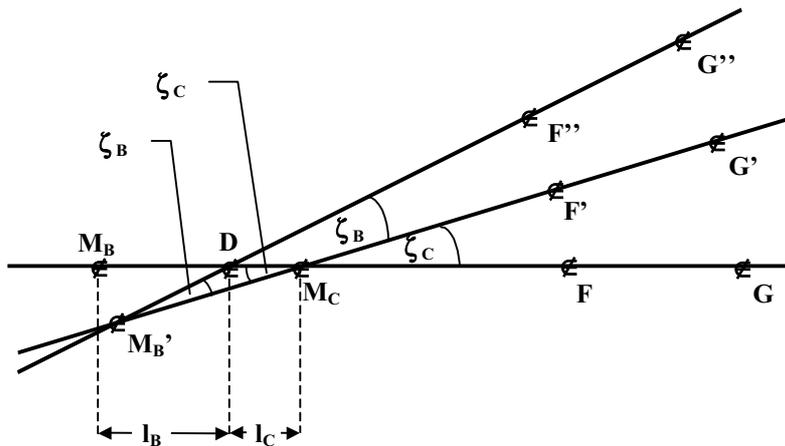


Abb. 3-27: Die Lage der momentanen Drehachse

5 Der Sinussatz angewandt auf diese Situation ergibt:

$$\frac{|l_C|}{|l_B|} = \frac{|\sin \zeta_B|}{|\sin \zeta_C|}$$

Für differentiell kleine Winkel gilt die Näherung $\sin(d\zeta_i) \approx d\zeta_i$. Berücksichtigt man ferner die richtige Vorzeichenwahl von l_i , so erhält man folgenden Zusammenhang:

$$\frac{-l_C}{l_B} = \frac{d\zeta_B}{d\zeta_C} = \frac{i_B}{i_C}$$

10 Ersetzt man $-l_C$ durch $R - l_B$ ¹⁷³ und löst man diese Gleichung nach l_B auf, so ergibt sich:

$$l_B = \frac{R}{\left(\frac{i_B}{i_C} + 1\right)} \quad : \text{Gleichung 3-1}$$

Ergo lässt sich aus dem Differentialquotienten $\frac{d\zeta_B}{d\zeta_C} = \frac{i_B}{i_C}$ die Lage der momentanen Drehachse bestimmen.

Man entnimmt der Gleichung 3-1 leicht, dass für positive Steigungen des $\zeta_B(\zeta_C)$ -Graphen die momentane Drehachse im Bereich zwischen den beiden Drehzentren M_B und M_C liegt,

während sie für negative $\frac{d\zeta_B}{d\zeta_C} = \frac{i_B}{i_C}$ außerhalb der Strecke $\overline{M_C M_B}$ zu finden ist. Lässt man

$\frac{d\zeta_B}{d\zeta_C} = \frac{i_B}{i_C}$ gegen -1 gehen, so strebt der Quotient in Gleichung 3-1 gegen unendlich: Das Drehzentrum liegt im Unendlichen, es handelt sich um den Fall einer reinen Parallelverschiebung.

20 3.2.2 Lagen der momentanen Drehachse am DIP

Aus dem Graphen in Abb. 3-1¹⁷⁴ wird die Steigung $\frac{d}{d\zeta_{3C}} \zeta_{3B}(\zeta_{3C})$ ermittelt und daraus berechnet man gemäß Gleichung 3-1 den Abstand l_B der momentanen Drehachse vom Krümmungsmittelpunkt der Basis:

¹⁷³ R sei der Abstand der beiden Drehzentren M_C und M_B voneinander.

Der Abstand vom Mittelpunkt der Basiskrümmung und dem der Kaputkrümmung beträgt: $R_3 = |M_B M_C| = 0,9 \text{ mm}$. Somit ergibt sich die Tabelle 3-5¹⁷⁵.

$\zeta_3 / \text{°\#}$	$\zeta_{3C} / \text{°\#}$	$\zeta_{3B} / \text{°\#}$	$\frac{z_B}{z_C} = \frac{d}{d\zeta_{3C}} \zeta_{3B}(\zeta_{3C})$	$l_B = \frac{R_3}{(\zeta_B/\zeta_C)+1}$
5	1,86(1)	3,14(1)	0,16(1)	0,86(1) R_3
10	6,20(1)	3,80(1)	0,15(1)	0,87(1) R_3
15	10,59(1)	4,41(1)	0,13(1)	0,88(1) R_3
20	15,02(1)	4,98(1)	0,12(1)	0,89(1) R_3
0	-2,42(1)	2,42(1)	0,16(1)	0,86(1) R_3
25	19,50(1)	5,50(1)	0,11(1)	0,90(1) R_3
30	24,02(1)	5,98(1)	0,10(1)	0,91(1) R_3
35	28,58(1)	6,42(1)	0,09(1)	0,92(1) R_3
40	33,18(1)	6,82(1)	0,08(1)	0,93(1) R_3
45	37,83(1)	7,17(1)	0,07(1)	0,94(1) R_3
50	42,53(1)	7,47(1)	0,06(1)	0,95(1) R_3
55	47,30(1)	7,70(1)	0,04(1)	0,96(1) R_3
60	52,13(1)	7,87(1)	0,02(1)	0,98(1) R_3
65	57,07(1)	7,93(1)	0,00(1)	1,00(1) R_3
70	62,13(1)	7,87(1)	-0,02(1)	1,02(1) R_3

Tabelle 3-5: Die Lagen der momentanen Drehachsen am DIP

- 5 Das Hauptdrehzentrum am DIP ist also der Mittelpunkt der Kaputkrümmung: Die momentane Drehachse liegt maximal $0,14 R_3 = 0,13 \text{ mm}$ von M_C entfernt, ihre Wanderbewegung bei zunehmender DIP-Flexion wird durch die Graphik in Abb. 3-28¹⁷⁶ verdeutlicht.

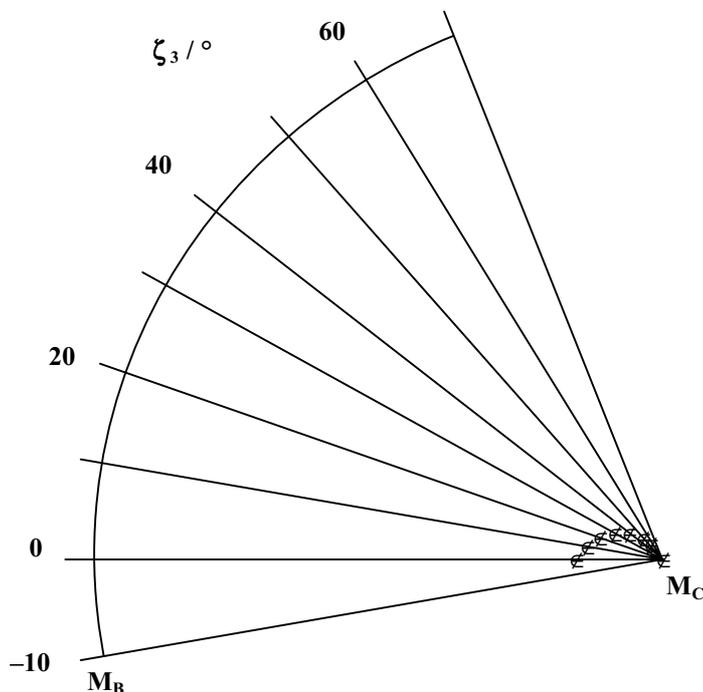


Abb. 3-28: Die Spur der momentanen Drehachse des DIP (gekennzeichnet durch \otimes)

¹⁷⁴ Siehe S. 69.

¹⁷⁵ Siehe S. 98.

¹⁷⁶ Siehe S. 98.

3.2.3 Die Lagen der momentanen Drehachse am PIP

3.2.3.1 Ohne Berücksichtigung einer eventuell durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streck-Hebelarme

Die Position der momentanen Drehachse in Abhängigkeit vom Auslenkwinkel wird genauso wie am DIP berechnet, $R_2 = |M_B M_C| = 1,1 \text{ mm}$. Man erhält Tabelle 3-6¹⁷⁷:

$\zeta_2 / ^\circ\#$	$\zeta_{2C} / ^\circ\#$	$\zeta_{2B} / ^\circ\#$	$\frac{z_B}{z_C} = \frac{d}{d\zeta_{2C}} \zeta_{2B}(\zeta_{2C})^\ddagger$	$I_B = \frac{R_2}{(\zeta_B / \zeta_C) + 1}$
0	0,41(1)	-0,41(1)	0,21(1)	0,83(1) R_2
5	4,56(1)	0,44(1)	0,20(1)	0,84(1) R_2
10	8,77(1)	1,23(1)	0,18(1)	0,85(1) R_2
15	13,03(1)	1,97(1)	0,17(1)	0,86(1) R_2
20	17,33(1)	2,67(1)	0,15(1)	0,87(1) R_2
25	21,69(1)	3,31(1)	0,14(1)	0,87(1) R_2
30	26,07(1)	3,93(1)	0,14(1)	0,88(1) R_2
35	30,48(1)	4,52(1)	0,13(1)	0,89(1) R_2
40	34,92(1)	5,08(1)	0,12(1)	0,89(1) R_2
45	39,37(1)	5,63(1)	0,12(1)	0,89(1) R_2
50	43,84(1)	6,16(1)	0,12(1)	0,90(1) R_2
55	48,33(1)	6,67(1)	0,11(1)	0,90(1) R_2
60	52,83(1)	7,17(1)	0,11(1)	0,90(1) R_2
65	57,33(1)	7,67(1)	0,12(1)	0,89(1) R_2
70	61,73(1)	8,27(1)	0,11(1)	0,90(1) R_2
75	66,33(1)	8,67(1)	0,10(1)	0,91(1) R_2
80	70,83(1)	9,17(1)	0,11(1)	0,90(1) R_2
85	75,31(1)	9,69(1)	0,12(1)	0,89(1) R_2
90	79,76(1)	10,24(1)	0,13(1)	0,89(1) R_2
95	84,17(1)	10,83(1)	0,15(1)	0,87(1) R_2
100	88,48(1)	11,52(1)	0,16(1)	0,86(1) R_2

Tabelle 3-6: Die Lagen der momentanen Drehachsen am PIP (ohne Berücksichtigung einer eventuell durch die Landsmeer-Bänder verursachten Verkürzung der Streck-Hebelarme)

- 10 Auch am PIP liegt das momentane Drehzentrum deutlich näher an M_C als an M_B . Das Hauptdrehzentrum ist also auch hier der Mittelpunkt der Kaputtkrümmung: Die momentane Drehachse liegt maximal $0,17 R_2 = 0,19 \text{ mm}$ von M_C entfernt, ihre Wanderbewegung bei zunehmender DIP-Flexion wird durch die Graphik in Abb. 3-29¹⁷⁸ verdeutlicht.

¹⁷⁷ Siehe S. 99.

¹⁷⁸ Siehe S. 100.

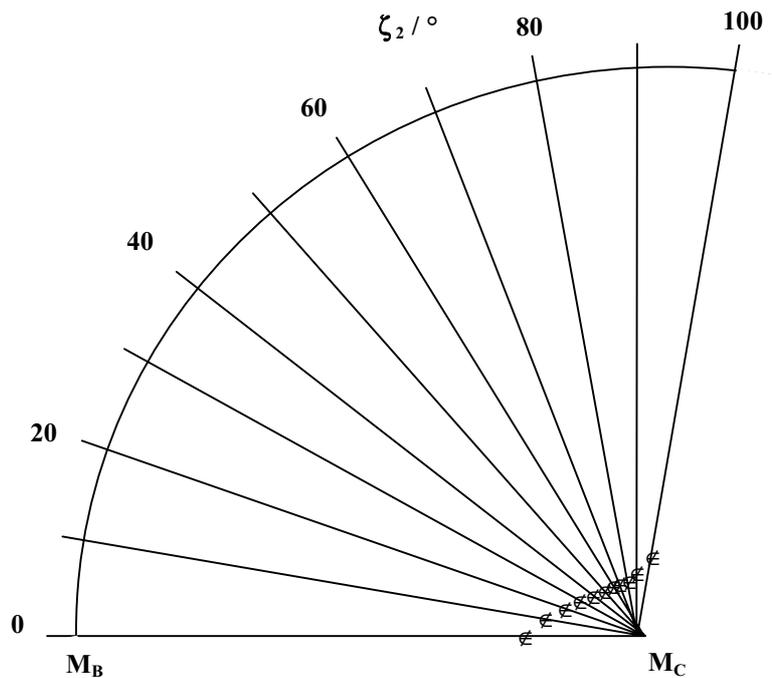


Abb. 3-29: Die Spur der momentanen Drehachse des PIP (gekennzeichnet durch \emptyset)

5 3.2.3.2 Die Lagen der momentanen Drehachse am PIP (unter Berücksichtigung der durch das Landsmeer-Band verursachten Hebelarmverkürzung am PIP)

Da in dem hier betrachteten Fall nicht ein eindimensionaler, sondern ein zweidimensionaler Raum den Gleichgewichtsbereich beschreibt,¹⁷⁹ ist die Spur der momentanen Drehachse nicht eindeutig festgelegt.

- 10 Als Erstes soll der Fall betrachtet werden, dass die Fingerbewegung über die durch die obere Grenze der in Abb. 3-8¹⁸⁰ dargestellten Gleichgewichtslagen erfolgt. Da der $\zeta_{2B}(\zeta_{2C})$ -Graph in diesem Bereich die gleiche Steigung besitzt wie der in Kapitel 3.2.3.1 betrachtete Graph¹⁸¹, besitzt die Spur der momentanen Drehachse die gleiche Form wie in Abb. 3-29¹⁸².

¹⁷⁹ Siehe Abb. 3-8 (S. 76).

¹⁸⁰ Siehe S. 76.

¹⁸¹ Siehe Abb. 3-6 (S. 74).

¹⁸² Siehe S. 100.

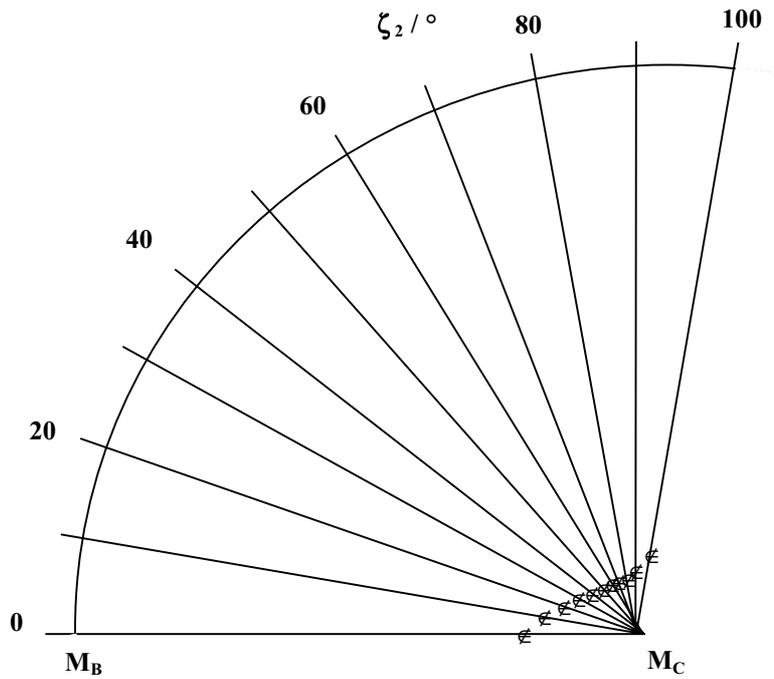


Abb. 3-30: Eine mögliche Spur der momentanen Drehachse des PIP (gekennzeichnet durch \emptyset)

Wenn die Fingerbewegung über die durch die untere Grenze der in Abb. 3-8¹⁸³ dargestellten Gleichgewichtslagen erfolgt, so erhält man eine ähnliche Spur, die aber quantitativ leicht von den in Abb. 3-29¹⁸⁴ dargestellten Werten abweicht, wie man in Abb. 3-31¹⁸⁵ sehen kann.

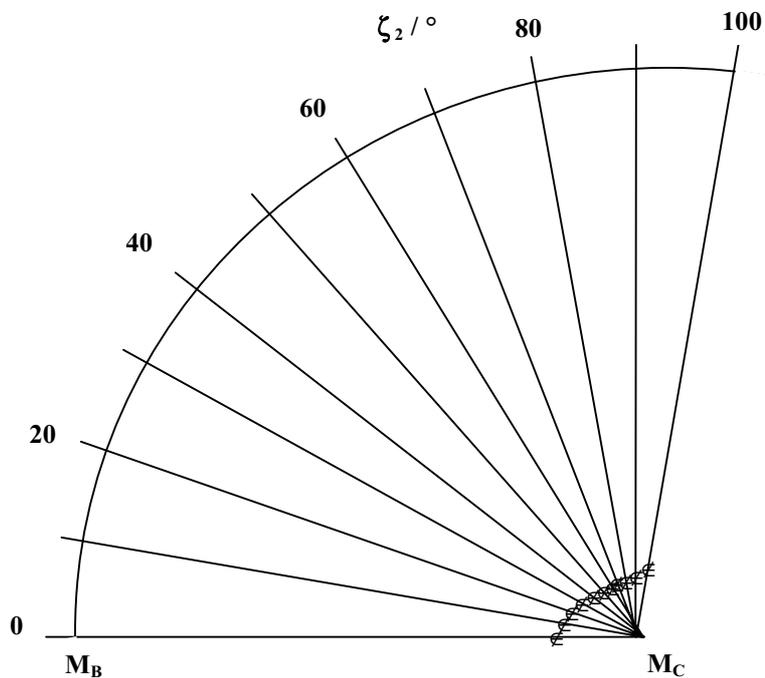


Abb. 3-31 Eine mögliche Spur der momentanen Drehachse des PIP (gekennzeichnet durch \emptyset)

¹⁸³ Siehe S. 76.

¹⁸⁴ Siehe S. 100.

¹⁸⁵ Siehe S. 101.

Obwohl die hier dargestellten Drehachsen-Spuren der oberen und der unteren Grenze des Gleichgewichtsbereiches fast übereinstimmen, ist es möglich, dass auch qualitativ stark hiervon abweichende Spuren existieren, da die Lage der momentanen Drehachse von der Steigung des $\zeta_{2B}(\zeta_{2C})$ -Graphen abhängt und diese beliebig stark von der oberen und unteren Grenze abweichen kann.

3.2.4 Die Lagen der momentanen Drehachse am MCP

Die Gleichgewichtsbereiche am MCP setzen sich aus unendlich vielen Gleichgewichtskurven zusammen, von denen jeweils einige Vertreter in den Diagrammen Abb. 3-12¹⁸⁶ bis Abb. 3-24 abgebildet sind. Da die dargestellten Kurven eines betrachteten Einzelfalls jeweils ähnliche Steigungen besitzen, reicht es aus, pro Diagramm jeweils einen Vertreter zu betrachten, denn die Steigung ist die für die Lage der momentanen Drehachse verantwortliche Größe.

Für diese betrachteten Kurven sind jeweils die Kräfte des LI_d -Paars, des M. extensor digitorum und der Mm. interossei distalis vorgegeben.¹⁸⁷ Die übrigen Kräfte werden daraus berechnet. Träfe man eine andere Wahl bzgl. der vorgegebenen Kräfte, führte dies natürlich zum identischen Gleichgewichtsbereich, aber die entstehenden Gleichgewichtskurven könnten innerhalb des Gleichgewichtsbereiches eine andere Lage und insbesondere eine andere Steigung besitzen, was zu abweichenden Spuren der momentanen Drehachse führte. Deshalb müssen die folgenden Spuren als Beispiele gelten, die keinen Anspruch auf Vollständigkeit erheben.

3.2.4.1 Keine Flexion in den Interphalangealgelenken¹⁸⁸

$\zeta_3 = 0^\circ$, $\zeta_2 = 0^\circ$, kein Landsmeer-Effekt, $LI_d = 4$, $I_p = 5$, $E = 10$

Für diesen Fall wurden die in Tabelle 3-7¹⁸⁹ dargestellten Werte berechnet.

$\zeta_{1C} / \text{°\#}$	$\zeta_{1B} / \text{°\#}$	$\frac{\dot{\zeta}_B}{\dot{\zeta}_C} = \frac{d}{d\zeta_{1C}} \zeta_{1B}(\zeta_{1C})\#$	$I_B = \frac{R_1}{(G_B/C)+1}$
30	4,5	0,28	0,78(1) R_1
35	6,0	0,26	0,79(1) R_1
40	7,1	0,18	0,85(1) R_1
45	7,8	0,26	0,79(1) R_1
50	9,7	0,35	0,74(1) R_1
55	11,3	0,30	0,77(1) R_1
60	12,7	0,28	0,78(1) R_1

Tabelle 3-7: Die Lagen der momentanen Drehachsen am MCP (keine Flexion in den Interphalangealgelenken)

¹⁸⁶ Siehe S. 82 ff.

¹⁸⁷ Siehe 3.1.5.

¹⁸⁸ Die hier betrachteten Werte wurden den in Abb. 3-12 (S. 82) dargestellten Berechnungen entnommen.

¹⁸⁹ Siehe S. 102.

Da die Steigungen der in Abb. 3-12¹⁹⁰ dargestellten $\zeta_{1B}(\zeta_{1C})$ -Graphen in der gleichen Größenordnung liegen wie die Steigungen entsprechenden Graphen für die Interphalangealgelenke, erhält man auch ähnliche Spuren der momentanen Drehachsen. Abb. 3-32 zeigt, dass das Hauptdrehzentrum sich wieder in der Nähe des Kaputtmittelpunktes befindet. Die Begründung für die starke Änderung der Position der momentanen Drehachse für $\zeta_1 - 50^\circ$ ist der in diesem Bereich stattfindender Wechsel zum geringeren Kaputradius.

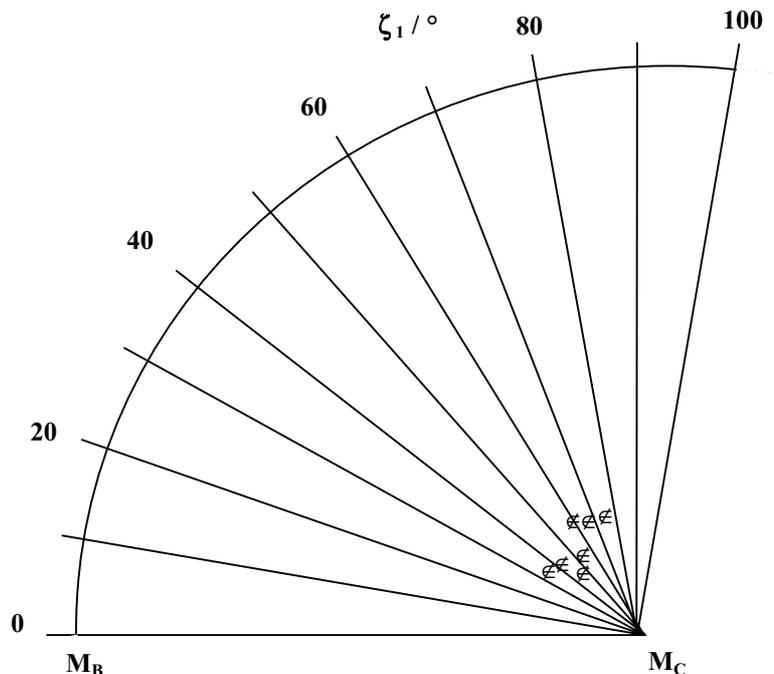


Abb. 3-32: Eine mögliche Spur der momentanen Drehachse des MCP (gekennzeichnet durch ϵ) im Fall des gestreckten Fingers

10 3.2.4.2 Mittelgroße Flexion der Interphalangealgelenke

$\zeta_3 = 30^\circ$, $\zeta_2 = 40^\circ$, kein Landsmeer-Effekt, für die ersten vier Werte gilt: $LI_d = 3$, $I_p = 0$,

für die letzten vier Werte gilt: $LI_d = 1$, $I_p = 0,5$.

Für diesen Fall wurden die in Tabelle 3-8¹⁹¹ dargestellten Werte berechnet. Zur Visualisierung der in Tabelle 3-8¹⁹² dargestellten Werte dient Abb. 3-33¹⁹³. Man erkennt, dass das Hauptdrehzentrum sich wieder in der Nähe des Kaputtmittelpunktes befindet. Als Begründung für die starke Änderung der Position der momentanen Drehachse für $\zeta_1 - 50^\circ$ ist wiederum der in diesem Bereich stattfindende Wechsel zum geringeren Kaputradius zu nennen. Die

¹⁹⁰ Siehe S. 82.

¹⁹¹ Siehe S. 104.

¹⁹² Siehe S. 104.

¹⁹³ Siehe S. 104.

leichte Änderung im Bereich zwischen 30° und 40° dagegen besitzt seine Ursache in der Variation der angreifenden Muskelkräfte.

$\zeta_{1C} / ^\circ\#$	$\zeta_{1B} / ^\circ\#$	$\frac{\dot{\zeta}_B}{\dot{\zeta}_C} = \frac{d}{d\zeta_{1C}} \zeta_{1B}(\zeta_{1C})\#$	$I_B = \frac{R_1}{(G_B/C)+1}$
15	-4,1	0,30	0,77
20	-2,8	0,30	0,77
25	-1,4	0,29	0,78
30	0,2	0,30	0,77
40	3,6	0,27	0,79
45	4,8	0,32	0,76
50	6,6	0,38	0,72
55	8,8	0,38	0,72

Tabelle 3-8: Die Lagen der momentanen Drehachsen am MCP (mittelgroße Flexion der Interphalangealgelenke)

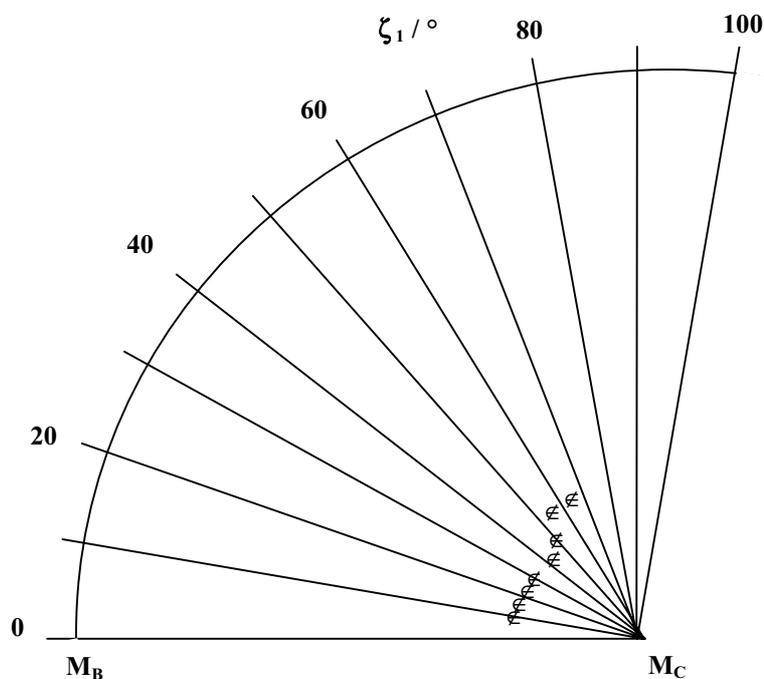


Abb. 3-33: Eine mögliche Spur der momentanen Drehachse des MCP (gekennzeichnet durch ϵ) im Fall mittelgroßer Flexion der Interphalangealgelenke

10 3.2.4.3 Starke Flexion der Interphalangealgelenke

$\zeta_3 = 70^\circ$, $\zeta_2 = 90^\circ$, kein Landsmeer-Effekt, für die ersten fünf Werte gilt: $LI_d = 5$, $I_p = 0$,

für die letzten fünf Werte gilt: $LI_d = 2$, $I_p = 0,5$.

Die für diesen Fall berechneten Werte zeigt Tabelle 3-9¹⁹⁴.

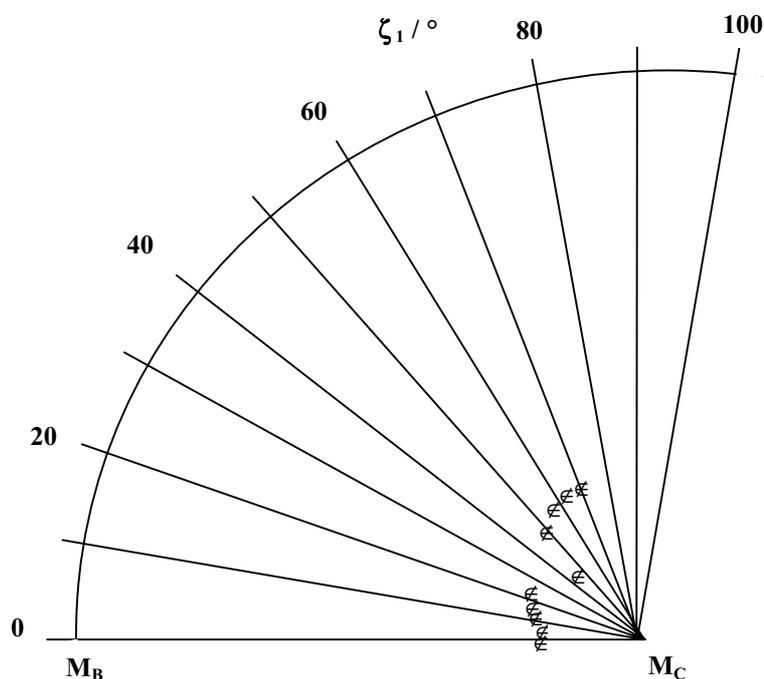
¹⁹⁴ Siehe S. 105.

$\zeta_{1C} / \text{°\#}$	$\zeta_{1B} / \text{°\#}$	$\frac{\dot{z}_B}{\dot{z}_C} = \frac{d}{d\zeta_{1C}} \zeta_{1B}(\zeta_{1C})\#$	$I_B = \frac{R_1}{(\zeta_B / \zeta_C) + 1}$
5	-5,4	0,2	0,83(1) R_1
10	-4,4	0,21	0,83(1) R_1
15	-3,3	0,23	0,81(1) R_1
20	-2,1	0,25	0,80(1) R_1
25	-0,8	0,26	0,79(1) R_1
40	3,2	0,18	0,85(1) R_1
45	4,2	0,35	0,74(1) R_1
50	5,9	0,38	0,72(1) R_1
55	7,7	0,40	0,71(1) R_1
60	9,9	0,41	0,71(1) R_1

Tabelle 3-9: Die Lagen der momentanen Drehachsen am MCP (starke Flexion der Interphalangealgelenke)

Die Abbildung 3-34¹⁹⁵ zeigt die berechnete Spur der momentanen Drehachse. Auch in diesem Fall befindet sich das Hauptdrehzentrum wieder in der Nähe des Kaputmittelpunktes.

- 5 Auffallend ist die besonders starke Änderung der Position der momentanen Drehachse für $\zeta_1 - 50^\circ$. Ebenso wie in den vorigen Fällen ist auch hier der in diesem Bereich stattfindende Wechsel zum geringeren Kaputradius als Ursache zu nennen.



10 **Abb. 3-34: Eine mögliche Spur der momentanen Drehachse des MCP (gekennzeichnet durch \emptyset) im Fall starker Flexion der Interphalangealgelenke**

¹⁹⁵ Siehe S. 105.

3.2.5 Momentane Drehachsen: Zusammenfassung

In allen drei Fingergelenken erfolgen bei allen Bewegungsvorgängen die jeweiligen Fundamentalrotationen gleichsinnig. Aus diesem Grunde liegen die momentanen Drehachsen immer zwischen den zugehörigen Drehzentren M_{iB} und M_{iC} , was gleichzeitig zur Folge hat, dass sich die Gelenkspalte bei der Flexionsbewegung palmarseitig öffnet. Dabei wandert die Drehachse in einem Bogen um das entsprechende M_{iC} herum.

Zusammenfassend ist für die Situation am MCP zu sagen: In den drei betrachteten Spezialfällen bildet der Kaputtmittelpunkt jeweils das Hauptdrehzentrum. Die momentane Drehachse entfernt sich maximal 1,0 mm von M_{1C} .

Beim PIP liegt die momentane Drehachse maximal 0,13 mm von M_{2C} , beim DIP maximal 0,19 mm von M_{3C} entfernt.

3.3 Der Einfluss von Variationen der anatomischen Daten auf die Gleichgewichtslagen des unbelasteten Fingers

Um die Validität der dem Modell zugrunde liegenden Daten abzuschätzen, wurden diese systematisch variiert und dann die sich daraus ergebenden Gleichgewichtslagen berechnet. Insbesondere wurde nach jenen Daten Ausschau gehalten, auf die die Fingerfunktion besonders empfindlich reagiert. Es wurden insgesamt 32 Variationen durchgeführt, die jeweils nur eine anatomische Größe oder funktionell zusammengehörige Größen betrafen. An PIP und DIP wurden die Auswirkungen auf die Gleichgewichtsbereiche jeweils für den ganzen anatomisch möglichen Auslenkungsbereich untersucht. Beim MCP dagegen wurden wegen der Fülle der Möglichkeiten die Veränderungen des Gleichgewichtsbereiches bei einer festen Stellung von DIP und PIP betrachtet: Gewählt wurde die *Normalstellung* ($\zeta_2 = 30^\circ$, $\zeta_3 = 40^\circ$).

Die unveränderten Daten¹⁹⁶, mit denen die modifizierten Datensätze verglichen werden sollen, werden im Folgenden als die *Standarddaten* bezeichnet.

3.3.1 Wahl der variierten Daten

Zu den knöchernen Anteilen des menschlichen Fingers liegen einige Arbeiten vor, die die jeweiligen Abmessungen wie etwa Radien der Artikulationsflächen oder Knochenlängen untersuchen. Zu den Verläufen von Muskeln und Sehnen innerhalb des Fingers oder zur Lage von Insertionsstellen dagegen findet man in der Fachliteratur kaum quantitative Angaben.¹⁹⁷ Aufgrund dieses Fehlens und weil die Position von Insertionsstellen, Sehnen und Muskeln unmittelbaren Einfluss auf die Hebelarmlängen der angreifenden Drehmomente und damit auf die Gleichgewichtslagen haben, soll diesen Daten in den folgenden Untersuchungen besondere Berücksichtigung geschenkt werden. Untersucht werden hier speziell die distalen und proximalen Umlenkpunkte der Sehnen des M. flexor digitorum profundus und des M. flexor digitorum superficialis, die Insertionsstellen der Sehne des M. extensor digitorum, sowie die I_p - und I_d -Insertionsbereiche.

Die verschiedenen betrachteten Fälle werden im Folgenden als *Variationen* bezeichnet. Die einzelnen Variationen werden in den folgenden Graphen in Kurzschreibweise als v1, v2 usw. bezeichnet, deren Bedeutung in folgender Aufzählung abgelesen werden kann:

¹⁹⁶ Siehe Kap. 2.3.3.

¹⁹⁷ Das Fehlen quantitativer Angaben zu diesen Daten liegt wahrscheinlich daran, dass sie nur sehr ungenau direkt am Finger gemessen werden können. Messungen unserer Arbeitsgruppe bei der Präparation mehrerer Mittelfinger ergaben eine Messungenauigkeit von 2-3mm (Greifswald, November 2000, März 2001).

- v01: Verschiebung von H_{3P} und F_{3P} nach palmar
- v02: Verschiebung von H_{2P}, H_{2S}, F_{2P} und F_{2S} nach palmar
- v03: Verschiebung von H_{1P}, H_{1S}, F_{1P} und F_{1S} nach palmar
- v04: Verschiebung von H_{3P} und F_{3P} nach dorsal
- 5 v05: Verschiebung von H_{2P}, H_{2S}, F_{2P} und F_{2S} nach dorsal
- v06: Verschiebung von H_{1P}, H_{1S}, F_{1P} und F_{1S} nach dorsal
- v07: Verschiebung von H_{iP}, H_{iS}, F_{iP} und F_{iS} nach palmar an DIP, PIP und MCP mit i = 1, 2, 3
- v08: Verschiebung von H_{iP}, H_{iS}, F_{iP} und F_{iS} nach dorsal an DIP, PIP und MCP mit i = 1, 2, 3
- 10 v09: Verschiebung von F_{1P} und F_{1S} nach proximal
- v10: Verschiebung von F_{1P} und F_{1S} nach distal
- v11: Verschiebung von H_{1P} und H_{1S} nach distal
- v12: Verschiebung von H_{1P} und H_{1S} nach proximal
- 15 v13: Verschiebung von F_{1P} und F_{1S} nach proximal und von H_{1P} und H_{1S} nach distal
- v14: Verschiebung von F_{1P} und F_{1S} nach distal und von H_{1P} und H_{1S} nach proximal
- v15: Verschiebung von I₃ nach dorsal am DIP
- v16: Verschiebung von I₂ nach dorsal am PIP
- v17: Verschiebung von I₁ nach dorsal am MCP
- 20 v18: Verschiebung von I₃, I₂ und I₁ nach dorsal am DIP, PIP und MCP
- v19: Verschiebung von I₃ nach palmar
- v20: Verschiebung von I₂ nach palmar
- v21: Verschiebung von I₁ nach palmar
- v22: Verschiebung von I₃, I₂ und I₁ nach palmar
- 25 v23: Verschiebung von I₁ nach distal am MCP
- v25: Verschiebung von A und B nach dorsal
- v26: Verschiebung von A und B nach palmar
- v27: Verschiebung von A* und B* nach dorsal
- v28: Verschiebung von A* und B* nach palmar
- 30 v29: Verschiebung von A nach proximal und B nach distal
- v30: Verschiebung von A nach distal und B nach proximal
- v31: Verschiebung von A* nach proximal und B* nach distal
- v32: Verschiebung von A* nach distal und B* nach proximal

Die Größe der vorgenommenen Änderung ist vom Gelenk abhängig und wird wie folgt festgelegt¹⁹⁸: Am DIP werden die betrachteten Punkte jeweils um 1mm verschoben (d.h. bei der Variation v01 werden die Insertions- und die Umlenkstelle H_{3P} und F_{3P} der Sehne des M. flexor digitorum profundus jeweils um 1 mm nach proximal verschoben). Die Änderungen betragen am PIP 1,5 mm und am MCP 2 mm.

In Kapitel 3.3.2.1 werden die Auswirkungen dieser Variationen auf die Interphalangealgelenke untersucht. Die Folgen für das MCP werden in den Kapiteln 3.3.2.3 bis 3.3.2.5 dargestellt.

In Kapitel 3.3.2.2 soll der Einfluss des Winkels μ , der die Grenze zwischen dem mittleren und dem lateralen Krümmungsbereich des MCP-Caputs angibt, betrachtet werden.

3.3.2 Auswertung der Diagramme der Variationen

3.3.2.1 Gleichgewichtskurven der Interphalangealgelenke

Abb. 3-35¹⁹⁹ und Abb. 3-36²⁰⁰ zeigen zum einen die Gleichgewichtsbereiche für DIP und PIP unter Benutzung der Standarddaten (in der Legende gekennzeichnet durch „DIP“ bzw. „PIP“).

Die Kurve „DIP“ entspricht also dem Graphen in Abb. 3-1²⁰¹, die Kurve „PIP“ dem in Abb. 3-6²⁰². Zum anderen sind in Abb. 3-35 und Abb. 3-36 die Gleichgewichtslagen dargestellt, die man erhält, wenn man die zugrunde gelegten Daten modifiziert. In der Legende ist jeweils angegeben, um welche der oben angegebenen Variationen es sich handelt.

Die Graphen „PIP“ und „DIP“ stellen außerdem die Gleichgewichtsbereiche derjenigen Variationen dar, die ansonsten in der Legende nicht genannt wurden, und die somit keinen Einfluss auf die Gleichgewichtslagen des DIP und PIP haben.

¹⁹⁸ Diese Festlegung orientiert sich an den Messergebnissen der Präparationen in Greifswald.

¹⁹⁹ Siehe S. 110.

²⁰⁰ Siehe S. 110.

²⁰¹ Siehe S. 69.

²⁰² Siehe S. 74.

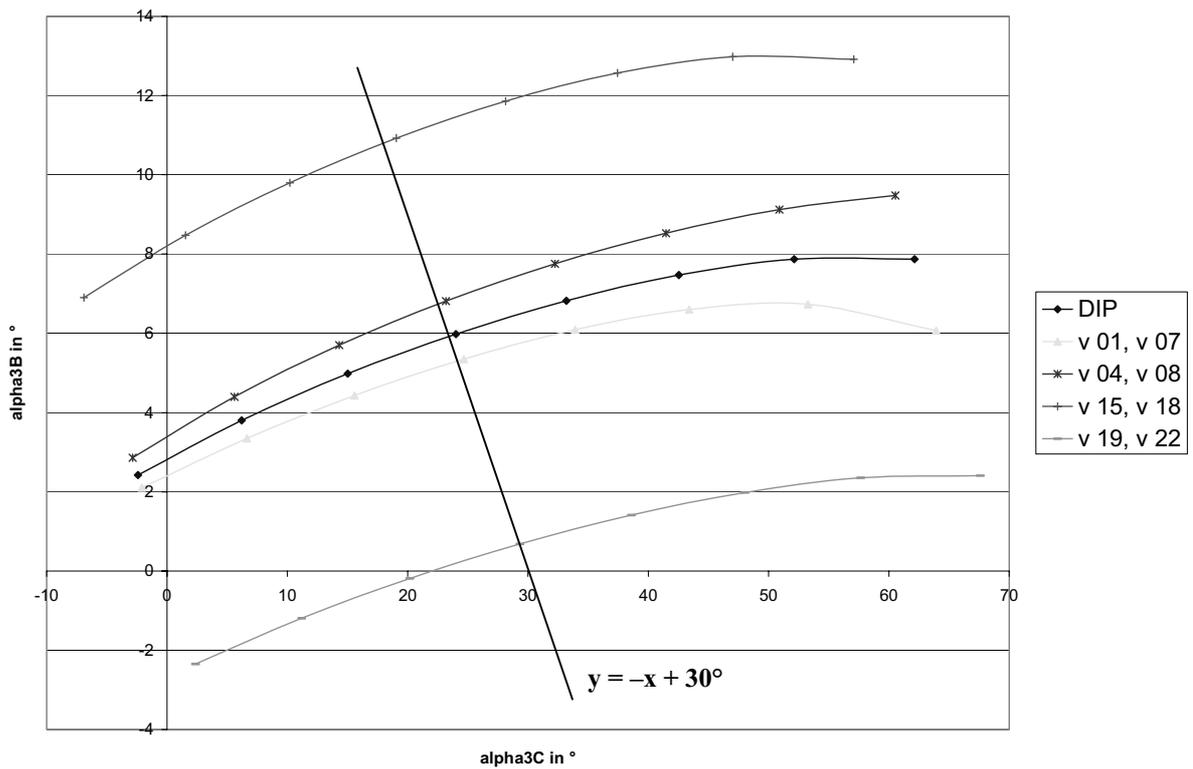


Abb. 3-35: Gleichgewichtslagen am DIP bei verschiedenen Variationen (zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x + 30^\circ$)

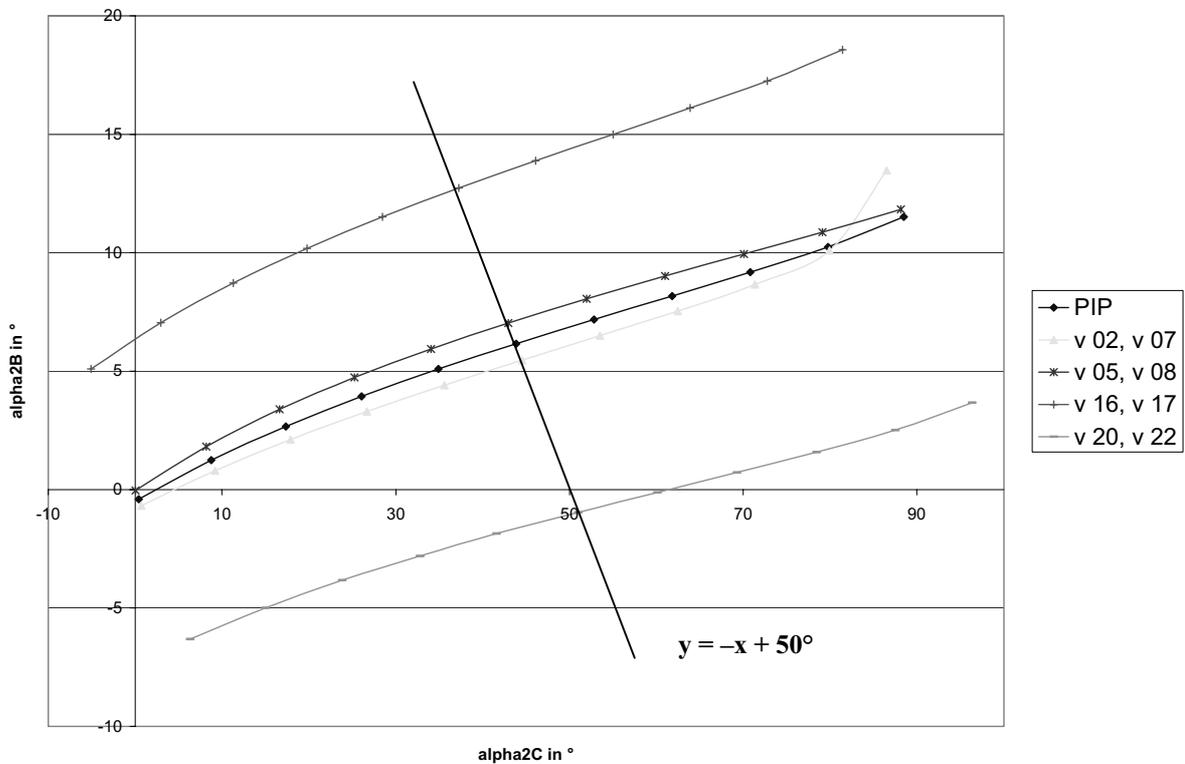


Abb. 3-36: Gleichgewichtslagen am PIP bei verschiedenen Variationen (zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x + 50^\circ$)

An den Diagrammen Abb. 3-35²⁰³ und Abb. 3-36²⁰⁴ erkennt man zum einen, dass bei allen Variationen für den gesamten anatomischen Bereich Gleichgewichtslagen existieren, d.h. beim DIP existieren für alle Auslenkungswinkel $\zeta_3 = \zeta_{3C} + \zeta_{3B}$, die zum anatomisch möglichen Bereich (0° bis 70°) gehören, Gleichgewichtslagen. Ebenso gilt für das PIP, dass für alle Auslenkungswinkel aus dem Bereich 0° bis 90° Gleichgewichtslagen vorliegen. Zum anderen wird deutlich, dass die Kurven im Wesentlichen nur parallel verschoben sind: D.h. in guter Näherung erhält man die in Abb. 3-35 abgebildeten Kurven durch eine Verschiebung der ebenfalls in dieser Abbildung dargestellten und mit „DIP“ gekennzeichneten Kurve nach oben bzw. unten. Entsprechendes gilt auch für die in Abb. 3-36 dargestellten Gleichgewichtsbereiche des PIP.

Das bedeutet, dass leichte Modifikationen der zugrunde gelegten Daten für die Interphalangealgelenke nahezu keine qualitativen, lediglich quantitative Veränderungen des Gleichgewichtsraums an PIP und DIP zur Folge haben. Bei gleichem äußeren Winkel ζ führen die Modifikationen zu einem anderen Verhältnis von ζ_C und ζ_B : So setzt sich z.B. $\zeta_3 = \zeta_{3C} + \zeta_{3B} = 30^\circ$ in der obersten Kurve in Abb. 3-35 aus $\zeta_{3C} = 29,3^\circ$ und $\zeta_{3B} = 0,7^\circ$ zusammen, während sich $\zeta_3 = 30^\circ$ in der untersten Kurve in $\zeta_{3C} = 19,2^\circ$ und $\zeta_{3B} = 10,8^\circ$ aufteilt.

Entsprechendes ist Abb. 3-36 zu entnehmen: $\zeta_2 = 50^\circ$ setzt sich in den verschiedenen Kurven aus unterschiedlichen Teilwinkelpaaren ($\zeta_{2C} | \zeta_{2B}$) zusammen.

Diese unterschiedliche Aufteilung in Teilwinkeln ($\zeta_{iC} | \zeta_{iB}$) bei gleichem Gesamtwinkel ζ_i (mit $\zeta_i = 1,2$) entspricht einer leichten Parallelverschiebung der Phalanx in palmar-dorsaler Richtung.²⁰⁵

25

3.3.2.2 Vernachlässigung des geringeren Krümmungsradius im palmaren Bereich des MCP-Caputs

An dieser Stelle wird der Winkel μ auf 145° gesetzt, so dass für alle Flexionswinkel mit dem Krümmungsradius des Caput R_{IC1} und dem Krümmungsmittelpunkt M_{IC1} gerechnet wird.

²⁰³ Siehe S. 110.

²⁰⁴ Siehe S. 110.

²⁰⁵ Vgl. Kapitel 2.3.2.1 bzw. Abb. 2-33 (S. 39) und Abb. 2-34 (S. 39).

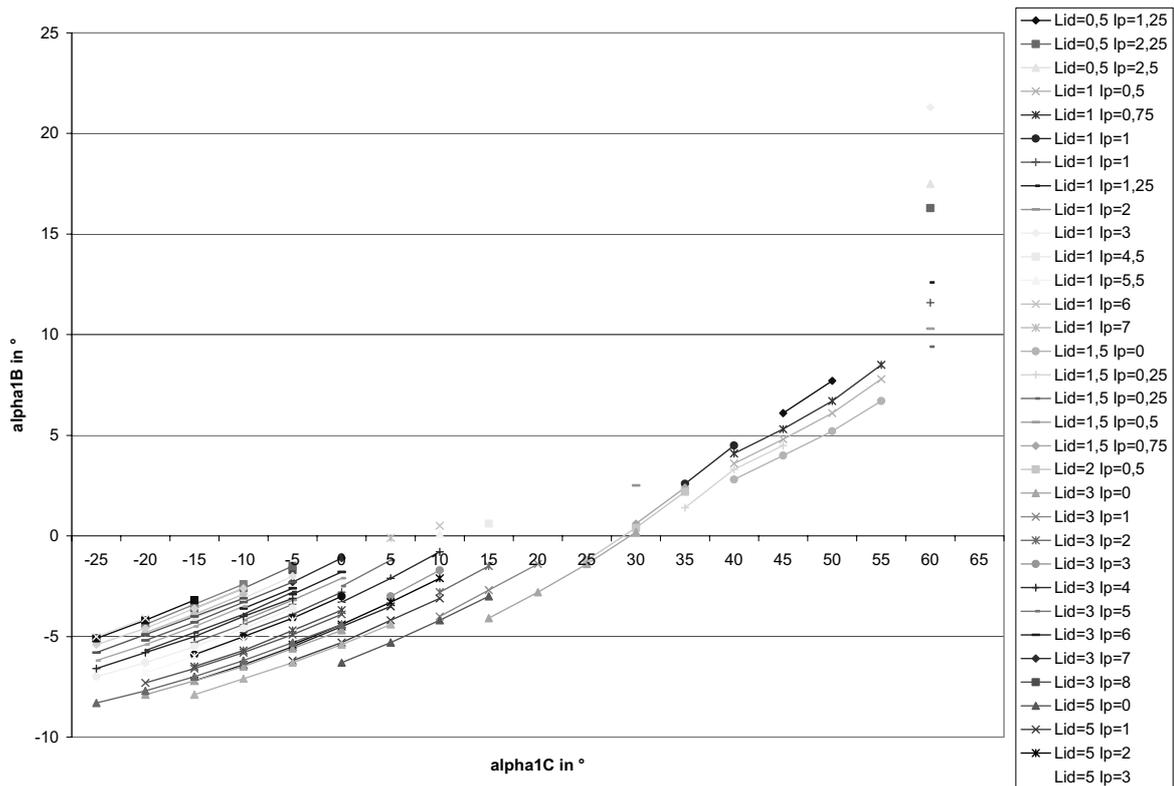


Abb. 3-37: MCP-Gleichgewichtsbereich bei konstantem MCP-Krümmungsradius

Die qualitative Form des Gleichgewichtsbereichs in Abb. 3-37²⁰⁶ unterscheidet sich kaum von der Normalstellung in Abb. 3-14²⁰⁷. Bei quantitativer Untersuchung von Serien derselben L_{Id} - und I_p -Kräften bei größeren Flexionswinkeln (z.B. jeweils die Serie zu $L_{Id} = 1,5$ und $I_p = 0$) sind dagegen Unterschiede festzustellen. So sind im vorliegenden Fall des einheitlichen Krümmungsradius bei gleichen Teilwinkeln ζ_C geringere Teilwinkel ζ_B zu verzeichnen. Der Grund dafür liegt in der Verringerung des Kaputradius im palmaren Krümmungsbereich im Standardmodell. Das ergibt eine Verkürzung der beugenden Hebelarme für große Flexionswinkel. Da dadurch die beugenden Drehmomente kleiner werden, kann der M. extensor digitorum auch für große Flexionswinkel ein genügend großes Drehmoment aufbringen, um diese zu kompensieren und somit ein Gleichgewicht herzustellen. Dies führt zu einer Vergrößerung des Bewegungsumfanges des MCP um ca. 2-3 Grad. Da dies der realen anatomischen Situation näher kommt, ist dieses Rechenergebnis als ein Indiz für die Güte und Richtigkeit der Forderung, Bereiche unterschiedlicher Krümmungsradien im Modell zu berücksichtigen und für die anatomisch-funktionelle Bedeutung der zunehmenden Krümmung der Kaputgelenkfläche im MCP anzusehen.

²⁰⁶ Siehe S. 112.

²⁰⁷ Siehe S. 85.

3.3.2.3 Umlenkpunkte der Sehnen des M. flexor digitorum profundus und des M. flexor digitorum superficialis

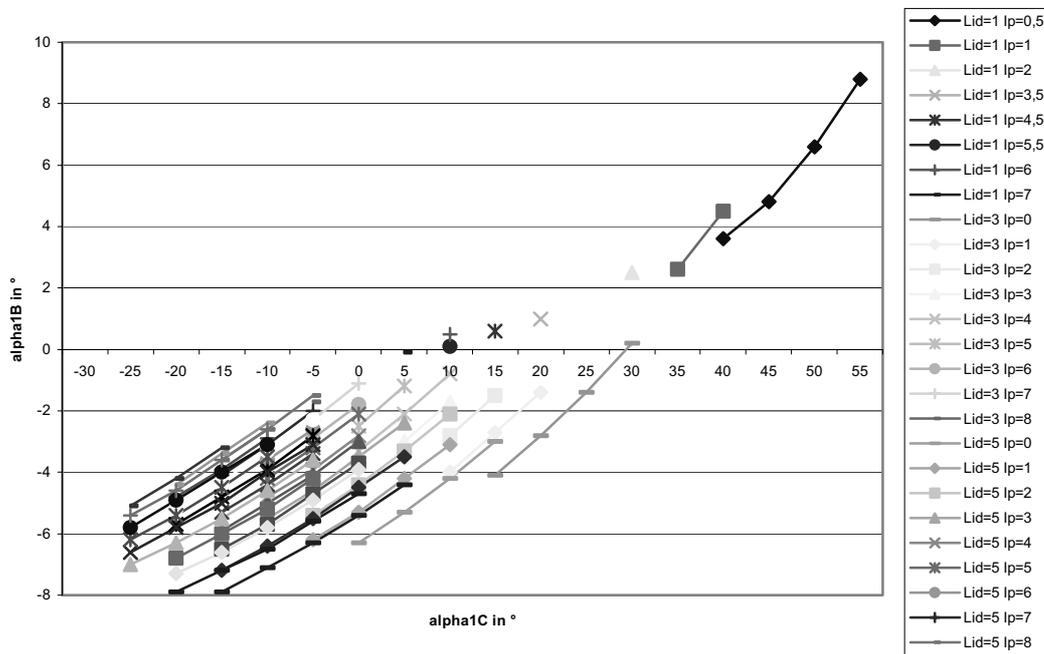


Abb. 3-38: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_{3P} und F_{3P} nach palmar am DIP (v01)

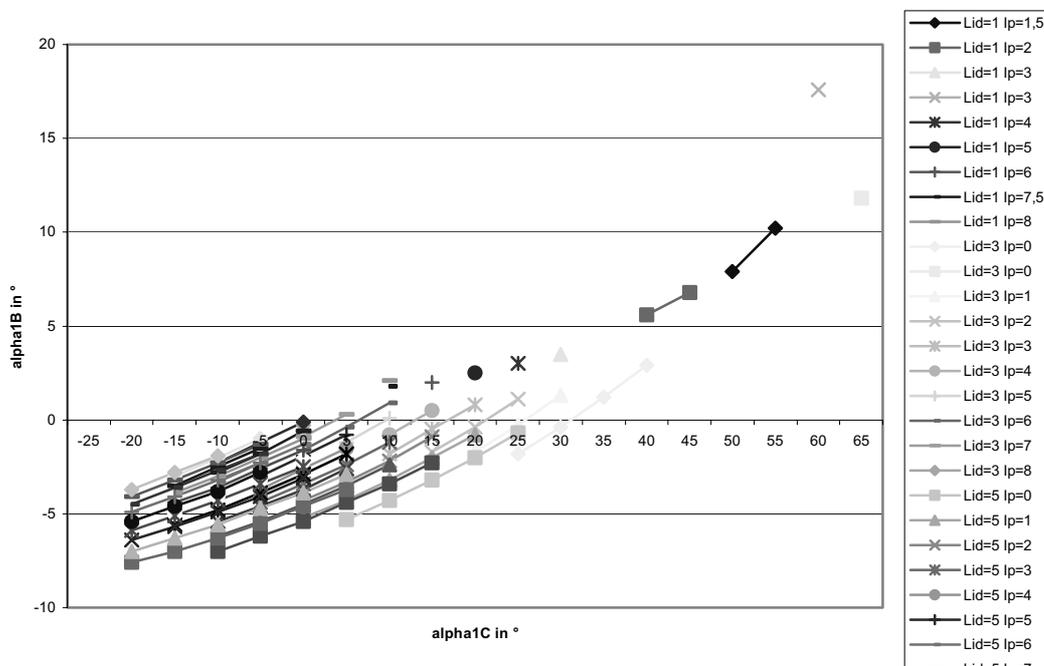


Abb. 3-39: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_{2P} , H_{2S} , F_{2P} und F_{2S} nach palmar am PIP (v02)

Für die Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_{2P} , H_{2S} , F_{2P} , F_{2S} , H_{3P} und F_{3P} nach palmar²⁰⁸ zeigen sich keine qualitativen Abweichungen vom Diagramm des Standarddatensatzes²⁰⁹. Auch hier werden für den gesamten anatomisch möglichen Bereich des Bewegungsumfanges des MCP Gleichgewichtslagen berechnet. Der Bereich der Gleichgewichtslagen deckt sich in etwa mit dem Bereich in Abb. 3-14²¹⁰ (Standarddatensatz). Eine Betrachtung der Muskelkräfte ergibt Folgendes: Bei der Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_{3P} und F_{3P} nach palmar am DIP (v01) ist die Kraft des M. flexor profundus etwas kleiner als im Standardfall, da die Verschiebung der Umlenkstelle nach palmar einer Verlängerung des entsprechenden Hebelarmes bedeutet, die eine geringere Kraft bei gleichbleibendem Drehmoment erlaubt. Die Kraft des M. flexor superficialis dagegen fällt etwas kleiner aus als im Standardfall, da das eben beschriebene Anwachsen der Kraft des M. flexor digitorum profundus eine Vergrößerung des beugenden Drehmomentes am PIP zur Folge hat. Dieses wird durch die Verringerung der Kraft des M. flexor digitorum superficialis bei gleichbleibenden Hebelarmlängen des PIP kompensiert. Die übrigen Muskelkräfte bleiben verglichen mit dem Standardfall unverändert.

Die in v02 durchgeführte Verschiebung der PIP-Beugesehnenumlenkpunkte H_{2P} , H_{2S} , F_{2P} und F_{2S} nach palmar führt zu einer Verlängerung der PIP-Beugehebelarme, die durch eine leichte Verringerung der Kraft des M. flexor digitorum superficialis kompensiert wird. Die Kraft des M. flexor digitorum profundus ist in diesem Fall etwas größer als für den Standarddatensatz, während für die anderen Kräfte keine verallgemeinernde Aussage gemacht werden kann.

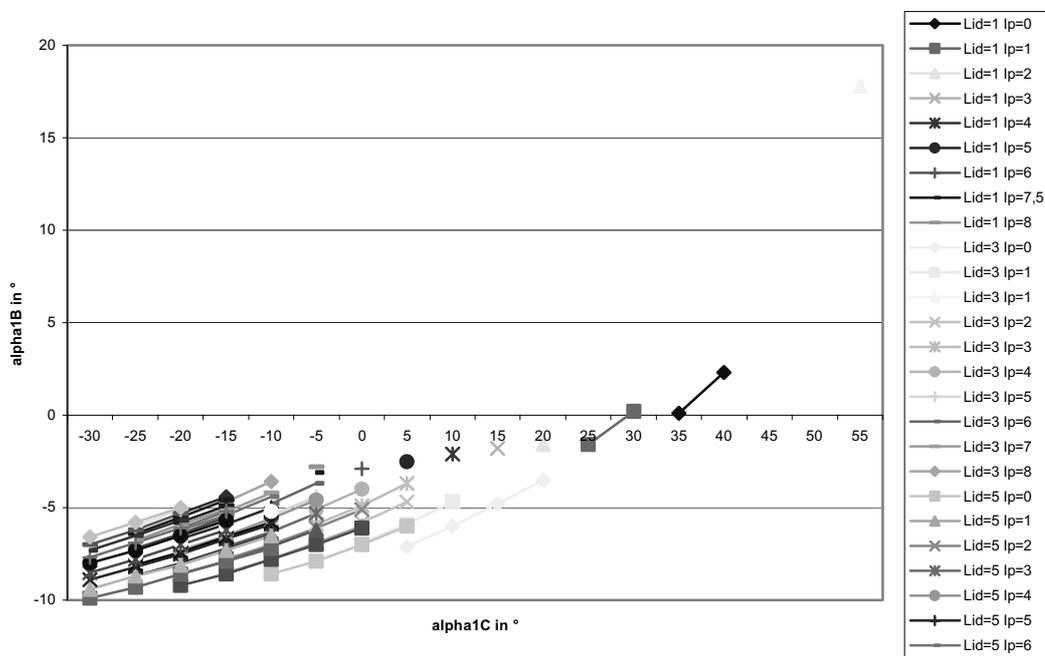


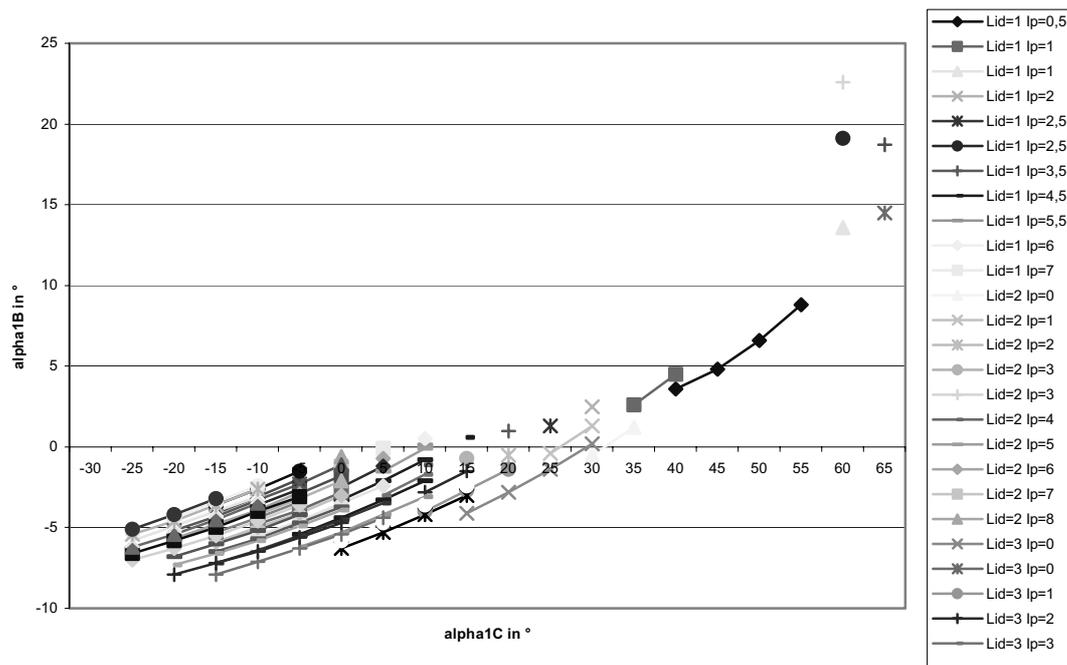
Abb. 3-40: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_{1P} , H_{1S} , F_{1P} und F_{1S} nach palmar am MCP (v03)

²⁰⁸ Siehe Abb. 3-38 (S. 113) und Abb. 3-39 (S. 113).

²⁰⁹ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

²¹⁰ Siehe S. 85.

Für die in Abb. 3-40²¹¹ gezeigte Verschiebung von H_{1P} , H_{1S} , F_{1P} und F_{1S} nach palmar am MCP werden außer für Hyperextension kaum noch Gleichgewichtslagen gefunden. Die Verschiebung der Umlenkpunkte der beugenden Sehnen nach palmar hat eine Vergrößerung der Hebelarme zur Folge. Dadurch werden die beugenden Drehmomente so groß, dass die Kraft des M. extensor digitorum dies nicht mehr kompensieren kann und somit kein Gleichgewicht eintreten kann. Dieses kann als Indiz dafür gewertet werden, dass die Standarddaten eher der Realität entsprechen als dieser modifizierte Datensatz.



10 **Abb. 3-41: Verschiebung der Beugesehnenumllekpunkte H_{3P} und F_{3P} nach dorsal am DIP (v04)**

Bei der Verschiebung von H_{3P} und F_{3P} nach dorsal²¹² gilt das Gleiche wie bei der entsprechenden Verschiebung nach palmar: Keine qualitativen Abweichungen vom Diagramm des Standarddatensatzes²¹³ sind zu verzeichnen. Außerdem werden für den gesamten anatomisch möglichen Bereich des Bewegungsumfanges des MCP Gleichgewichtslagen berechnet.

Bei der Verschiebung von H_{2P} , H_{2S} , F_{2P} und F_{2S} nach dorsal²¹⁴ sind Gleichgewichtslagen nahezu ausschließlich für den Fall der Hyperextension festzustellen.²¹⁵

²¹¹ Siehe S. 114.

²¹² Siehe Abb. 3-41 (S. 115).

²¹³ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

²¹⁴ Siehe Abb. 3-42 (S. 116).

Die Ursache liegt darin, dass die vorliegende Verschiebung der Umlenkpunkte nach dorsal eine Verkürzung der beugenden Hebelarme am PIP zur Folge hat. Für eine Gleichgewichtslage am PIP²¹⁶ wird daher eine größere Kraft des M. flexor digitorum superficialis benötigt. Daraus resultiert insbesondere für große MCP-Flexionswinkel – da die beugenden Hebelarme mit zunehmender Flexion wachsen – ein Drehmoment, das sich durch das streckende Drehmoment des M. extensor digitorum nicht mehr kompensieren lässt. Geht man davon aus, dass bei einem durchschnittlichen Menschen am MCP eine Hyperextension von maximal $\zeta_1 = -10^\circ$ möglich ist, so bedeutet dies, dass die berechneten Gleichgewichtslagen, die in Abb. 3-42²¹⁷ links der Geraden zur Gleichung $y = -x - 10^\circ$ liegen, nicht existieren. Dass an diesen Stellen dennoch Gleichgewichtslagen von dem Programm berechnet wurden, ist ein Indiz dafür, dass die an den Grenzen des physiologischen Bewegungsbereichs wirkenden Bänderkräfte vernachlässigt wurden. Da die in dieser Arbeit dargestellten Gleichgewichtslagen aus Berechnungen resultieren, die in diskreten Schritten durchgeführt wurden, ist davon auszugehen, dass auch zwischen den eingezeichneten Gleichgewichtslagen, z. B. im Bereich 25° bis 35° , weitere Gleichgewichtslagen existieren.

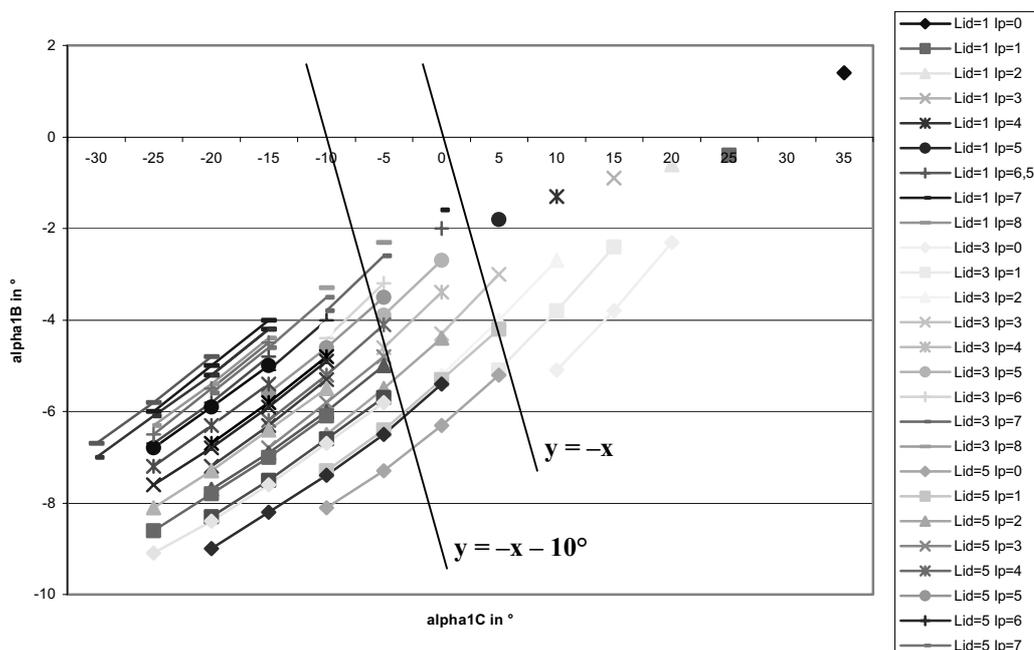


Abb. 3-42: Verschiebung der Beugeschnenumlenkpunkte H_{2P} , H_{2S} , F_{2P} und F_{2S} nach dorsal am PIP (v05); zusätzlich: die Geraden mit den Gleichungen $y = -x - 10^\circ$ und $y = -x$

²¹⁵ Unter Hyperextension sollen im Rahmen dieser Arbeit Auslenkungen um einen negativen Auslenkungswinkel verstanden werden. Somit handelt es sich bei den Gleichgewichtslagen, die in Abb. 3-42 (S. 116) links der Geraden zur Gleichung $y = -x$ liegen, um Hyperextension.

²¹⁶ Diese Gleichgewichtslage existiert, vgl. Abb. 3-36 (S. 110).

²¹⁷ Siehe S. 116.

Die Verschiebung von H_{1P} , H_{1S} , F_{1P} und F_{1S} nach dorsal führt zu einer Verkürzung der beugenden Hebelarme am MCP. Das hat zur Folge, dass das streckende Drehmoment der Kraft des *M. extensor digitorum* die beugenden Kräfte auch für größere Flexionswinkel kompensieren kann. Der Bewegungsumfang des MCP wird gegenüber dem Standardmodell eher erweitert. Deshalb lassen sich für den gesamten anatomisch möglichen Bereich des Bewegungsumfangs des MCP Gleichgewichtslagen berechnen.²¹⁸

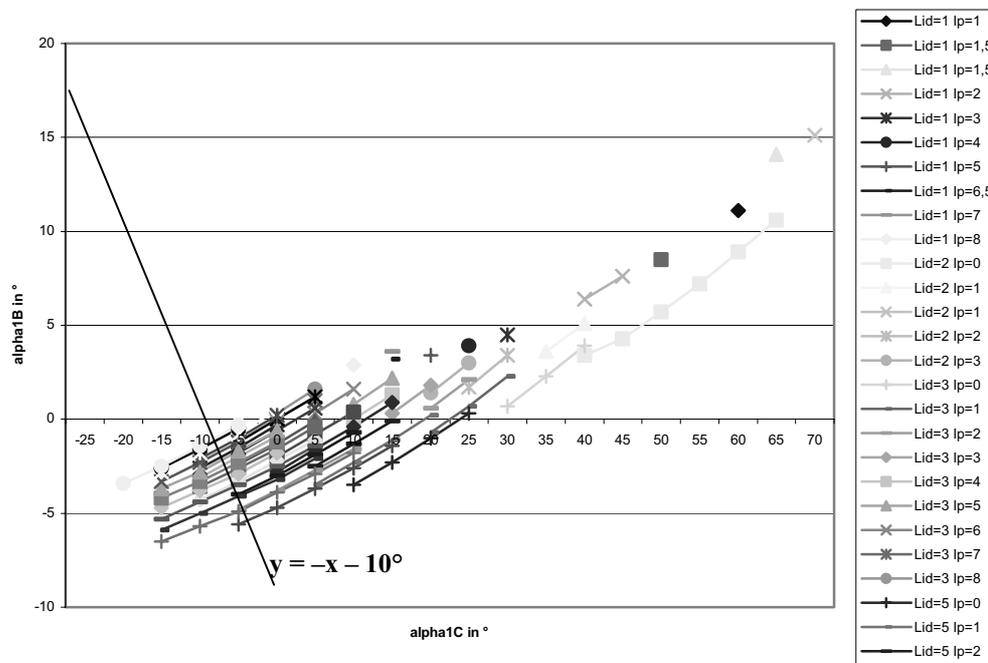


Abb. 3-43: Verschiebung der Beugeschnenulenkpunkte H_{1P} , H_{1S} , F_{1P} und F_{1S} nach dorsal am MCP (v_{06}); zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x - 10^{\circ}$ ²¹⁹

10 Vergleicht man die gemeinsame Variation von H_P , H_S , F_P und F_S an allen drei Gelenken²²⁰ mit den obigen Untersuchungen, bei denen jedes Gelenk einzeln betrachtet wird, so stellt man fest, dass die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche am stärksten den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von H_P , H_S , F_P und F_S am MCP entsprechen. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen am

15 DIP und PIP.

Beim direkten Vergleich von Abb. 3-44²²¹ mit Abb. 3-45²²² stellt man fest, dass die Gleichgewichtsbereiche qualitativ sehr ähnlich sind, quantitativ betrachtet ist bei der Verschiebung nach dorsal der Gleichgewichtsbereich in der ζ_C - ζ_B -Ebene nach oben

²¹⁸ Siehe Abb. 3-43 (S. 117).

²¹⁹ Wiederum ist davon auszugehen, dass die berechneten Gleichgewichtslagen, die in dieser Abbildung links der Geraden zur Gleichung $y = -x - 10$ liegen, nicht existieren.

²²⁰ Siehe Abb. 3-44 (S. 118) und Abb. 3-45 (S. 118).

²²¹ Siehe S. 118.

²²² Siehe S. 118.

verschoben, d.h. ebenso wie bei den Interphalangealgelenken liegt ein anderes Verhältnis von ζ_C und ζ_B , also eine Parallelverschiebung der Phalanx vor.

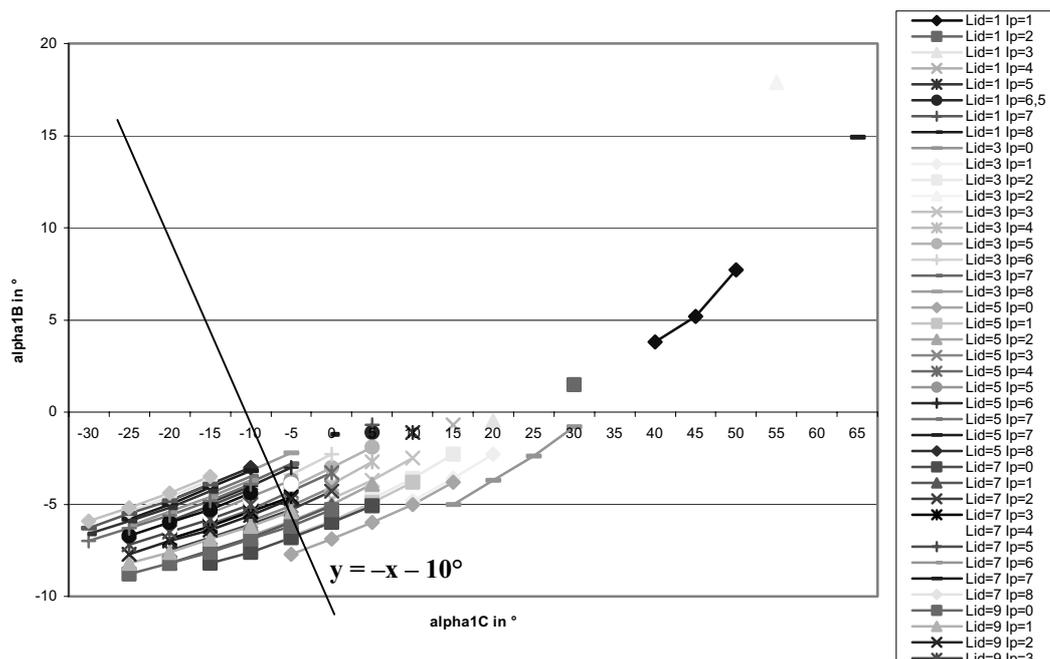


Abb. 3-44: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_P , H_S , F_P und F_S nach palmar am DIP, PIP und MCP (v07); zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x - 10^{223}$

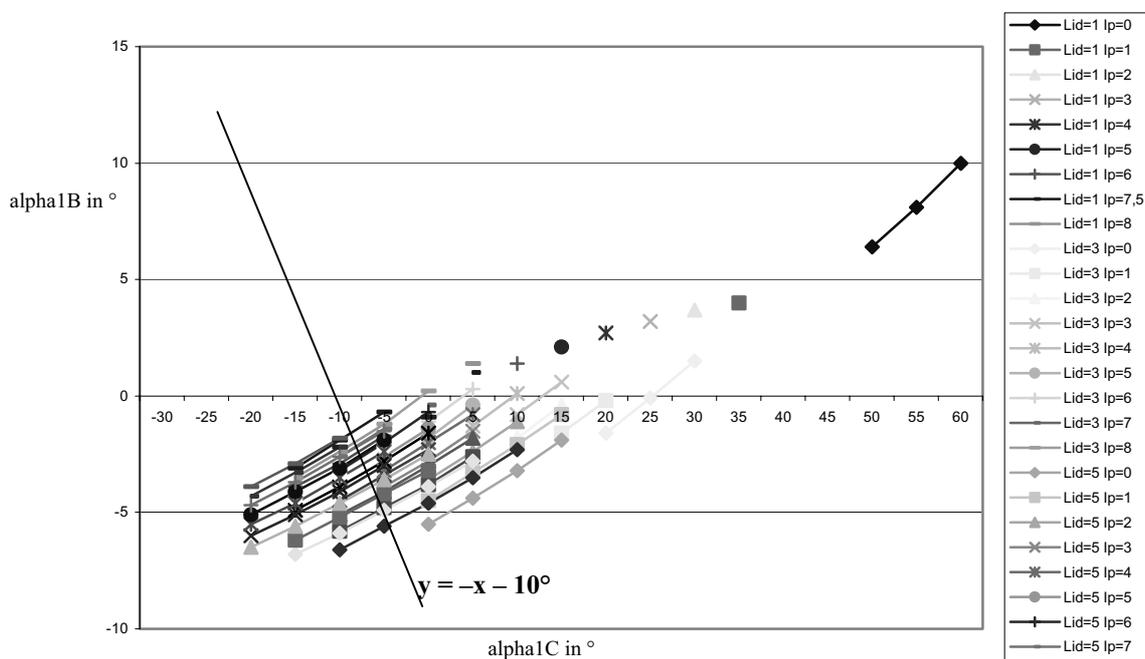


Abb. 3-45: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte H_P , H_S , F_P und F_S nach dorsal am DIP, PIP und MCP (v08); zusätzlich: die Gerade mit der Gleichung $y = -x - 10^{224}$

²²³ Wiederum ist davon auszugehen, dass die berechneten Gleichgewichtslagen, die in dieser Abbildung links der Geraden zur Gleichung $y = -x - 10$ liegen, nicht existieren.

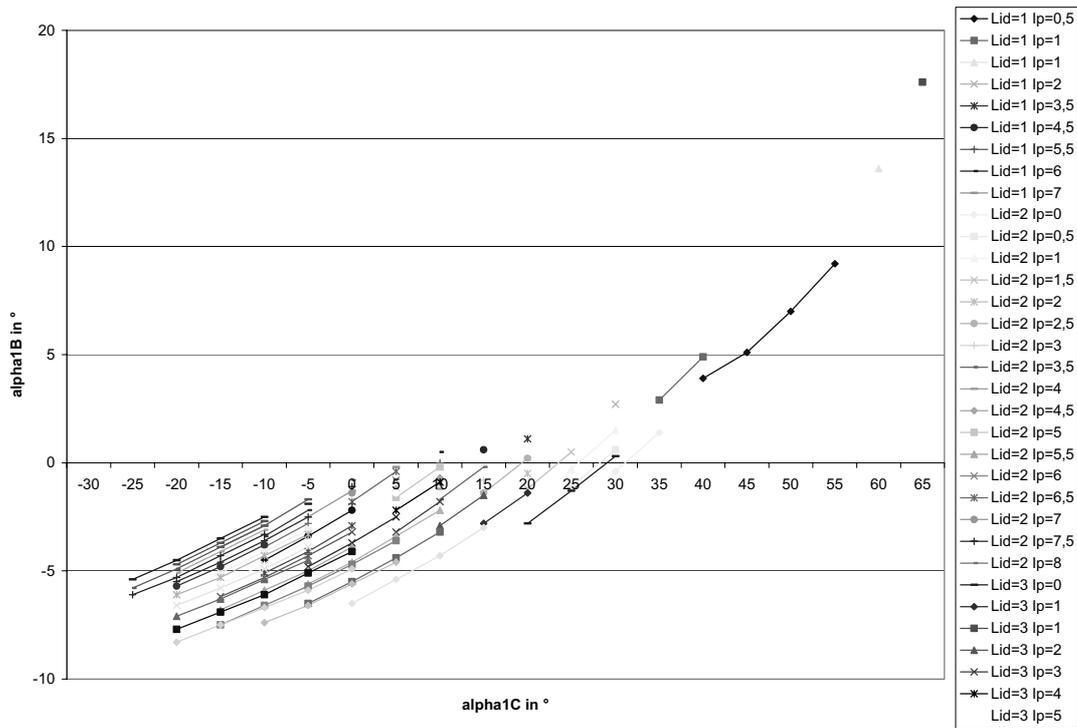


Abb. 3-46: Verschiebung der Beugeschnenumlenkpunkte F_p und F_s nach proximal am MCP (v09)

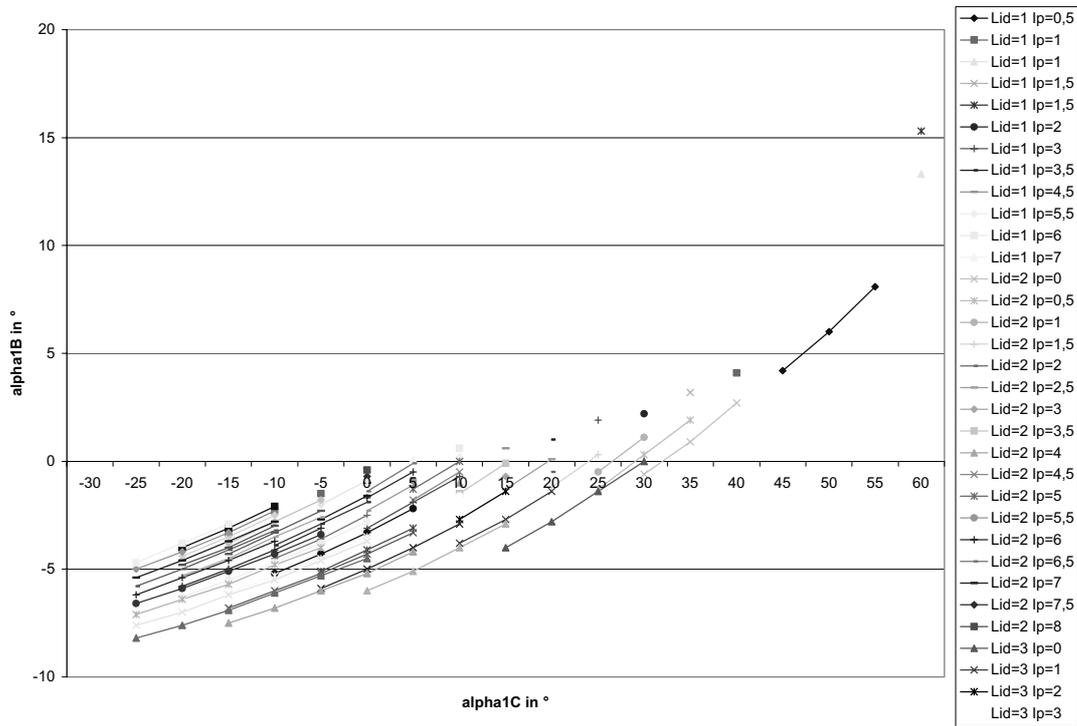


Abb. 3-47: Verschiebung der Beugeschnenumlenkpunkte F_p und F_s nach distal am MCP (v10)

Eine Verschiebung der proximalen Umlenkpunkte der Sehne der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis nach proximal hat bei gebeugtem MCP eine Verlängerung der

²²⁴ Wiederum ist davon auszugehen, dass die berechneten Gleichgewichtslagen, die in dieser Abbildung links der Geraden zur Gleichung $y = -x - 10$ liegen, nicht existieren.

beugenden Hebelarme zur Folge, entsprechend bewirkt eine Verschiebung nach distal eine Verkürzung der Hebelarme. Wie aus den Abb. 3-46²²⁵ und Abb. 3-47²²⁶ hervorgeht, hat diese Variation nahezu keinen Einfluss auf die Gleichgewichtslagen.

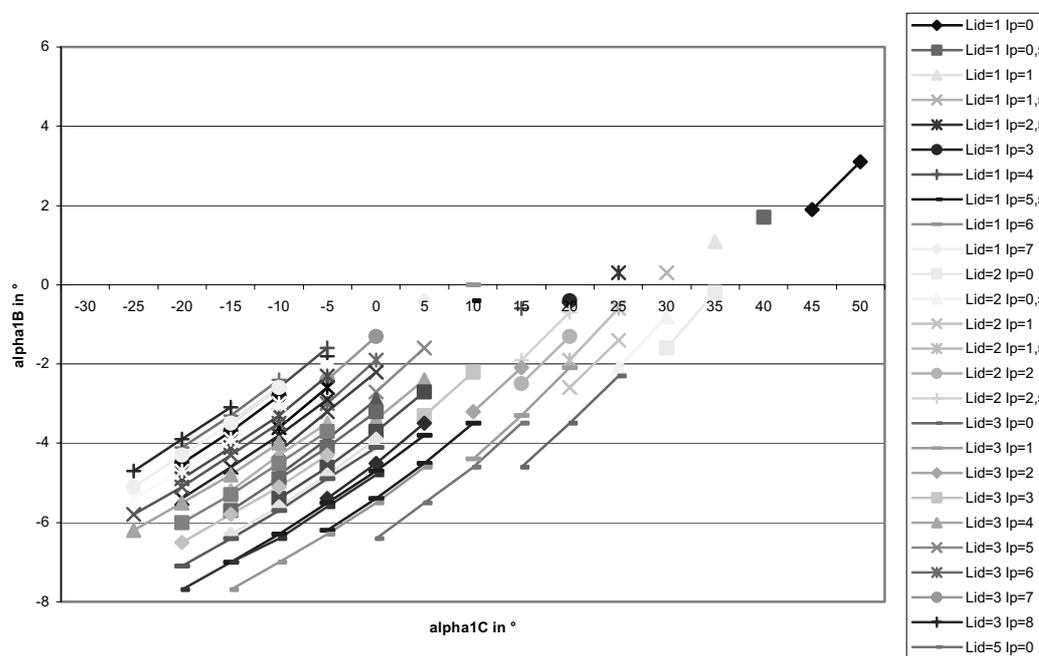


Abb. 3-48: Verschiebung der Beugeschnenumlenkpunkte H_P und H_S nach distal am MCP (v11)

- 5 Im Unterschied zum vorigen Fall wirkt sich eine Verschiebung der distalen Umlenkpunkte der Sehnen der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis stärker aus. Die vorliegende Verschiebung nach distal bewirkt, dass kaum Gleichgewichtslagen für $\zeta_1 > 30^\circ$ existieren. Der Grund hierfür liegt, ebenso wie bei der Variation v03²²⁷, in einer Vergrößerung der Hebelarme. Das daraus resultierende größere beugende Drehmoment kann von der Kraft des M. extensor digitorum nicht kompensiert werden.
- 10 Eine Verschiebung von H_P und H_S nach proximal am MCP²²⁸ bewirkt eine starke Verkürzung der beugenden Hebelarme. Diese kann jedoch analog zu der in Abb. 3-43²²⁹ dargestellten Variation v06 durch eine Veränderung der Kraft des M. extensor digitorum kompensiert werden, so dass wieder der gesamte anatomische Bereich abgedeckt wird.

²²⁵ Siehe S. 119.

²²⁶ Siehe S. 119.

²²⁷ Siehe Abb. 3-40 (S. 114).

²²⁸ Siehe Abb. 3-49 (S. 121).

²²⁹ Siehe S. 117.

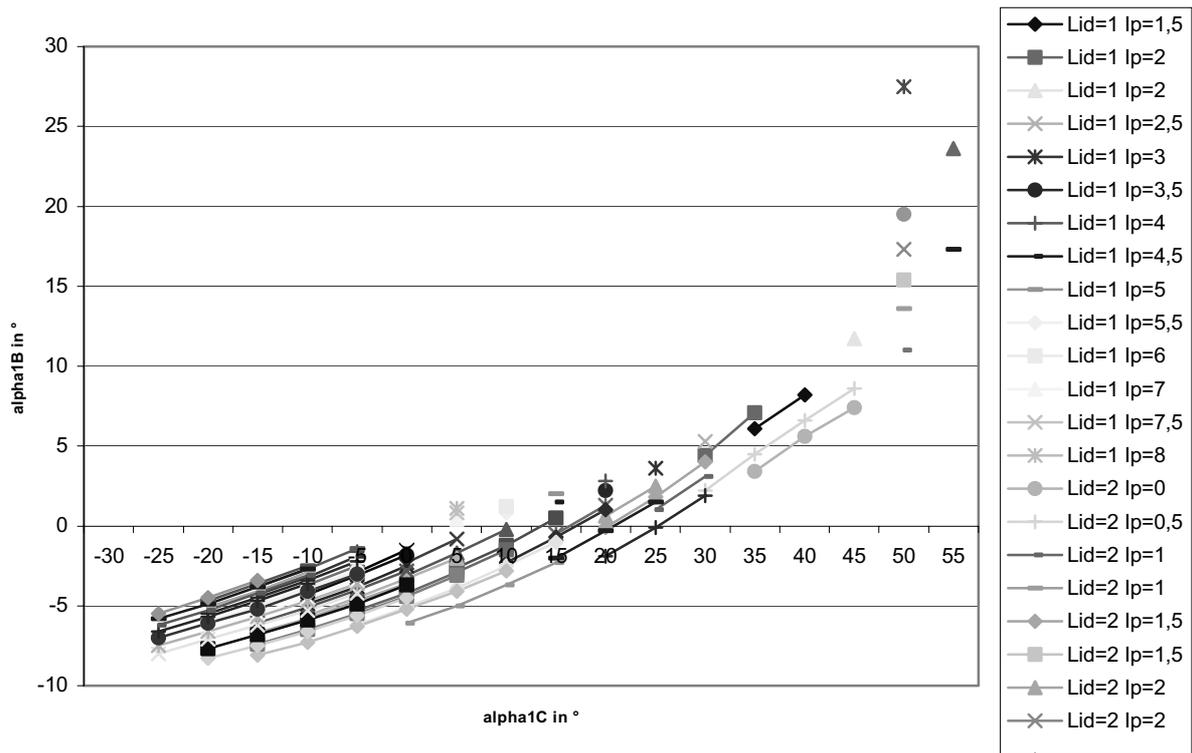


Abb. 3-49: Verschiebung der Beugeschnenulenkpunkte H_P und H_S nach proximal am MCP (v12)

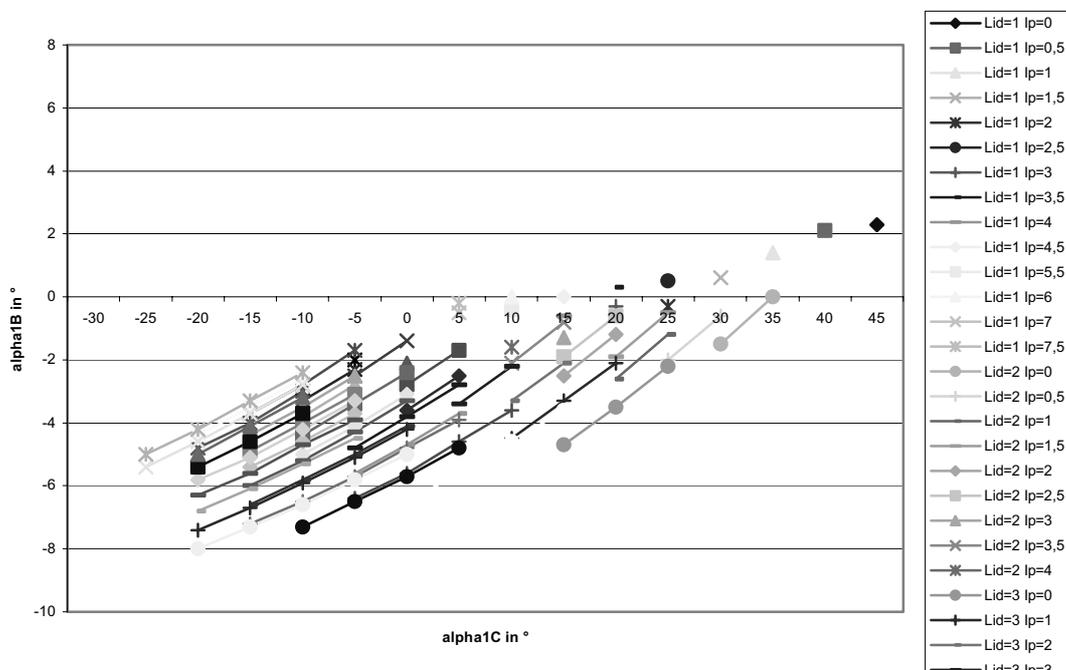


Abb. 3-50: Verschiebung der Beugeschnenulenkpunkte F_P und F_S nach proximal und von H_P und H_S nach distal am MCP (v13)

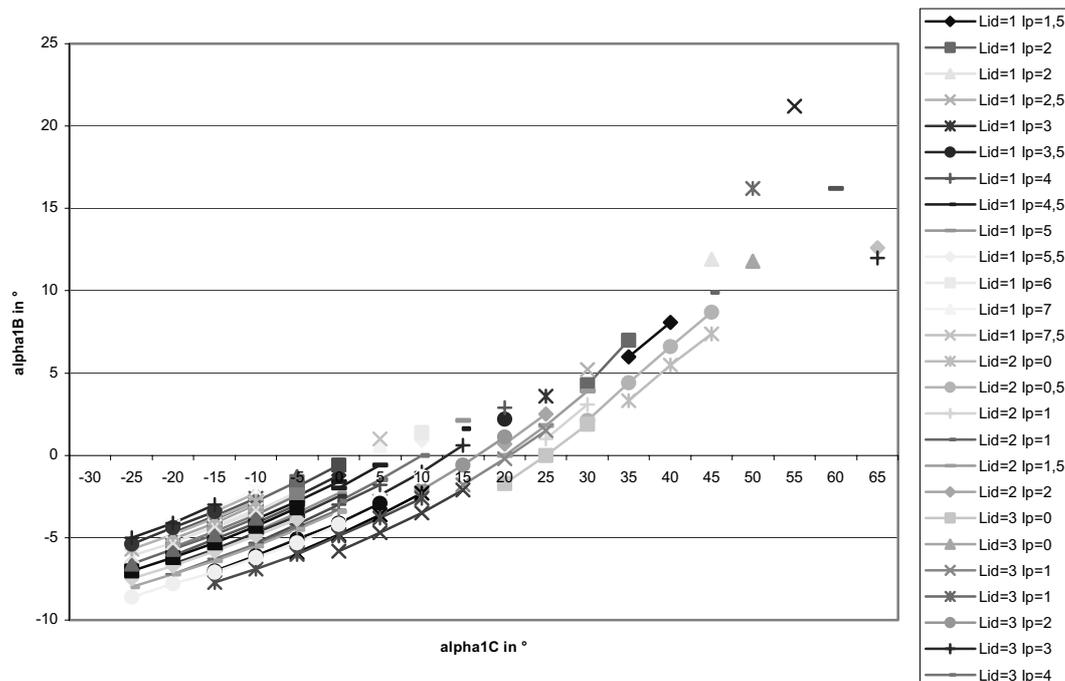


Abb. 3-51: Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte F_p und F_s nach distal und von H_p und H_s nach proximal am MCP (v14)

Kombiniert man von den vorigen Variationen jeweils die, die die beugenden Hebelarme vergrößern (v13) bzw. die die sie verkleinern (v14), so erhält man die in Abb. 3-50²³⁰ bzw. in Abb. 3-51²³¹ dargestellten Gleichgewichtslagen. Diese Abbildungen sind nahezu identisch mit Abb. 3-48²³² und Abb. 3-49²³³, die sich auf die distalen Umlenkpunkte der Beugesehnen beziehen. Dieses bestätigt noch einmal, dass bei einer Verschiebung in x-Richtung (proximal-distale Richtung) die distalen Umlenkpunkte einen größeren Einfluss auf die Gleichgewichtslagen haben als die proximalen Umlenkpunkte. Die Tabelle 3-10²³⁴ fasst die Ergebnisse der in diesem Teilkapitel betrachteten Variationen zusammen.

²³⁰ Siehe S. 121.

²³¹ Siehe S. 122.

²³² Siehe S. 120.

²³³ Siehe S. 121.

²³⁴ Siehe S. 124.

Variation entspricht Verschiebung des betreffenden Punktes in folgende Richtung:	Zu welchen Punkten werden die Koordinaten variiert?	An welchem Gelenk werden Daten variiert?		
		DIP	PIP	MCP
negative y-Richtung (palmar-dorsale Richtung)	H _{3P} , F _{3P}	v01: keine qualitativen Abweichungen vom Diagramm des Standarddatensatzes		
	H _{2P} , H _{2S} , F _{2P} , F _{2S}		v02: : keine qualitativen Abweichungen vom Diagramm des Standarddatensatzes	
	H _{1P} , H _{1S} , F _{1P} , F _{1S}			v03: außer für Hyperextension kaum noch Gleichgewichtslagen gefunden; die Verschiebung der Umlenkpunkte der beugenden Sehnen nach palmar hat eine Vergrößerung der Hebelarme zur Folge.
	H _{iP} , H _{iS} , F _{iP} , F _{iS} (i = 1, 2, 3)	v07: Vergleich mit den obigen Untersuchungen ergibt: Die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche passen am stärksten mit den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von H _{1P} , H _{1S} , F _{1P} und F _{1S} am MCP überein. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen am DIP und PIP.		
positive y-Richtung (palmar-dorsale Richtung)	H _{3P} , F _{3P}	v04: keine qualitativen Abweichungen vom Diagramm des Standarddatensatzes		
	H _{2P} , H _{2S} , F _{2P} , F _{2S}		v05: Gleichgewichtslagen nahezu ausschließlich für den Fall der Hyperextension	
	H _{1P} , H _{1S} , F _{1P} , F _{1S}			v06: Verkürzung der beugenden Hebelarme am MCP. Das hat zur Folge, dass das streckende Drehmoment der Kraft des M. extensor digitorum die beugenden Kräfte auch für größere Flexionswinkel kompensieren kann. Deshalb lassen sich für den gesamten anatomisch möglichen Bereich des Bewegungsumfangs des MCP Gleichgewichtslagen berechnen.
	H _{iP} , H _{iS} , F _{iP} , F _{iS} (i = 1, 2, 3)	v08: Vergleich mit den obigen Untersuchungen ergibt: Die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche stimmen am stärksten mit den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von H _{1P} , H _{1S} , F _{1P} und F _{1S} am MCP überein. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen am DIP und PIP.		

Tabelle 3-10 1.Teil: Auswirkungen der Variationen der Umlenkpunkte der Sehnen des M. flexor digitorum profundus und des M. flexor digitorum superficialis auf den MCP-Gleichgewichtsbereich

Variation entspricht Verschiebung des betreffenden Punktes in folgende Richtung:	Zu welchen Punkten werden die Koordinaten variiert?	An welchem Gelenk werden Daten variiert?		
		DIP	PIP	MCP
negative x-Richtung (proximal-distale Richtung)	F _{1P} , F _{1S}			v09: nahezu kein Einfluss auf die Gleichgewichtslagen
	H _{1P} , H _{1S}			v12: starke Verkürzung der beugenden Hebelarme, die analog zur Variation v06 durch eine Veränderung der Kraft des M. extensor digitorum kompensiert werden kann, so dass der gesamte anatomische Bereich abgedeckt wird.
positive x-Richtung (proximal-distale Richtung)	F _{1P} , F _{1S}			v10: nahezu kein Einfluss auf die Gleichgewichtslagen
	H _{1P} , H _{1S}			v11: fast keine Gleichgewichtslagen für $\zeta_1 > 30^\circ$
negative x-Richtung (proximal-distale Richtung):	F _{1P} , F _{1S}			v13: nahezu identisch mit v11 und v12, die sich auf die distalen Umlenkpunkte der Beugersehnen beziehen. Dieses bestätigt noch einmal, dass bei einer Variation in x-Richtung (proximal-distale Richtung) die distalen Umlenkpunkte einen größeren Einfluss auf die Gleichgewichtslagen haben als die proximalen Umlenkpunkte.
positive x-Richtung (proximal-distale Richtung):	H _{1P} , H _{1S}			
positive x-Richtung (proximal-distale Richtung):	F _{1P} , F _{1S}			v14: siehe v13
negative x-Richtung (proximal-distale Richtung):	H _{1P} , H _{1S}			

Tabelle 3-10 2. Teil: Auswirkungen der Variationen der Umlenkpunkte der Sehnen des M. flexor digitorum profundus und des M. flexor digitorum superficialis auf den MCP-Gleichgewichtsbereich

3.3.2.4 Insertionsstellen der Sehne des M. extensor digitorum

Die Verschiebungen der Insertionsstellen I_2 bzw. I_3 der Sehne des M. extensor digitorum an den Interphalangealgelenken nach dorsal haben kaum Einfluss auf die Gleichgewichtslagen am MCP. Die Gleichgewichtsbereiche²³⁵ sind gegenüber dem Originaldatensatz²³⁶ nahezu unverändert.

5

Die Verschiebung der Insertionsstelle I_1 der Sehne des M. extensor digitorum am MCP nach dorsal dagegen hat deutlichen Einfluss auf die Gleichgewichtslagen²³⁷. Dabei bleibt die qualitative Form des Gleichgewichtsbereichs nahezu unverändert gegenüber den nicht variierten Daten, aber der Bereich ist deutlich nach oben verschoben. Wie bereits oben erläutert bedeutet dies ein anderes Verhältnis ζ_C und ζ_B , also eine Parallelverschiebung der Grundphalanx. In diesem Fall ist der Anteil von ζ_B am Gesamtwinkel größer als beim Originaldatensatz, d.h. die Grundphalanx ist parallel nach palmar verschoben. Den Grund dafür findet man in der Betrachtung des Kraftvektors der Sehne des M. extensor digitorum, die in I_1 angreift. Da I_1 bei dieser Variation nach oben verschoben ist, lässt sich der Kraftvektor aufteilen in einen waagerechten Anteil, welcher die eigentliche Extension bewirkt, und in einen senkrechten Anteil, welcher auf die Phalanx eine Kraft nach palmar ausübt. Durch diesen zweiten Kraftanteil wird die Phalanx in eine parallelverschobene Lage gebracht, so dass I_1 relativ zum Caput in etwa die Lage besitzt, die auch beim Originaldatensatz eingenommen wird.

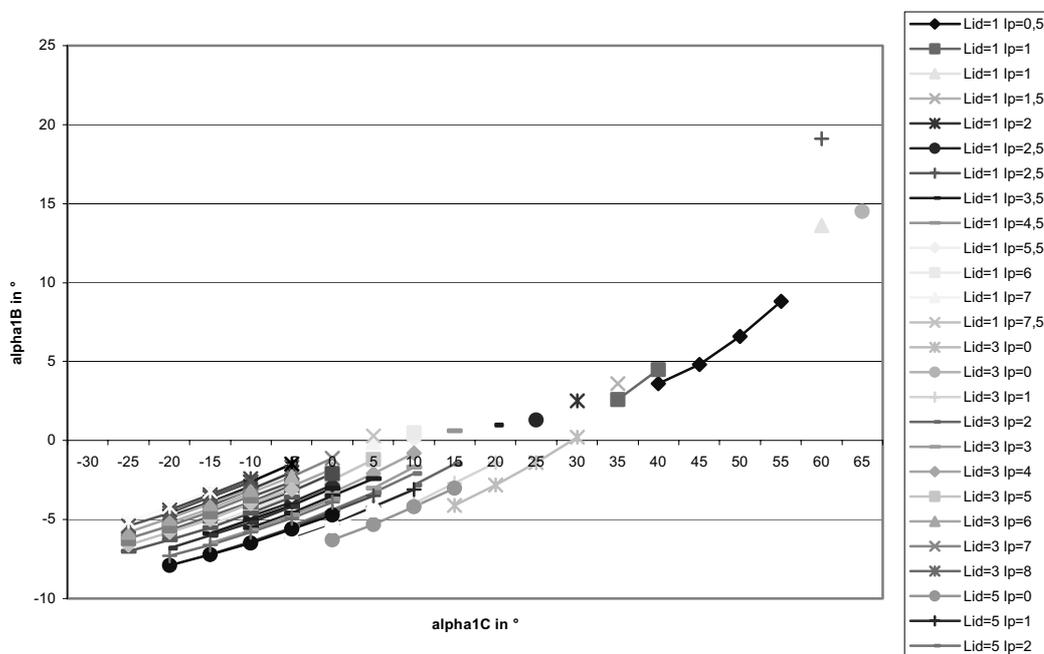


Abb. 3-52: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I_3 nach dorsal am DIP (v15)

²³⁵ Siehe Abb. 3-52 (S. 125) und Abb. 3-53 (S. 126).

²³⁶ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

²³⁷ Siehe Abb. 3-54 (S. 126).

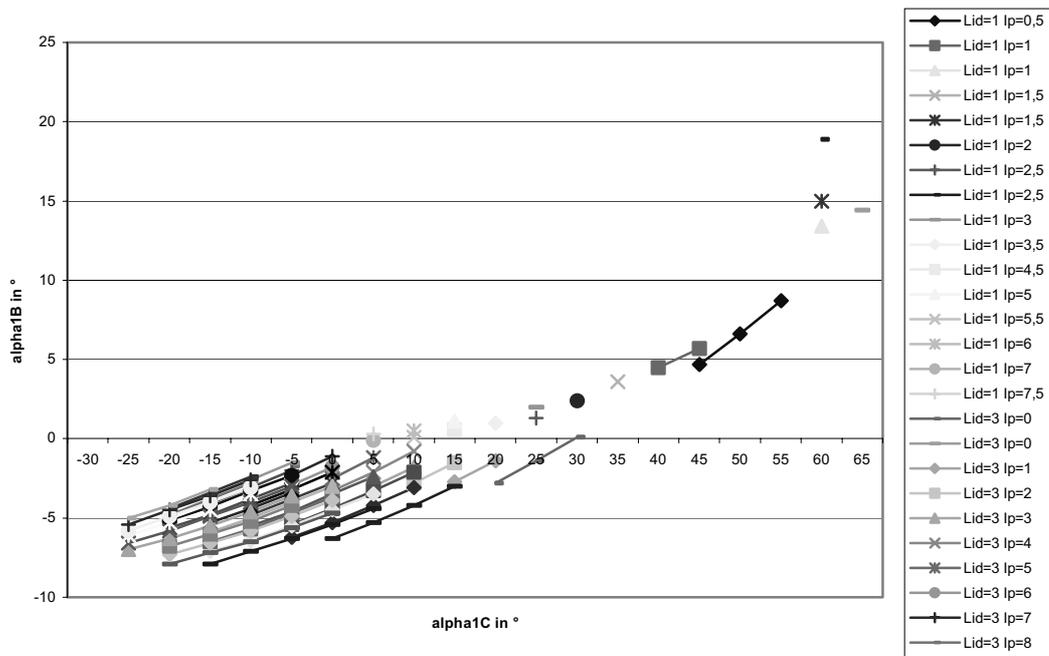


Abb. 3-53: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₂ nach dorsal am PIP (v16)

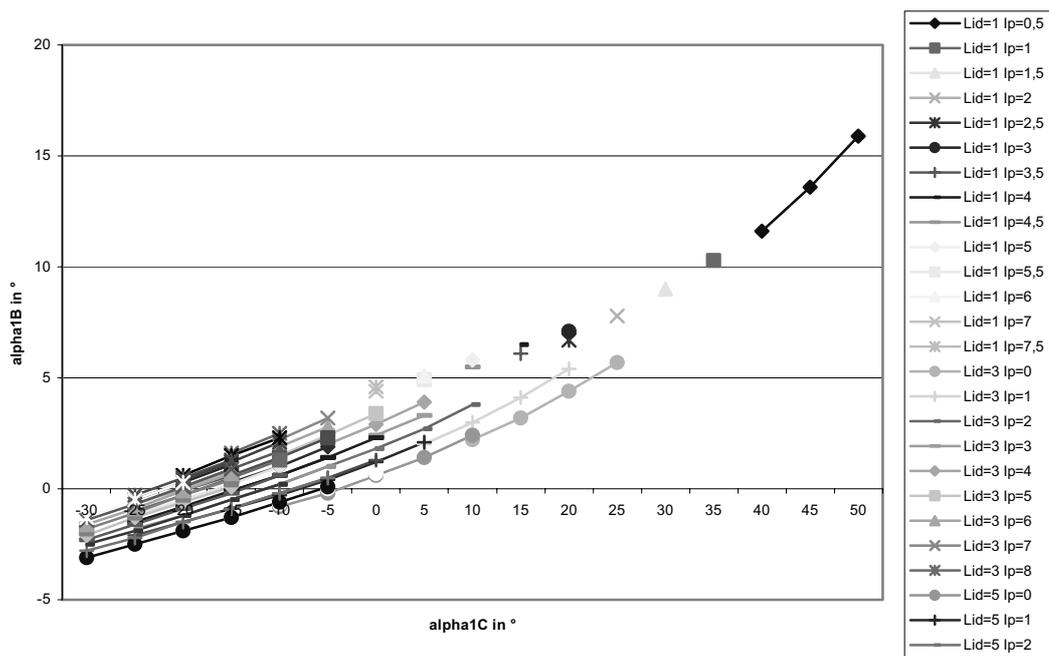


Abb. 3-54: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₁ nach dorsal am MCP (v17)

Auch die Verschiebungen der Insertionsstellen I₂ bzw. I₃ der Sehne des M. extensor digitorum an den Interphalangealgelenken nach palmar haben kaum Einfluss auf die

Gleichgewichtslagen am MCP. Die Gleichgewichtsbereiche²³⁸ sind gegenüber dem Originaldatensatz²³⁹ nahezu unverändert.

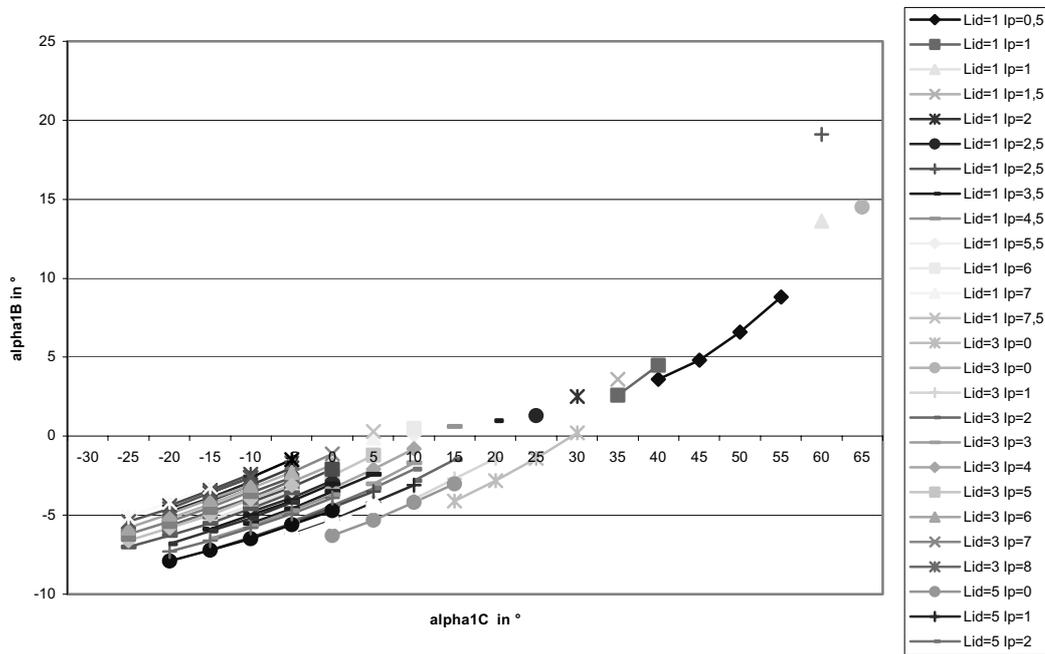


Abb. 3-55: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₃ nach palmar am DIP (v19)

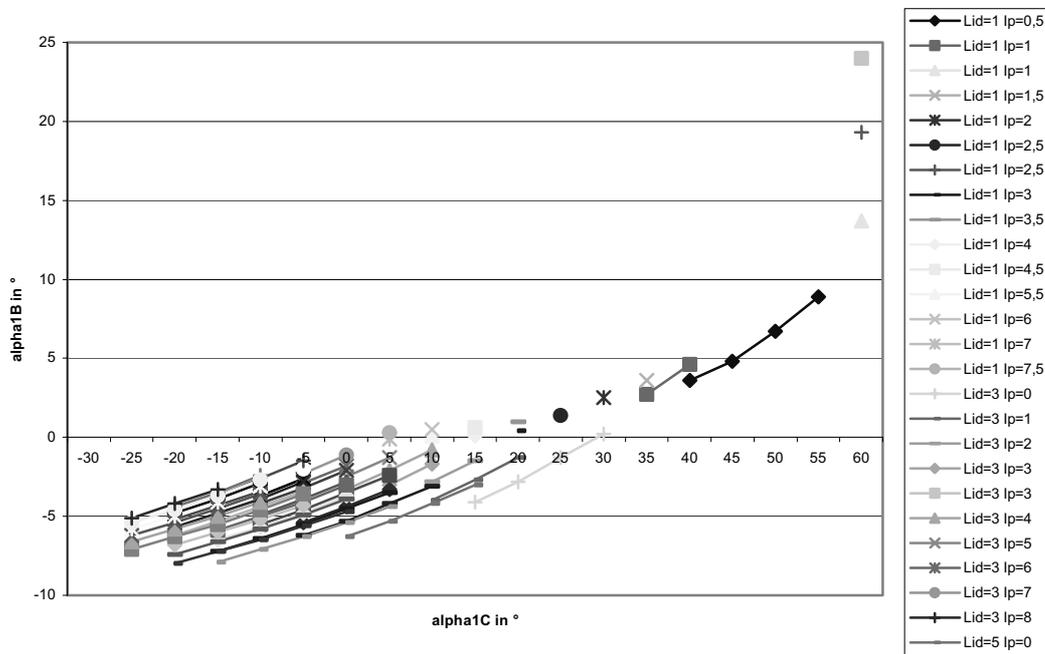
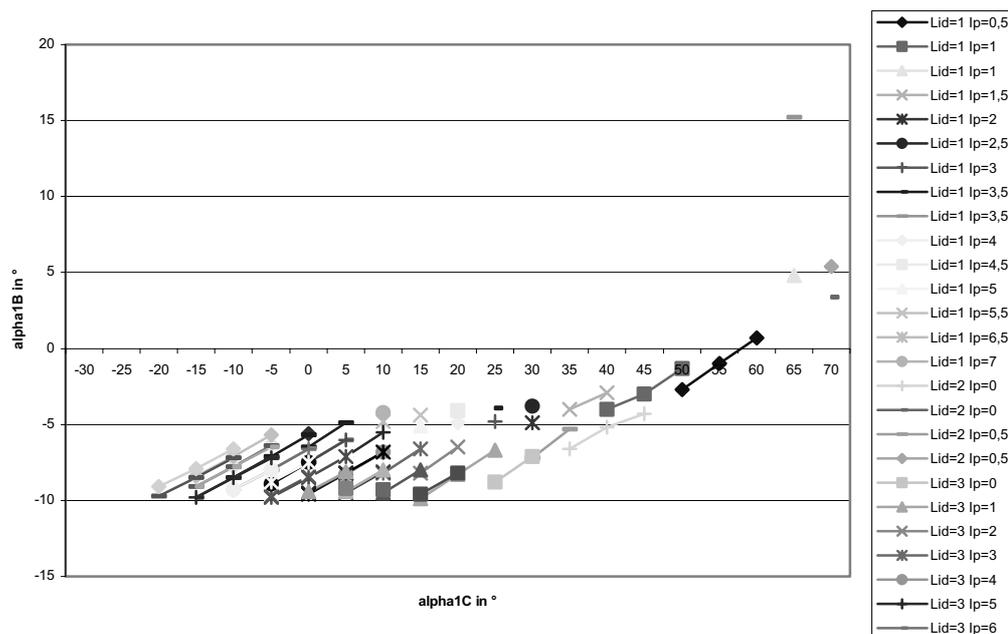


Abb. 3-56: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₂ nach palmar am PIP (v20)

²³⁸ Siehe Abb. 3-55 (S. 127) und Abb. 3-56 (S. 127).

²³⁹ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

Die Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₁ am MCP nach palmar wirkt sich ebenso stark aus, wie die entsprechende Verschiebung nach dorsal. Der Gleichgewichtsbereich ist so stark nach unten verschoben, dass nahezu keine positiven ζ_B auftreten.²⁴⁰ Dies bedeutet analog den Ausführungen zur Verschiebung nach dorsal, dass die Grundphalanx parallel nach oben verschoben wird. Auch die Begründung entspricht dem Fall der Verschiebung nach dorsal, nur dass hier ein Anteil des Kraftvektors nach dorsal anstatt nach palmar zeigt.



10 **Abb. 3-57: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₁ nach palmar am MCP (v21)**

Vergleicht man die gemeinsame Variation von I₁, I₂ und I₃²⁴¹ mit den obigen Untersuchungen, bei denen jedes Gelenk einzeln betrachtet wird,²⁴² so stellt man fest, dass – ähnlich wie bei den Variationen an den Umlenkpunkten der Beugesehnen – die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche am stärksten den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von I₁, I₂ und I₃ am MCP entsprechen. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen am DIP und PIP.

²⁴⁰ Siehe Abb. 3-57 (S. 128).

²⁴¹ Siehe Abb. 3-58 (S. 129) und Abb. 3-59 (S. 129).

²⁴² Siehe Abb. 3-52 (S. 125) bis Abb. 3-57 (S. 128).

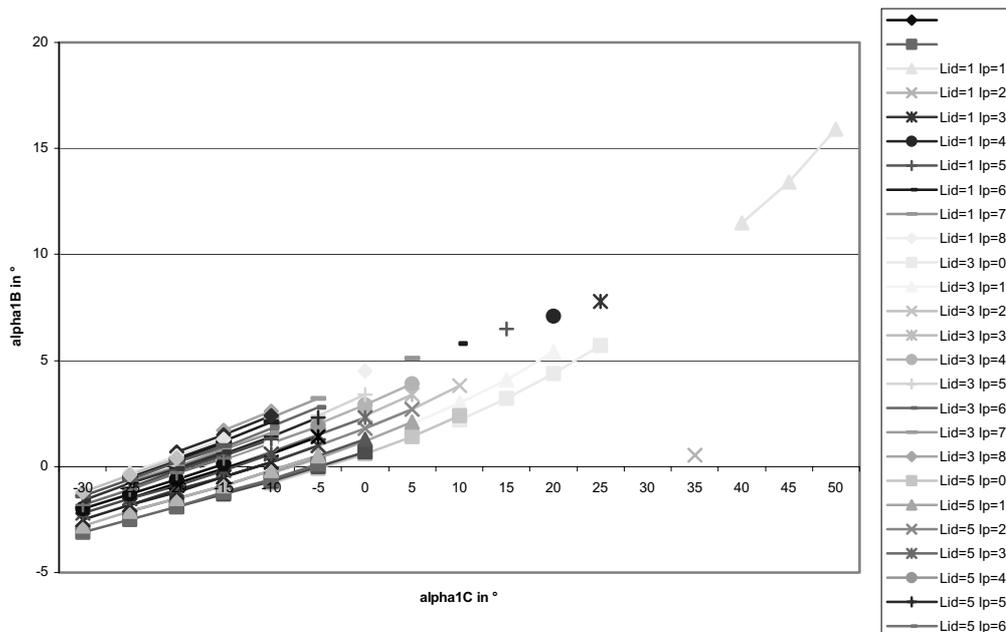


Abb. 3-58: Verschiebung der Insertionsstellen des M. extensor digitorum I₃, I₂ und I₁ nach dorsal am DIP, PIP und MCP (v18)

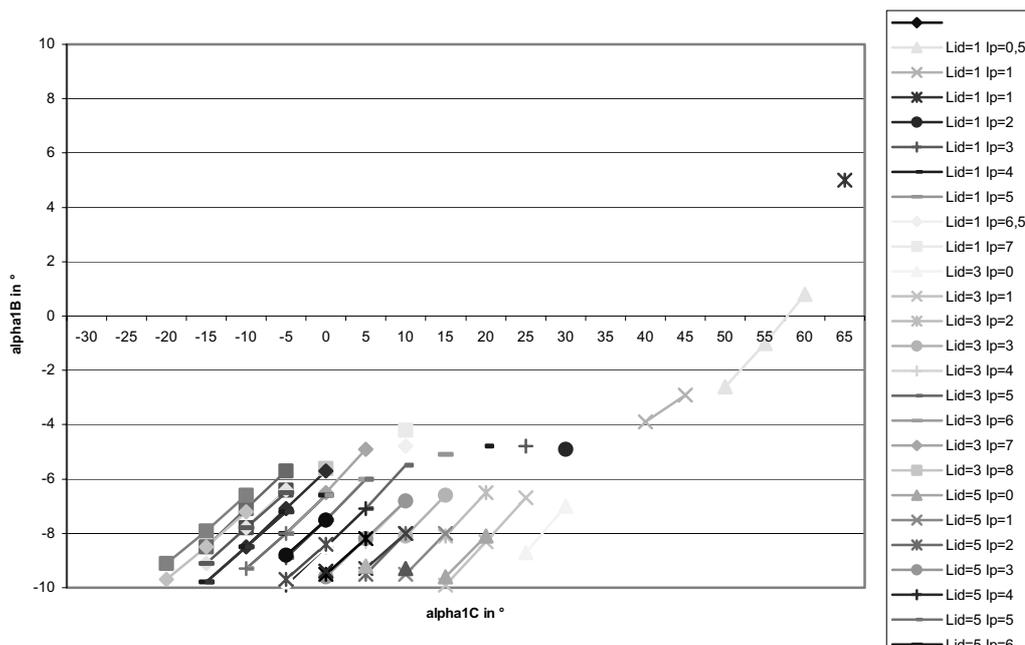


Abb. 3-59: Verschiebung der Insertionsstellen des M. extensor digitorum I₃, I₂ und I₁ nach palmar am DIP, PIP und MCP (v22)

Die in Abb. 3-60²⁴³ dargestellte Verschiebung der Insertionsstelle I₁ in x-Richtung (proximal-distale Richtung) hat im Unterschied zur entsprechenden Verschiebung der distalen Umlenkpunkte der Beugesehnen nicht so starke Auswirkungen. Die Form des Gleichgewichtsbereichs bleibt unverändert. Dies erscheint sinnvoll, da die Insertionsstelle hier

²⁴³ Siehe S. 130.

fast entlang des Kraftvektors der Sehne des M. extensor digitorum verschoben wird, so dass die Kraftwirkungslinie kaum verändert wird und damit die Hebelarmlängen nur wenig anwachsen.

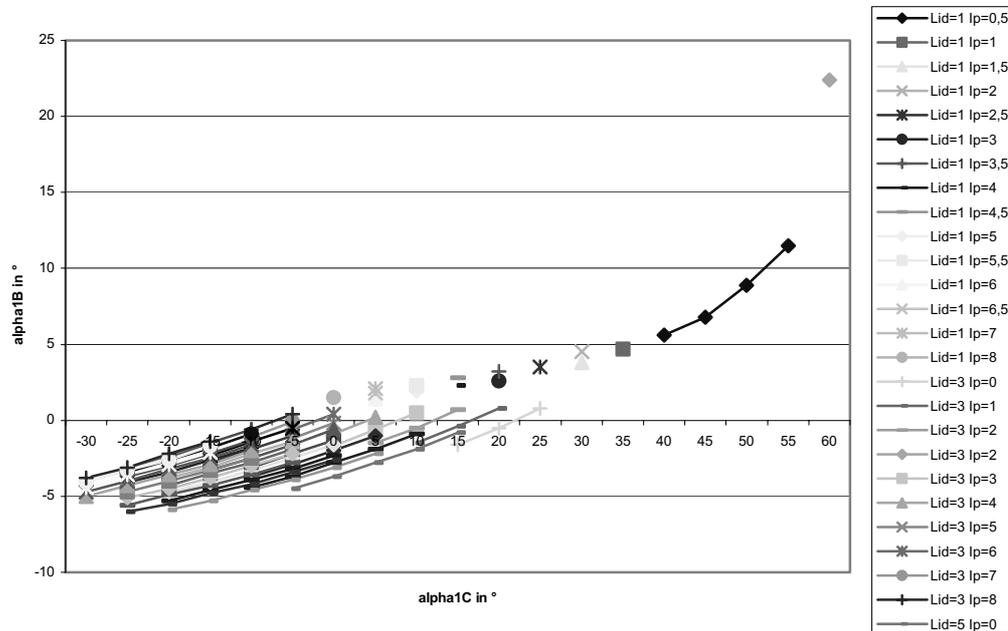


Abb. 3-60: Verschiebung der Insertionsstelle des M. extensor digitorum I₁ nach distal am MCP (v23)

Die Tabelle 3-11 fasst die Ergebnisse der in diesem Teilkapitel betrachteten Variationen zusammen.

5

Variation entspricht Verschiebung des betreffenden Punktes in folgende Richtung:	Zu welchen Punkten werden die Koordinaten variiert?	An welchem Gelenk werden Daten variiert?		
		DIP	PIP	MCP
negative y-Richtung (palmar-dorsale Richtung)	I ₃	v19: Die Gleichgewichtsbereiche sind gegenüber dem Originaldatensatz nahezu unverändert.		
	I ₂		v20: Die Gleichgewichtsbereiche sind gegenüber dem Originaldatensatz nahezu unverändert.	
	I ₁			v21: Der Gleichgewichtsbereich ist so stark nach unten verschoben, dass nahezu keine positiven ζ_B auftreten. Dies bedeutet, dass die Grundphalanx parallel nach oben verschoben wird.
	I ₃ , I ₂ , I ₁	v22: Der Vergleich mit v19 bis v21 ergibt, dass – ähnlich wie bei den Variationen an den Umlenkpunkten der Beugesehnen – die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche am stärksten den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von I ₁ entsprechen. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen an DIP und PIP.		
positive y-Richtung (palmar-dorsale Richtung)	I ₃	v15: Die Gleichgewichtsbereiche sind gegenüber dem Originaldatensatz nahezu unverändert.		
	I ₂		v16: Die Gleichgewichtsbereiche sind gegenüber dem Originaldatensatz nahezu unverändert.	
	I ₁			v17: Die qualitative Form des Gleichgewichtsbereichs bleibt nahezu unverändert gegenüber den nicht variierten Daten, aber der Bereich ist deutlich nach oben verschoben. D.h. die Grundphalanx ist parallel nach palmar verschoben.
	I ₃ , I ₂ , I ₁	v18: Der Vergleich mit v15 bis v17 ergibt, dass – ähnlich wie bei den Variationen an den Umlenkpunkten der Beugesehnen – die hier berechneten Gleichgewichtsbereiche am stärksten den Ergebnissen der obigen Untersuchungen zur Variation von I ₁ entsprechen. Die Änderungen am MCP wirken sich offensichtlich wesentlich stärker aus als Änderungen an DIP und PIP.		
positive x-Richtung (proximal-distale Richt.)	I ₁	v23 Die Form des Gleichgewichtsbereichs bleibt nahezu unverändert.		

Tabelle 3-11: Auswirkungen der Variationen der Insertionsstellen der Sehne des M. extensor digitorum auf den MCP-Gleichgewichtsbereich

3.3.2.5 Insertionsbereiche der Mm. interossei

Die Verschiebung in y-Richtung (palmar-dorsale Richtung) des Insertionsbereiches der Mm. interossei²⁴⁴ haben insgesamt weit weniger Einfluss auf die Gleichgewichtslagen als die Veränderung der in den vorigen Abschnitten untersuchten Größen.

5 Die Hauptursache hierfür ist die größere Entfernung der variierten Punkte zum Drehzentrum. Dadurch ändern sich bei Variation der Koordinaten die Winkel, die die Kraftwirkungslinien mit der Längsachse der Phalanx bilden, nur sehr wenig, und damit bleiben auch die Hebelarme nahezu konstant.

10 Diese These wird dadurch bestätigt, dass die Variationen von A* und B*, die weiter distal als A und B liegen, noch weniger Auswirkungen auf die Gleichgewichtslagen haben als die Variationen von A und B.

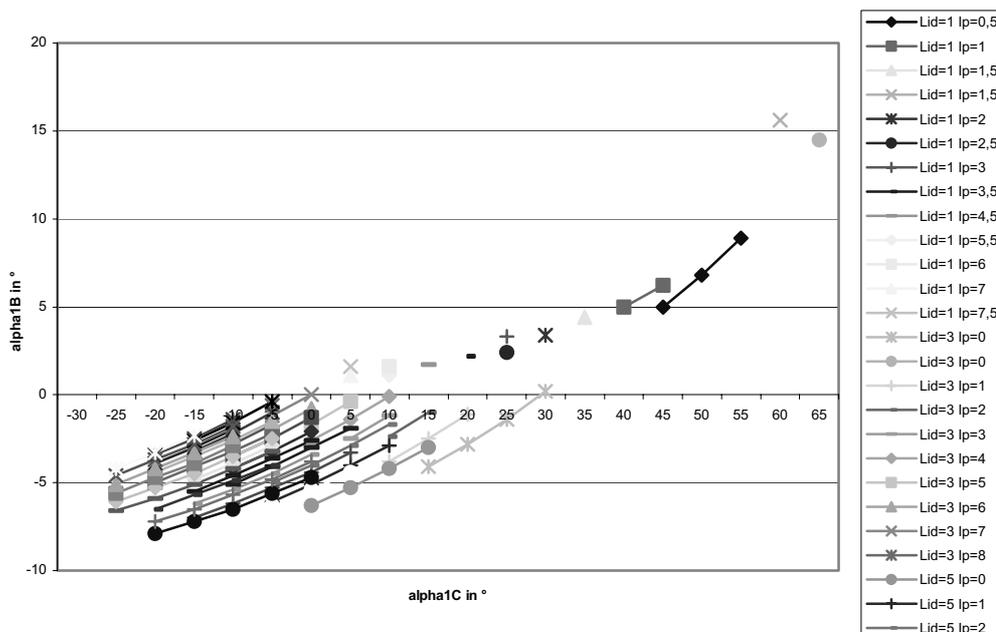


Abb. 3-61: Verschiebung von A und B nach dorsal (v25)

²⁴⁴ Siehe Abb. 3-61 (S. 132) bis Abb. 3-64 (S. 134).

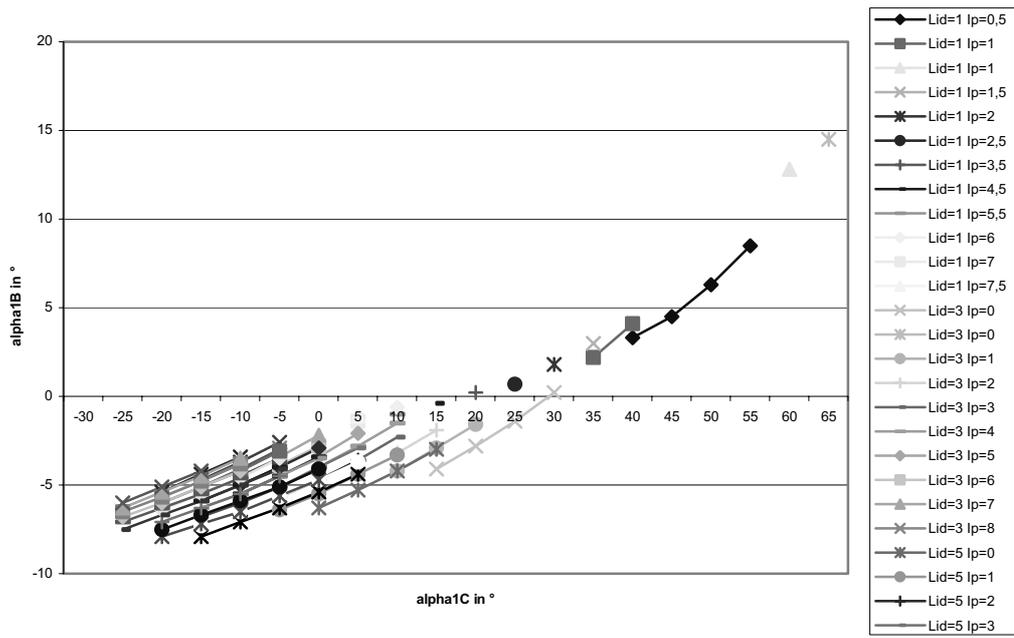


Abb. 3-62: Verschiebung von A und B nach palmar (v26)

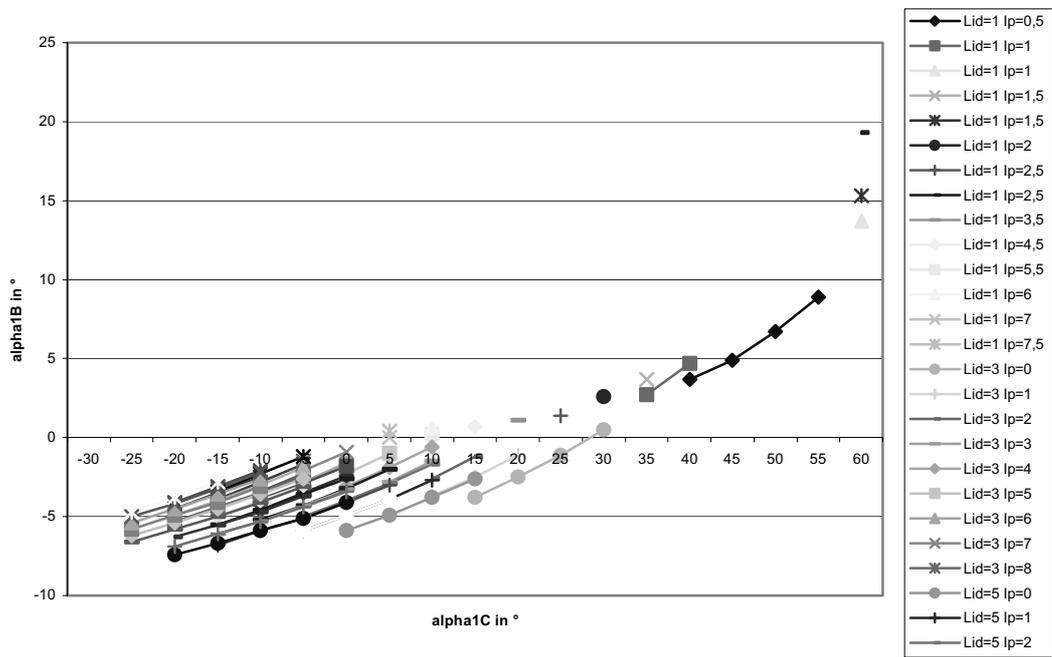


Abb. 3-63: Verschiebung von A* und B* nach dorsal (v27)

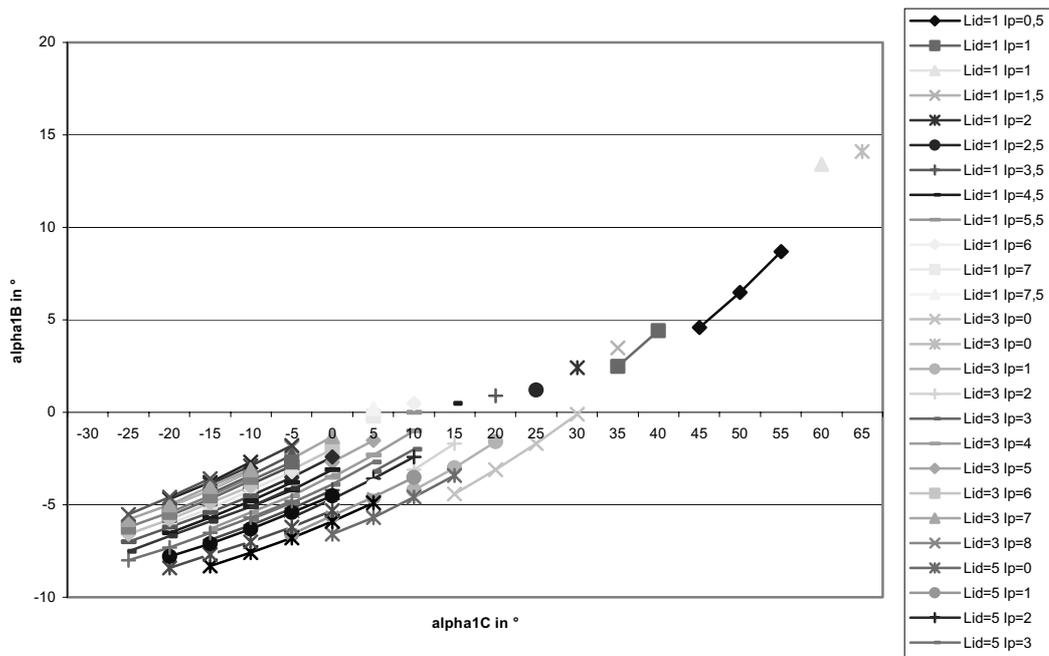


Abb. 3-64: Verschiebung von A* und B* nach palmar (v28)

Variationen der Insertionsbereiche der Mm. interossei in x-Richtung (proximal-distale Richtung) ergeben die in Abb. 3-65²⁴⁵ bis Abb. 3-68²⁴⁶ dargestellten Gleichgewichtsbereiche. Sie stimmen ziemlich genau mit dem Diagramm des Originaldatensatzes²⁴⁷ überein. Die Begrenzungen dieser Insertionsbereiche haben also kaum Einfluss auf die Gleichgewichtslagen.

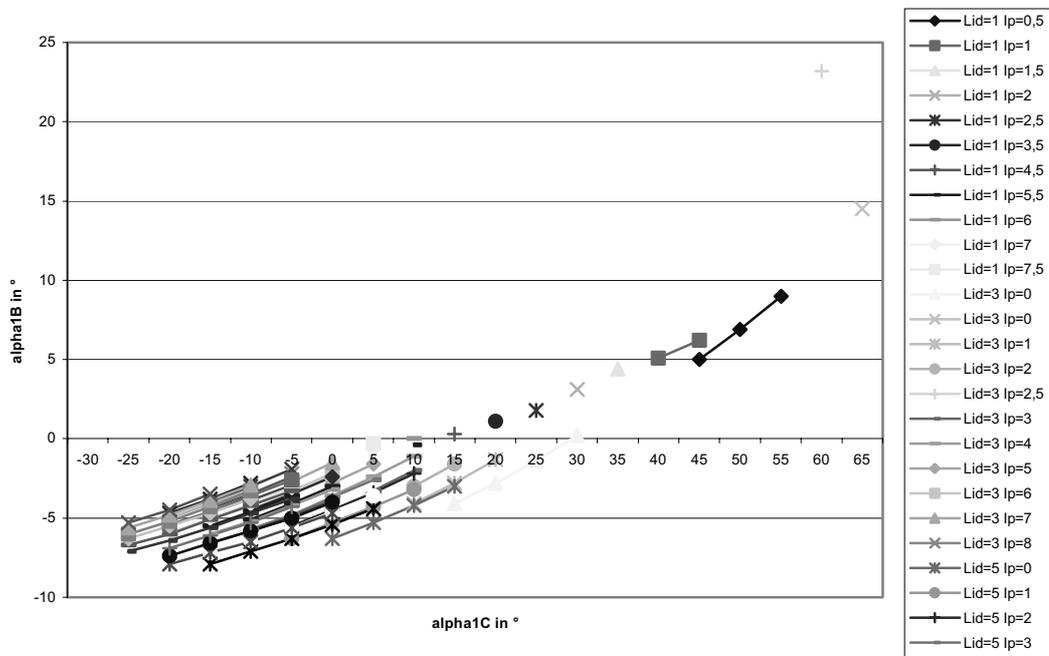


Abb. 3-65: Verschiebung von A nach proximal und B nach distal (v29)

²⁴⁵ Siehe S. 134.

²⁴⁶ Siehe S. 136.

²⁴⁷ Siehe Abb. 3-14 (S. 85).

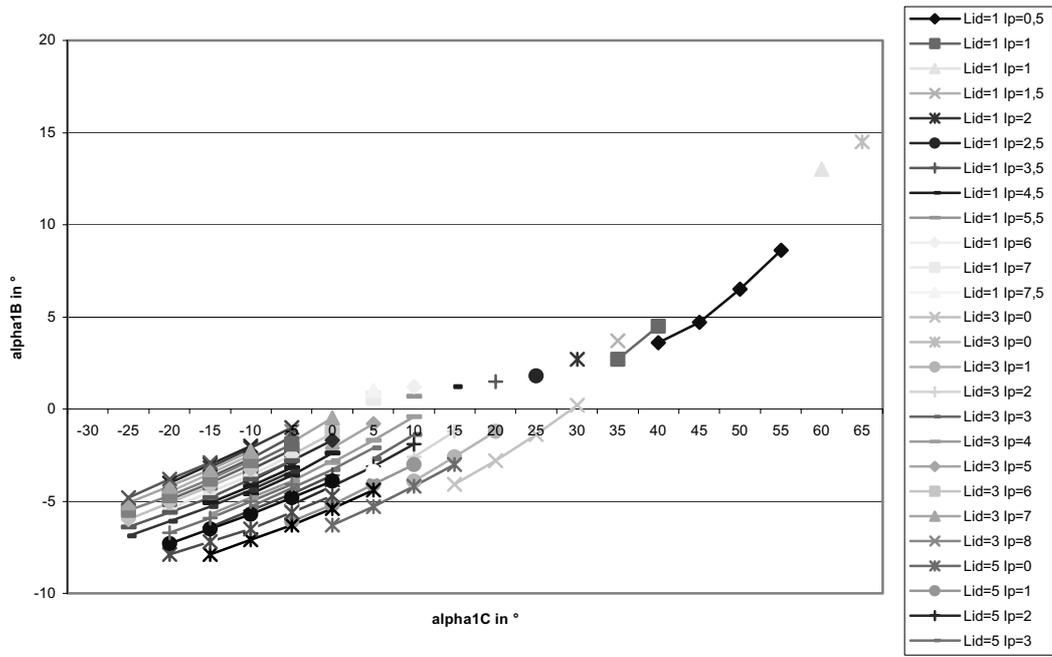


Abb. 3-66: Verschiebung von A nach distal und B nach proximal (v30)

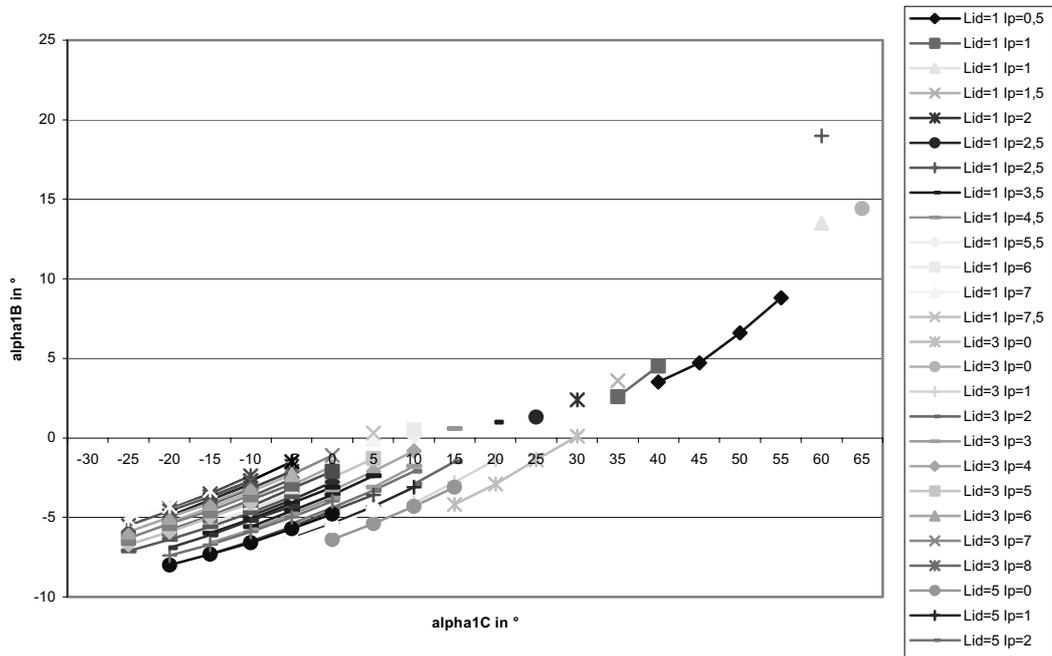


Abb. 3-67: Verschiebung von A* nach proximal und B* nach distal (v31)

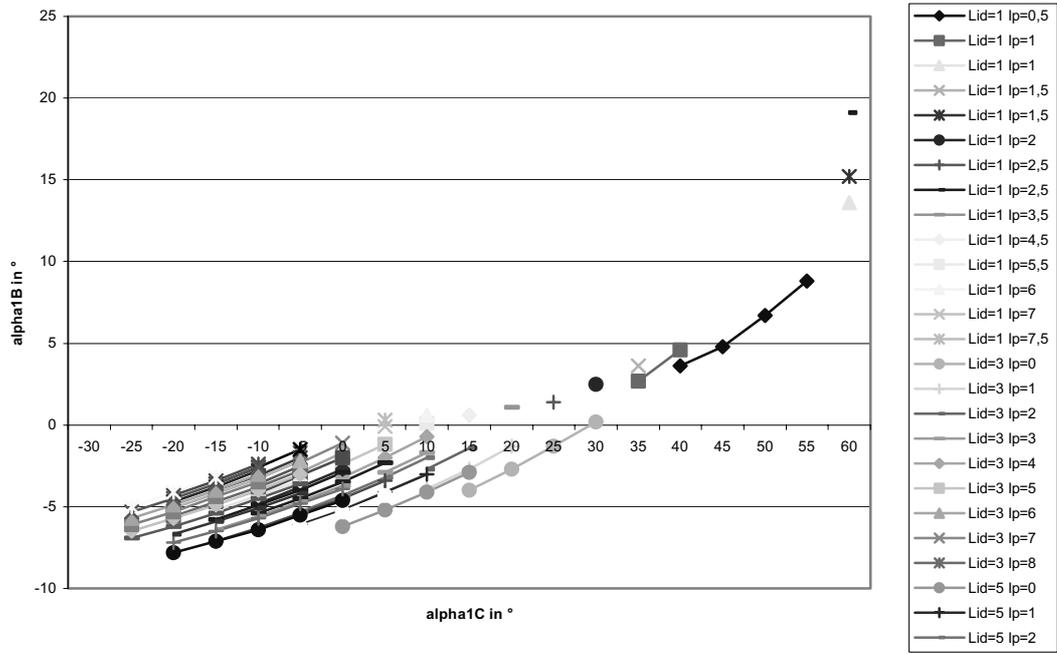


Abb. 3-68: Verschiebung von A* nach distal und B* nach proximal (v32)

3.4 Der belastete Finger

In den vorigen Kapiteln dieser Arbeit wurde der unbelastete Finger betrachtet. Da in vielen Situationen (einen Schalter betätigen, etwas festhalten, Klavier spielen etc.) eine äußere Kraft an der Fingerspitze angreift, was ein auf den Finger einwirkendes äußeres Drehmoment zur Folge hat, soll jetzt der belastete Fall betrachtet und für drei Beispiele Modellrechnungen durchgeführt werden. Während im unbelasteten Fall die Gleichgewichtslagen durch das Verschwinden der Determinante identifiziert wurden, sind im belasteten Fall lineare Gleichungssysteme zu lösen. Dazu wird im Computerprogramm *Belasteter_Finger*²⁴⁸ der Gauß-Algorithmus benutzt.

3.4.1 Bedingungen für ein Gleichgewicht

Analog zu den Ausführungen am unbelasteten Finger wird auch hier nur der anatomisch mögliche Bereich betrachtet, und deshalb werden Drehmomente von Bändern etc. nicht weiter berücksichtigt.²⁴⁹

Befindet sich der belastete Finger im Gleichgewicht, so gilt: $T_{\text{außen}} + T_{\text{innen}} = 0$,

mit: $T_{\text{außen}}$:= Drehmomente, verursacht durch eine von außen angreifende Kraft F .

T_{innen} := Drehmomente, verursacht durch die Muskelkräfte und deren Hebelarme.

3.4.1.1 Die inneren Drehmomente

Genauso wie im Fall des unbelasteten Fingers gilt auch hier:

mit: $T_{\text{innen}} := \mathbf{H} \sim \mathbf{f}$

$$\text{mit: } \mathbf{H} = \begin{matrix} \textcircled{R} & h_{1CS} & h_{1CP} & h_{1CE} & h_{1CL} & h_{1CLd} & h_{1CIP} \\ & h_{1BS} & h_{1BP} & h_{1BE} & h_{1BL} & h_{1BLd} & h_{1BIP} \\ \textcircled{C} & h_{2CS} & h_{2CP} & h_{2CE} & h_{2CL} & h_{2CLd} & h_{2CIP} \\ & h_{2BS} & h_{2BP} & h_{2BE} & h_{2BL} & h_{2BLd} & h_{2BIP} \\ \textcircled{C} & h_{3CS} & h_{3CP} & h_{3CE} & h_{3CL} & h_{3CLd} & h_{3CIP} \\ \text{TM} & h_{3BS} & h_{3BP} & h_{3BE} & h_{3BL} & h_{3BLd} & h_{3BIP} \end{matrix} \quad \mathbf{f} = \begin{matrix} \textcircled{R}^S \\ \textcircled{C}^E \\ \textcircled{C}^L \\ \text{TM}^I_d \\ I_p \end{matrix}$$

²⁴⁸ Das Programm wurde in Borland-Pascal 7.0 geschrieben und ist im Kapitel 5.1 abgedruckt. Die Prozeduren zur Berechnung von Hebelarmen etc. stimmen mit denen des Programms *Unbelasteter_Finger* überein.

²⁴⁹ Siehe auch Kap. 2.1.4.1.

$$\text{bzw. } \mathbf{H} = \begin{matrix} \textcircled{R} & h_{1CS} & h_{1CS} & h_{1CE} & h_{1CL} & h_{1Cl_d} & h_{1Cl_p} \\ \textcircled{C} & h_{1BS} & h_{1BS} & h_{1BE} & h_{1BL} & h_{1Bl_d} & h_{1Bl_p} \\ \textcircled{C} & h_{2CS} & h_{2CS} & h_{2CE} & h_{2CL} & h_{2CL} & h_{2CE} \\ \textcircled{C} & h_{2BS} & h_{2BS} & h_{2BE} & h_{2BL} & h_{2BL} & h_{2BE} \\ \text{TM} & 0 & h_{3CS} & h_{3CE} & h_{3CL} & h_{3CL} & h_{3CE} \\ & 0 & h_{3BS} & h_{3BE} & h_{3BL} & h_{3BL} & h_{3BE} \end{matrix}$$

3.4.1.2 Die äußeren Drehmomente

$\mathbf{T}_{\text{außen}}$ setzt sich zusammen aus dem Betrag der äußeren Kraft und deren effektiven Hebelarmen bzgl. der sechs Drehzentren. Um diese Drehmomente zu bestimmen, wird im Computerprogramm *Belasteter_Finger* folgendermaßen vorgegangen:

- a) Berechnung der neuen Koordinaten der Krümmungsmittelpunkte M_{1C}, \dots, M_{3B} für eine durch $\zeta_{1C}, \dots, \zeta_{3B}$ beschriebene Flexion (Prozedur *punktdrehung*).
- b) Bestimmung der Geradengleichung, die die Kraftwirkungslinie (KWL) der äußeren Kraft beschreibt (Prozedur *aeussere_Kraft_Hebel*).
- c) Die Berechnung der Abstände der Krümmungsmittelpunkte M_{1C}, \dots, M_{3B} von der KWL ergibt den Hebelarmvektor \mathbf{h} (Prozedur *aeussere_Kraft_Hebel*).
- d) Der Drehmomentvektor $\mathbf{T}_{\text{außen}}$ ist das Produkt aus dem Hebelarmvektor \mathbf{h} und dem Betrag F der Kraft \mathbf{F} : $\mathbf{T}_{\text{außen}} = \mathbf{h} \sim F$

15 zu a)

4# Zuerst werden im Bezugssystem (M_{3C} ; 2.Phalanx) die neuen Koordinaten nach einer Drehung um ζ_{3C} ; ζ_{3B} berechnet.

4# Dann geht man zum Bezugssystem (M_{2C} ; 1.Phalanx) über. Dazu ist es erforderlich, zu den bisherigen x-Werten folgende Größe zu addieren: $L_2 + R_{C2} - R_{C3}$

20 4# Nun wendet man auf alle im ersten Schritt ermittelten Daten eine Drehung um M_{2C} und M_{2B} an.

4# Anschließend werden die eben genannten Schritte für das MCP durchgeführt (zu addieren ist folgender Wert: $L_1 + R_{C1} - R_{C2}$).

4# Das Ganze wird auch für die Fingerspitze durchgeführt.

25 zu b)

4# Als Stützvektor der Kraftwirkungslinie dient der Ortsvektor der neuen Koordinaten der Fingerspitze.

4# Den Richtungsvektor der KWL erhält man durch Drehung des Richtungsvektors der Endphalanx um den Lastwinkel.²⁵⁰

²⁵⁰ Siehe Abb. 3-70 (S. 140).

Zu c)

Es wird eine Punkt-Geraden-Abstandsformel benötigt, um den Abstand d eines Punktes R von der Geraden KWL zu bestimmen²⁵¹:

Sei \mathbf{p} der Stützvektor der KWL und P der zugehörige Punkt auf der KWL .

5 Sei \mathbf{u}_0 ein normierter Richtungsvektor der KWL .

Sei \mathbf{r} Ortsvektor von R .

Sei F der Punkt, der von allen Punkten der Geraden KWL den minimalen Abstand zu R hat.

Dann gilt: $|\overline{PF}| = |\mathbf{r} - \mathbf{p}| \cos \vartheta = |(\mathbf{r} - \mathbf{p}) \cdot \mathbf{u}_0|$

Mit dem Satz des Pythagoras ergibt sich für den Abstand d :

10
$$d = \sqrt{(\mathbf{r} - \mathbf{p})^2 - ((\mathbf{r} - \mathbf{p}) \cdot \mathbf{u}_0)^2}$$

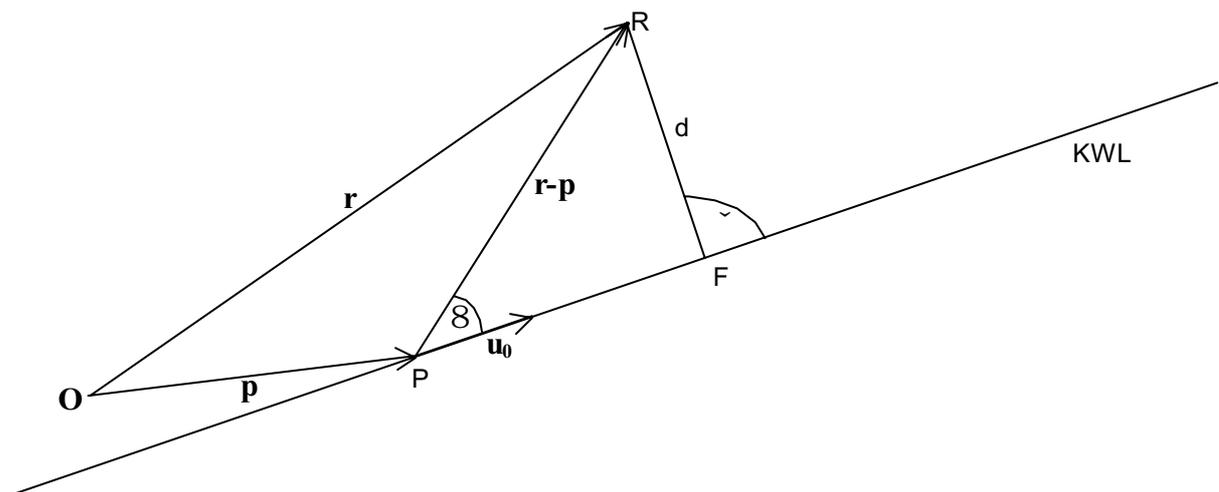


Abb. 3-69: Abstand eines Punktes R von der Kraftwirkungslinie KWL

3.4.2 Das lineare Gleichungssystem

15 Zur Bestimmung der Gleichgewichtslagen werden die äußere Kraft²⁵² sowie die von außen sichtbaren Auslenkwinkel $\zeta_1, \zeta_2, \zeta_3$ vorgegeben. In der Prozedur *gleichgewichtslage* wird ζ_i in ζ_{iC} und ζ_{iB} zerlegt: $\zeta_i = \zeta_{iC} + \zeta_{iB}$. Bei vorgegebenen Schrittweiten und Start- und Endwinkeln werden alle Kombinationsmöglichkeiten der ζ_{iC} und ζ_{iB} mit $i = 1, 2, 3$ betrachtet. Es gilt, für jede Kombination jeweils das inhomogene lineare Gleichungssystem $\mathbf{H} \cdot \mathbf{f} = \mathbf{T}_{\text{außen}}$

20 zu lösen. Für $\text{Det} \mathbf{H} \neq 0$ gibt es eine eindeutig bestimmte Lösung. Diese wird mittels Gauß-

²⁵¹ Siehe Abb. 3-69 (S. 139).

²⁵² Betrag und Lastwinkel siehe Abb. 3-70 (S. 140).

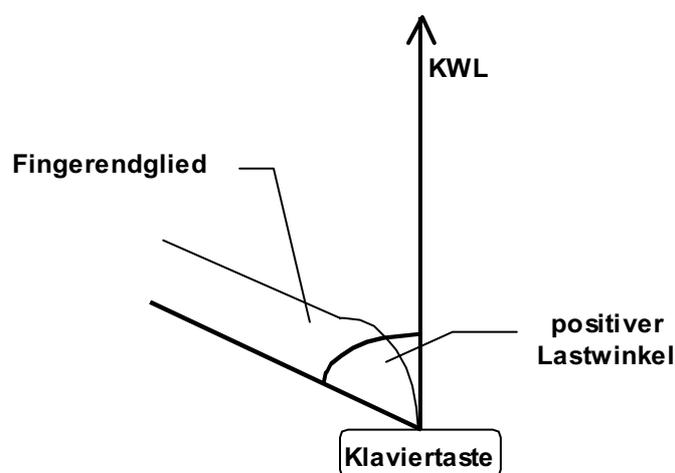
Elimination bestimmt. Es hat sich als notwendig erwiesen, eine Zeilen-Pivotisierung vorzuschalten. Dieses geschieht in den Prozeduren *pivot*, *gaussElimination*, *loesungsvektor*.

Unter den so bestimmten Lösungen findet man auch Muskelkräfte mit negativen Vorzeichen.

Diese mathematisch richtigen Lösungen sind biomechanisch nicht sinnvoll, da mittels der

5 Sehnen nur Zugkräfte übertragen werden können. Deshalb werden in der Prozedur *gleichgewichtslagen* alle Kraftvektoren, die negative Komponenten besitzen, aussortiert.

Die Menge der zu den nicht aussortierten Lösungen zugehörigen Flexionsteilwinkel-Tupel $(\zeta_{1C}, \zeta_{1B}, \zeta_{2C}, \zeta_{2B}, \zeta_{3C}, \zeta_{3B})$ bildet den Gleichgewichtsbereich der betrachteten Situation.



10 **Abb. 3-70: Die Lage der KWL beim Betätigen einer Klaviertaste**

3.4.3 Die untersuchten Fingerstellungen

Im Folgenden werden einige Grobfingerstellungen – charakterisiert durch $(\zeta_1, \zeta_2, \zeta_3)$ – betrachtet, und es wird untersucht, für welche Feinfingerstellungen – charakterisiert durch

15 $(\zeta_{1C}, \zeta_{1B}, \zeta_{2C}, \zeta_{2B}, \zeta_{3C}, \zeta_{3B})$ – Gleichgewicht herrscht.

Als Last wird jeweils die Kraft 10 Krafteinheiten gewählt. Der Lastwinkel ist jeweils angegeben.

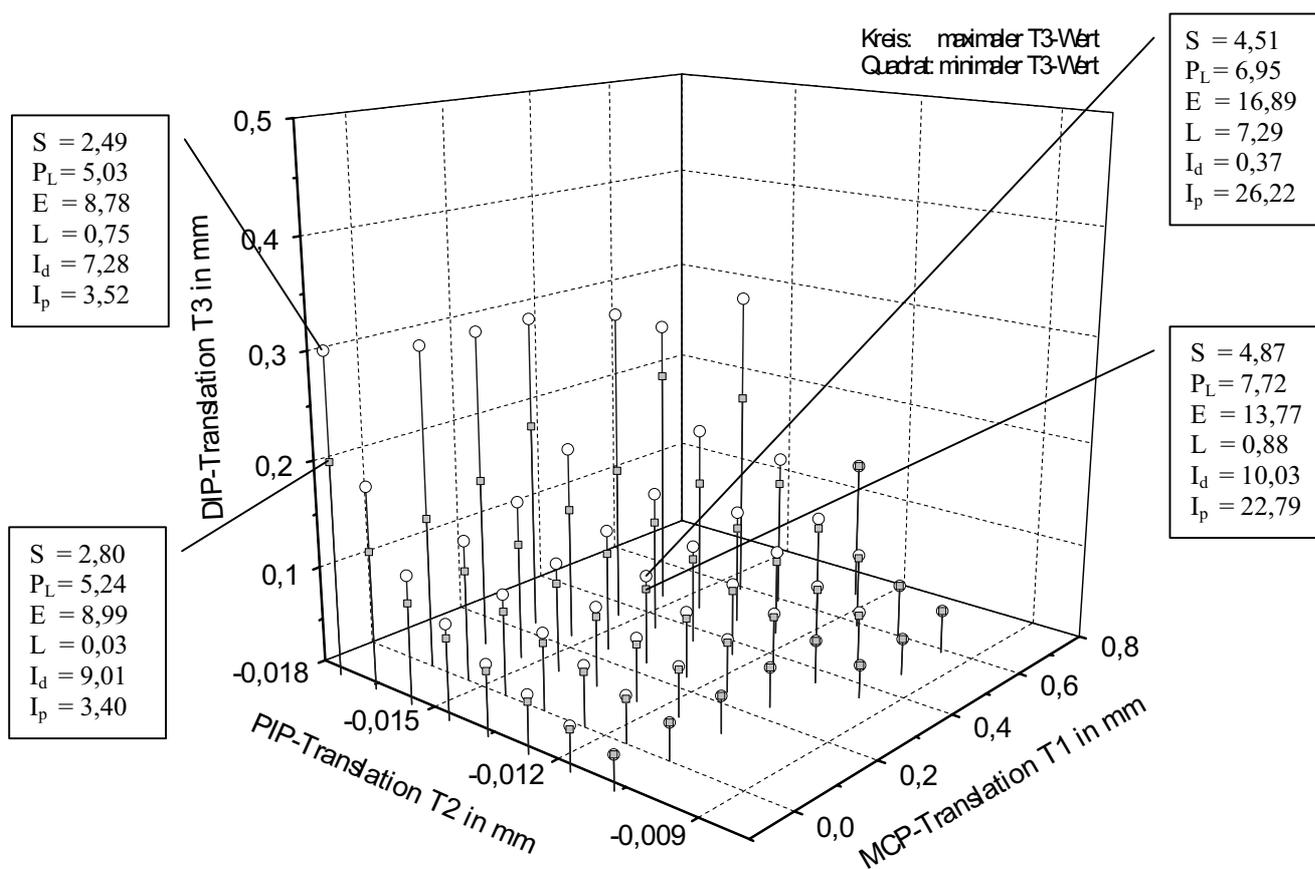
Um den Raum der Gleichgewichtslagen graphisch darzustellen, werden auf den x- und y-Achsen die Tr_1 - und Tr_2 -Werte (bzw. umgekehrt, je nachdem, welche Darstellung den
20 besseren dreidimensionalen Eindruck vermittelt) aufgetragen. Auf der z-Achse werden zu den Punkten der xy-Ebene, die zum Gleichgewichtsbereich gehören, der maximale und der minimale Tr_3 -Wert (jeweils mit unterschiedlichen Symbolen gekennzeichnet), die noch eine biomechanisch sinnvolle Lösung zulassen, aufgetragen. So erhält man als Gleichgewichtsbereich eine Teilmenge des \mathbb{R}^3 . Negative Werte sollen eine

Parallelverschiebung in Richtung palmar, positive Werte eine Verschiebung in Richtung dorsal kennzeichnen.

Zu ausgewählten Gleichgewichtslagen wurden die zugehörigen Muskelkräfte angegeben. Deren Einheit ist identisch mit der der vorgegebenen Last.

5 1. Streckstellung

- a) $\zeta_1 = 0^\circ$ Lastwinkel: 0°
 $\zeta_2 = 0^\circ$ Last: 10
 $\zeta_3 = 0^\circ$



10 Abb. 3-71: Der Gleichgewichtsbereich in der Streckstellung bei einem Lastwinkel von 0°

Bei der hier vorgegebenen Grobfingerstellung erhält man nicht eine eindeutige Feinfingerstellung, sondern es gibt – wie in Abb. 3-71²⁵³ dargestellt – für jeden Winkel ζ_i einen gewissen Bereich an möglichen ζ_{iC} bzw. ζ_{iB} , d.h. die berechneten Gleichgewichtslagen unterscheiden sich voneinander durch eine leichte Parallelverschiebung der Phalangen. Die

15 Verschiebung der distalen Phalanx gegenüber der Fingermittelachse beträgt zwischen 0,05 mm und 0,24 mm, die Verschiebung der mittleren Phalanx zwischen $-0,017$ mm und –

²⁵³ Siehe S. 141.

0,010mm. An der proximalen Phalanx ist die Translation mit Abstand am größten, dort beträgt sie zwischen $-0,30$ mm und $0,71$ mm.

Diese Translationen liegen in der gleichen Größenordnung wie beim unbelasteten Finger, dort betragen sie: Tr_1 zwischen $-0,35$ mm und $0,05$ mm, $Tr_2 = -0,008$ mm, $Tr_3 = 0,038$ mm.

- 5 Die berechneten Kräfte zeigen, dass bei gleichen Grobfingerstellungen ($\zeta_1, \zeta_2, \zeta_3$) verschiedene Feinfingerstellungen ($\zeta_{1C}, \zeta_{1B}, \zeta_{2C}, \zeta_{2B}, \zeta_{3C}, \zeta_{3B}$) durch entsprechende Kombinationen der beteiligten Muskelkräfte gewählt werden können.

b) $\zeta_1 = 0^\circ$ Lastwinkel: 30°

10 $\zeta_2 = 0^\circ$ Last: 10

$\zeta_3 = 0^\circ$

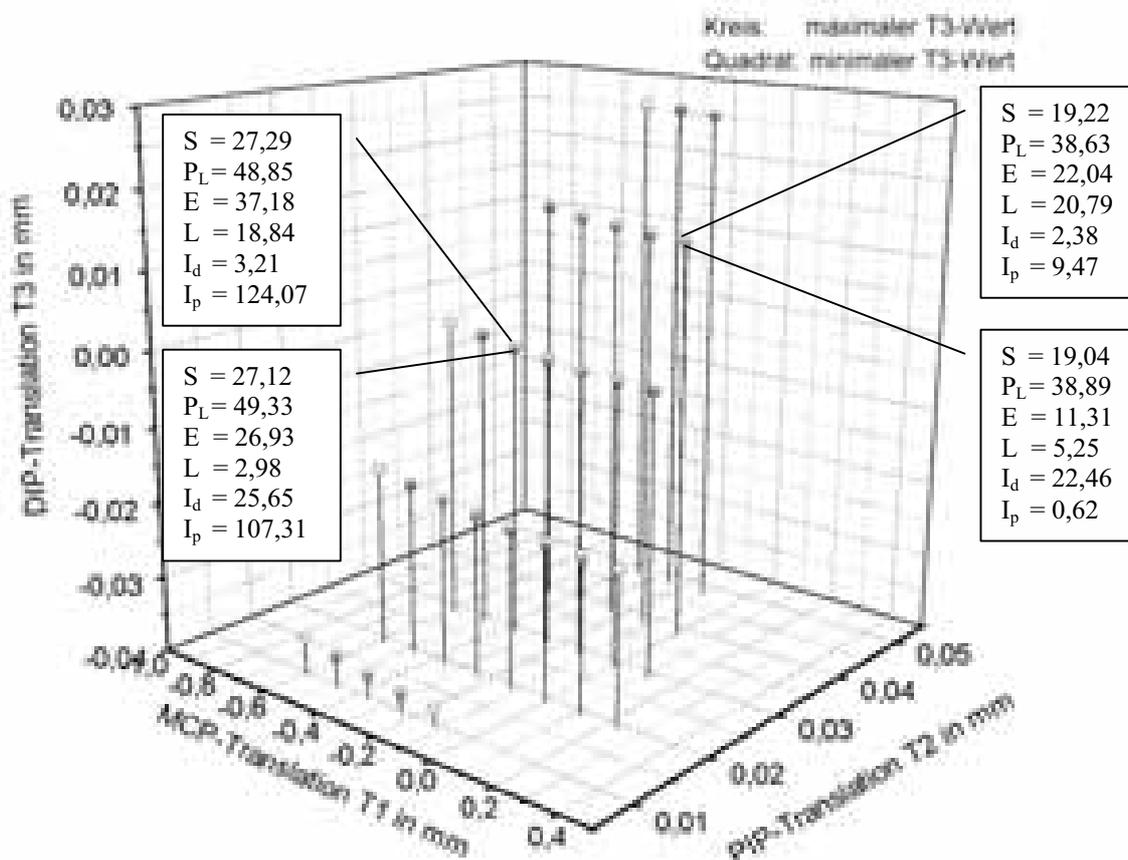


Abb. 3-72: Der Gleichgewichtsbereich in der Streckstellung bei einem Lastwinkel von 30°

- 15 Betrachtet man die gleiche Grobfingerstellung, aber bei einem Lastwinkel von 30° , so erhält man den in Abb. 3-72²⁵⁴ dargestellten Gleichgewichtsbereich. Die Verschiebung der distalen Phalanx gegenüber der Fingermittelechse beträgt in diesem Fall zwischen $-0,04$ mm und $0,03$ mm, die Verschiebung der mittleren Phalanx zwischen $0,01$ mm und $0,05$ mm. An der

²⁵⁴ Siehe S. 142.

proximalen Phalanx ist die Translation wieder mit Abstand am größten, dort beträgt sie zwischen $-0,47$ mm und $0,24$ mm.

Auch in diesem Fall liegen die Translationen in der gleichen Größenordnung wie beim unbelasteten Finger, dort betragen sie: Tr_1 zwischen $-0,35$ mm und $0,05$ mm, $Tr_2 = -0,008$ mm, $Tr_3 = 0,038$ mm.

Es ist davon auszugehen, dass bei vorgegebener Last einige der in Abb. 3-71²⁵⁵ bis Abb. 3-74²⁵⁶ dargestellten Gleichgewichtslagen nicht eingenommen werden können, weil beteiligte Muskeln eine ausreichend große Kraft nicht aufbringen können. In diesem Fall muss mittels Parallelverschiebung der Phalangen eine passende Feinfingerstellung gewählt werden.

2. Flache Schalterstellung

$$\zeta_1 = 0^\circ$$

$$\text{Lastwinkel: } 30^\circ$$

$$\zeta_2 = 50^\circ$$

$$\text{Last: } 10$$

$$\zeta_3 = 40^\circ$$

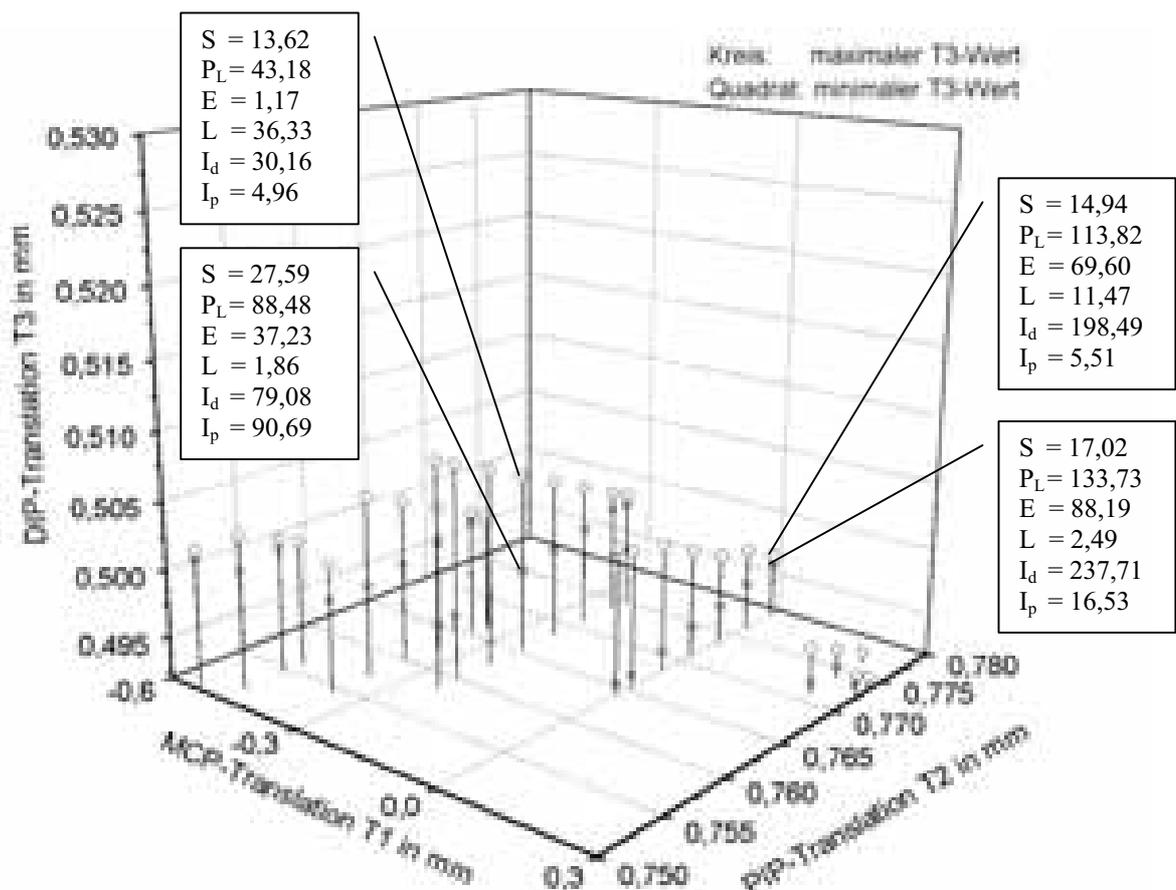


Abb. 3-73: Der Gleichgewichtsbereich in der flachen Schalterstellung bei einem Lastwinkel von 30°

²⁵⁵ Siehe S. 141.

²⁵⁶ Siehe S. 144.

Die Berechnungen zur flachen Schalterstellung ergeben die in Abb. 3-73²⁵⁷ dargestellten Gleichgewichtslagen. Die Verschiebung der distalen Phalanx gegenüber der Fingermittelachse beträgt in diesem Fall zwischen 0,49 mm und 0,50 mm, die Verschiebung der mittleren Phalanx zwischen 0,75 mm und 0,78mm. An der proximalen Phalanx ist die Translation wieder mit Abstand am größten, dort beträgt sie zwischen -0,53 mm und 0,30 mm.

In diesem Fall weicht die Translation der mittleren Phalanx sehr stark von dem zugehörigen Tr_2 -Bereich = [0,08mm; 0,095mm] des unbelasteten Fingers ab. Die Werte für die distale und die proximale Phalanx liegen in einem ähnlichen Bereich wie beim unbelasteten Finger.

10 3. Klavierstellung

$\zeta_1 = 50^\circ$ Lastwinkel: 30°
 $\zeta_2 = 30^\circ$ Last: 10
 $\zeta_3 = 10^\circ$

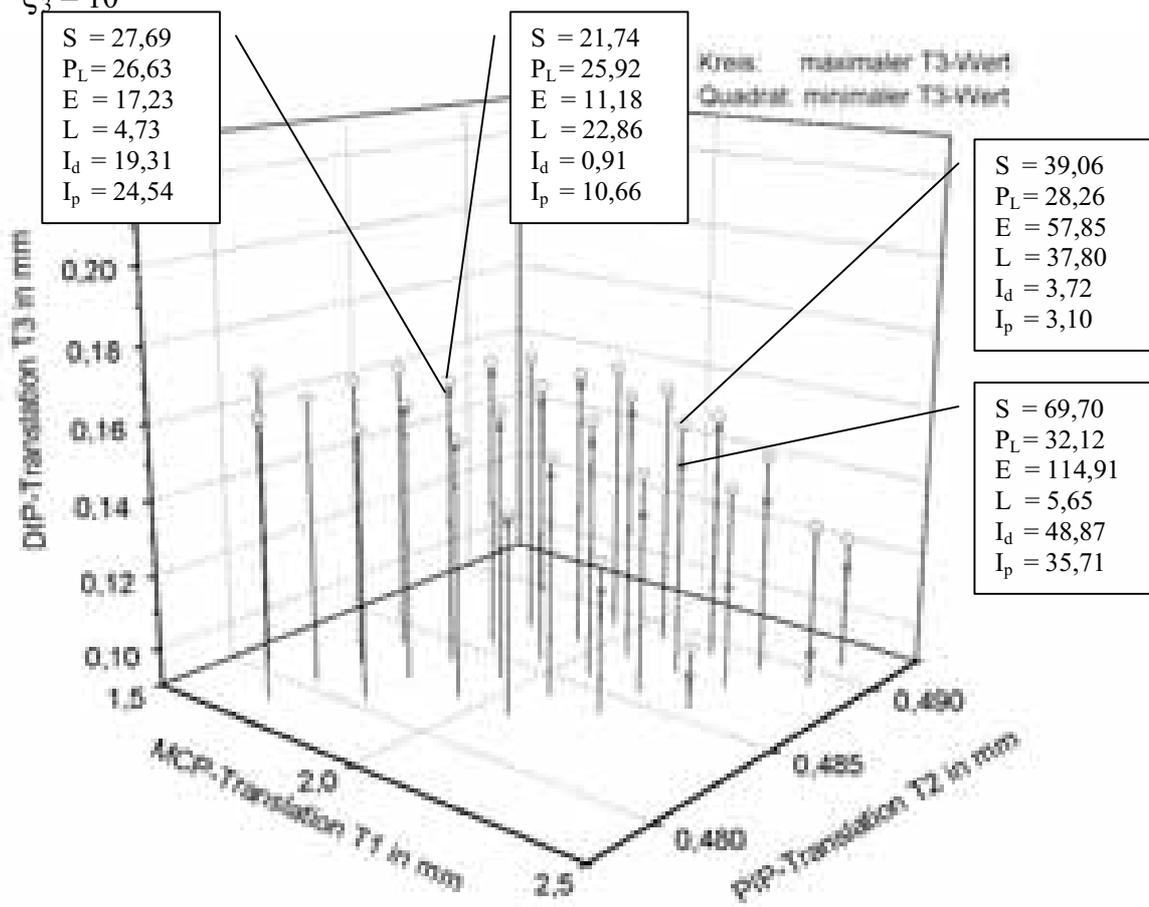


Abb. 3-74: Der Gleichgewichtsbereich in der Klavierstellung bei einem Lastwinkel von 30°

²⁵⁷ Siehe S. 143.

- Die Berechnungen zur Klavierstellung ergeben die in Abb. 3-74²⁵⁸ dargestellten Gleichgewichtslagen. Die Verschiebung der distalen Phalanx gegenüber der Fingermittelachse beträgt in diesem Fall zwischen 0,10 mm und 0,17 mm, die Verschiebung der mittleren Phalanx zwischen 0,48 mm und 0,49mm. An der proximalen Phalanx ist die Translation wieder mit Abstand am größten, dort beträgt sie zwischen 1,57 mm und 2,40 mm. In diesem Fall weichen alle drei Verschiebungen deutlich von den entsprechenden Werten für den unbelasteten Finger ab, die hier lauten: Tr_1 -Bereich = [0,18mm;0,58mm], Tr_2 -Bereich = [0,065mm; 0,075mm], Tr_3 = 0,06 mm.
- 10 Vergleicht man die hier betrachteten Fingerpositionen, so stellt man fest, dass eine Parallelverschiebung der Phalangen sich in erster Linie bei der proximalen Phalanx bemerkbar macht. Dort beträgt sie für alle betrachteten Fingerstellungen ca. 1 mm, während sie an den anderen Phalangen jeweils in der Größenordnung von 10^{-2} mm bzw. in einem Fall in der Größenordnung von 10^{-1} mm liegt.
- 15 In diesen Ausführungen wurde mit einer Kraft von zehn – nicht weiter spezifizierten – Kraftereinheiten gerechnet. Wählt man als Kraftereinheit eine zu große Kraft, so sind die berechneten Muskelkräfte, die natürlich auch in dieser Einheit angegeben sind, möglicherweise größer als die Kraft, die der jeweilige Muskel tatsächlich aufbringen kann. D.h. zumindest für zu große äußere Kräfte existieren einige der berechneten
- 20 Gleichgewichtslagen in natura nicht. Für relativ große äußere Kräfte ist jeweils nur eine kleine Teilmenge des Gleichgewichtsraumes – nämlich die Gleichgewichtslagen, die die kleinsten Muskelkräfte erfordern – in der Lage, hier noch ausreichend große Muskelkräfte aufzubringen, um die durch die äußere Kraft verursachten Drehmomente zu kompensieren. Ab einer gewissen Größe der äußeren Kraft ist folglich kein Gleichgewicht mehr möglich. Da
- 25 in der Fachliteratur keine ausreichend präzisen Angaben zur Größe der auf den Finger wirkenden Muskelkräfte vorliegen, lassen sich an dieser Stelle keine weiteren Angaben machen, ab welcher äußeren Kraft welche Gleichgewichtslagen nicht mehr existieren. Hier besteht weiterer Forschungsbedarf.
- Außerdem ist davon auszugehen, dass zu große Translationen im MCP durch die
- 30 Gelenkbänder erschwert bzw. verhindert werden und dass dadurch der Bereich der berechneten Gleichgewichtslagen weiter eingeschränkt wird.
- Auch die Untersuchung der durch die Gelenkbänder verursachten Kräfte und Drehmomente stellt ein weites Feld von großem Forschungsbedarf dar.

²⁵⁸ Siehe S. 144.

4 Zusammenfassung und Ausblick

4.1 Anwendung des Modells auf einige Phänomene

In diesem Teilkapitel soll die Tauglichkeit des Modells anhand einiger ausgewählter Phänomene demonstriert werden.

5 4.1.1 Die Lagen der momentanen Drehachsen und Funktion der Fingergelenke

Da in der Literatur zumeist von krümmungskongruenten Artikulationsflächen ausgegangen wird, kann durch diese Arbeiten die sich ändernde Lage der momentanen Drehachse nicht erklärt werden.

10 Ausgehend von den durch ZIEHN (1995) und ALBUS (2001) ermittelten Radien der krümmungsinkongruenten Gelenkflächen werden in dieser Arbeit die Lagen der momentanen Drehachsen der Extension/Flexion der Interphalangealgelenke und des Metakarpophalangealgelenkes unter unterschiedlichen Voraussetzungen berechnet.

Da gleichsinnige Drehungen um die Zentren M_B und M_C in den dimeren Ketten der Fingergelenke stattfinden, liegt die momentane Drehachse zwangsläufig zwischen den
15 Zentren. Der Gelenkspalt öffnet sich deshalb bei Flexion immer auf der dorsalen Seite.

Im DIP und PIP liegt die momentane Drehachse um 0,13mm bzw. 0,19mm vom jeweiligen Kaputzentrum nach proximal verschoben. Dies ist Ausdruck davon, dass die einzelnen Flexionen zu einem Anteil von etwa 25 % (PIP) bzw. etwa 14 % (DIP) aus gleichsinnigen Drehungen um das jeweilige Basiszentrum bestehen. Nach ALBUS überstreichen sagittal die
20 Knorpelbelegungen auf den Gelenkflächenpaaren der Interphalangealgelenken unterschiedliche Winkelsegmente. Dabei steht der Drehung um M_C mit etwa 160° ein größerer Bereich zur Verfügung als der Drehung um M_B mit etwa 60° . Wenn man annimmt, dass bei einem Flexionsvorgang das Winkelgeschwindigkeitsverhältnis \dot{c}/\dot{B} etwa dem der maximalen Drehbereiche entspricht, dass also $\dot{c}/\dot{B} = 160^\circ/50^\circ = 3,2$, schätzt man mit Hilfe
25 der Gleichung 5-1 eine Distanz von 0,21mm zwischen der momentanen Drehachse und dem Kaputzentrum des DIPs nach proximal ab.

Für die Situation am MCP stellt man fest, dass in den betrachteten Spezialfällen der Kaputtmittelpunkt jeweils das Hauptdrehzentrum bildet. Die momentane Drehachse entfernt
30 sich bis zu 1,0 mm von M_C .²⁵⁹

²⁵⁹ Siehe Kapitel 3.2.4.

- Diese rechnerisch bestimmten Ergebnisse decken sich sehr gut mit den von YOUM (1978) experimentell bestimmten Werten. Er beruft sich auf Experimente mit gefrorenen Leichenfingern, deren Sehnen mit einem Sehnen-Belastungsapparat verbunden sind. So kann die Position der Knochen, die per Röntgenaufnahme festgestellt wird, in Abhängigkeit von den Muskelkräften bestimmt werden. Er stellt fest, dass sich die momentane Drehachse innerhalb eines Umkreises von 1,5 mm um einen Punkt befindet, dessen Lage nahezu identisch mit der von M_C ist. Durch diese Feststellung kommt er zum physikalisch unzulässigen Schluss, dass das MCP als ein Scharnier anzusehen ist.
- 10 Für die Interphalangealgelenke ist dem Autor keine vergleichbare experimentelle Arbeit bekannt. Aus unseren vorliegenden Berechnungen ist abzulesen, dass es erheblichen messtechnischen Aufwands bedarf, um die proximale Lage der momentanen Drehachse in Relation zum jeweiligen Kaputzentrum und ihre kleine Wanderbewegung aufzulösen. Kinematische Experimente mit normalem Messaufwand könnten deshalb die Hypothese eines Scharniergelenks nicht entkräften, die durch die morphologischen Vermessungen von ALBUS zurückgewiesen wird.

4.1.2 Der knöcherne Strecksehnenauriss

- Wirkt eine starke äußere Kraft axial auf die Spitze des gestreckten Fingers, so kann dieses zu einem Herausbrechen eines Knochenteils aus der dorsalen Basis führen. Die Größe dieses Fragmentes ist laut HOCH (1994) von der Stellung des Fingers abhängig: Trifft die Kraft auf den leicht gebeugten Finger, so bricht nur ein kleines Stück aus der Basis heraus, während das Fragment bei Hyperextension bis zur Hälfte der Basis umfassen kann.²⁶⁰

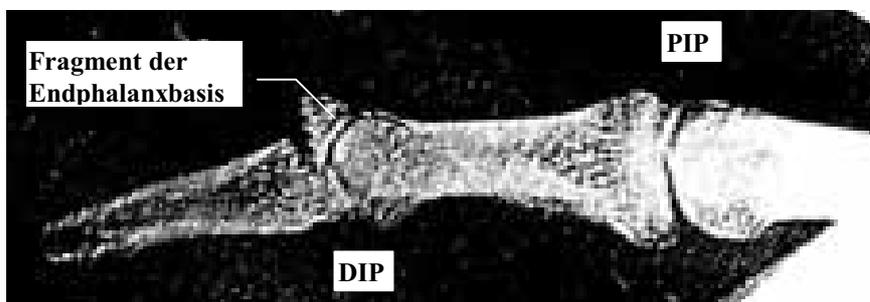


Abb. 4-1: Röntgenaufnahme eines knöchernen Strecksehnenaurisses aus HOCH, S. 238 (veränderte Form)

²⁶⁰ Siehe Abb. 4-1 (S. 147).

Das geschilderte Erscheinungsbild lässt sich nicht mit dem Modell eines Scharniergelenks erklären, denn dort wird die Kraft nicht in einem Punkt, sondern in jedem Punkt der Gelenkfläche übertragen. Das Phänomen, dass je nach Stellung des Gelenks die Größe des Fragmentes variiert, entspricht einer Wanderung der kraftübertragenden Stelle auf der Basis, wie sie im Modell der dimeren Gelenkketten vorgesehen ist: Wie man Abb. 3-1²⁶¹ entnimmt, bewegt sich der Kontaktpunkt mit abnehmendem ζ_B nach palmar, d.h., je weiter der Finger gestreckt ist, desto weiter palmar liegt der Kontaktpunkt, desto größer ist das herausgebrochene Knochenfragment.

In diesem Punkt stimmt das Modell also exakt mit der Realität überein.

10 **4.1.3 Ab-/Adduktion bei gestreckten Interphalangealgelenken**

Der in Kapitel 3.1.8.3 angestellte Vergleich von MCP-Gleichgewichtsbereichen bei unterschiedlicher Flexion der Interphalangealgelenke zeigt, dass der MCP-Gleichgewichtsbereich – abgesehen vom Fall übermäßiger Hyperextension des MCP – bei gestreckten Interphalangealgelenken (Abb. 3-22²⁶²) zu vorgegebenen 1_C -Werten eine stärkere Bandbreite an möglichen 1_B -Werten besitzt. D.h., dass es in diesem Fall besonders viele Kombinationen von Muskelkräften der intrinsischen Muskeln gibt, die ein Gleichgewicht zulassen. Da die intrinsischen Muskeln lateral in die Dorsalaponeurose inserieren, bewirken unterschiedliche Kombinationen dieser Kräfte unterschiedliche Drehmomente bzgl. Ab-/Adduktion. Deshalb ist die bei gestreckten Interphalangealgelenken vorliegende Vielzahl von möglichen Kombinationen der intrinsischen Muskelkräfte gleichbedeutend mit einer Vielzahl von möglichen Gleichgewichtslagen bzgl. der Ab-/Adduktion im MCP. Dieses deckt sich mit der leicht zu beobachtenden Tatsache, dass die Ab-/Adduktion im MCP bei gestreckten Interphalangealgelenken in sehr viel stärkerem Ausmaß möglich ist als bei gebeugten Interphalangealgelenken.

25 Diese Übereinstimmung von rechnerisch auf Basis des aufgestellten Modells berechneten Werten und am realen Finger beobachtbarem Phänomen ist als ein weiteres Indiz für die Güte des aufgestellten Modells anzusehen.

4.1.4 Die Ernährung des Gelenkknorpels und das Krankheitsbild der Arthrose

30 Dadurch, dass die Gelenkknorpel immer nur in einem Punkt in Berührung stehen, besitzen sie sonst überall einen gewissen Abstand, der einen Kontakt mit der Synovia, die für die

²⁶¹ Siehe (S. 69).

²⁶² Siehe (S. 92).

Knorpelernährung zuständig ist, ermöglicht. Unterstützt wird die Ernährung des Gelenkknorpels durch die von der Wanderung des Kontaktpunkts verursachte ständige Bewegung der Synovia, die außerdem eine andauernde Schmierung des Gelenks begünstigt.

5 Krümmungskongruente Kontaktflächen wie beim Scharniergelenk sind unphysiologisch und sind in der Natur nur in pathologischen Fällen vorzufinden: Durch Abnutzung und Zerstörung der Knorpelschichten beider Gelenkflächen kommt es beim Krankheitsbild der Arthrose zu krümmungskongruenten Gelenkflächen.

4.1.5 Betrachtungen zur Ab-/Adduktion

10 Die Ab-/Adduktion wird abgesehen von den Ausführungen in Kapitel 4.1.3 nicht weiter berücksichtigt. Da die Hebelarmlängen der Extension/Flexion an den Interphalangealgelenken nicht und die am MCP nicht bzw. in verschwindend kleinem Maße von der Bewegung in Ab-/Adduktionsrichtung abhängen, erscheint diese Vorgehensweise legitim.

15 4.2 Der unbelastete Finger

4.2.1 Der MCP-Gleichgewichtsbereich

Die Arbeit von LIPINSKI (1996), die kein Modell für den ganzen Finger, sondern nur für das MCP vorstellt, ist die einzige der oben erwähnten Arbeiten, die konkrete Gleichgewichtsbereiche berechnet. Deshalb können die in der vorliegenden Arbeit
20 errechneten Ergebnisse nur mit denen von LIPINSKI verglichen werden. LIPINSKI berechnet den in Abb. 4-2²⁶³ visualisierten MCP-Gleichgewichtsbereich.



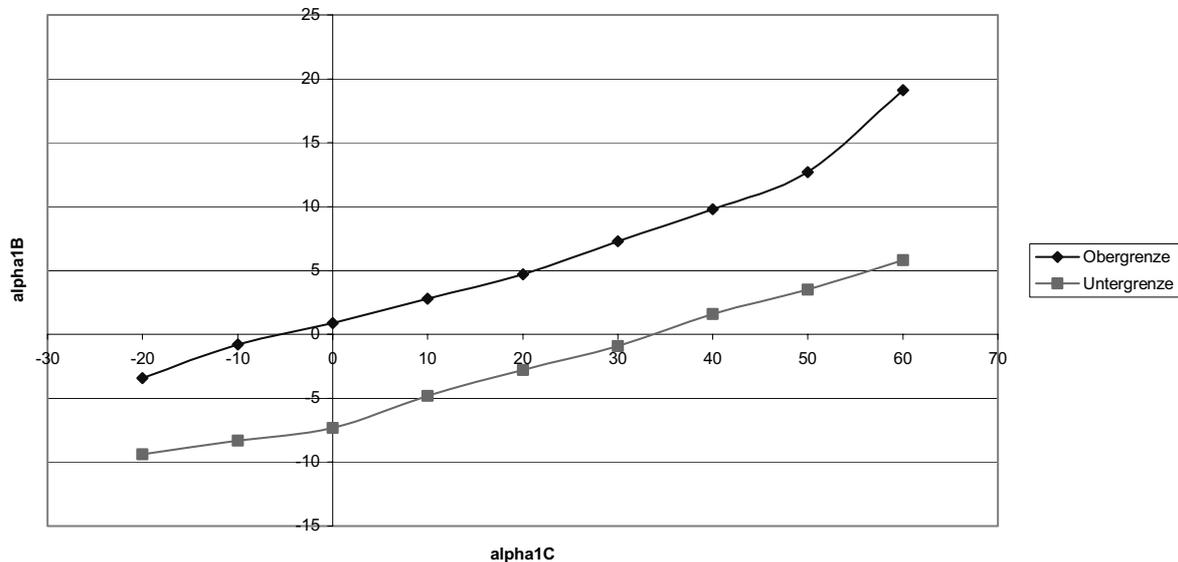
Abb. 4-2: Der MCP-Gleichgewichtsbereich in der Arbeit von LIPINSKI

Die Überlegungen in Kapitel 3.1.1 führten zu dem in Abb. 4-3²⁶⁴ dargestellten MCP-Gleichgewichtsbereich. Weiterhin wurde gezeigt, dass abhängig von der Auslenkung der

²⁶³ Siehe (S. 149).

²⁶⁴ Siehe (S. 150).

Interphalangealgelenke nur Teilmengen der in Abb. 4-3 beschriebenen Gleichgewichtslagen zum Tragen kommen.



5 **Abb. 4-3: Der MCP-Gleichgewichtsbereich**

Es bleibt zu diskutieren, wie es zu den unterschiedlichen Ergebnissen kommt, obwohl beide Arbeiten ähnliche Ansätze – wie z.B. die Krümmungsinkongruenz der Artikulationsflächen – besitzen.

- 10 Auch LIPINSKI fasst die Mm. flexor superficialis und profundus zu einer Funktionseinheit zusammen. Dieses ist ein legitimes Vorgehen, da die beiden Muskeln bzgl. des MCP identische Hebelarme besitzen. Sie betrachtet die Mm. lumbricalis, interossei proximales und interossei distales als eine Einheit. Dieser Schritt stellt eine sehr grobe Näherung dar, weil
- 15 sowohl die unterschiedlichen Insertionsbereiche an der Dorsalaponeurose²⁶⁵ als auch die unterschiedliche Lage der Umlenkstellen der Sehnen des M. interosseus und des M. lumbricalis D und D_L einmal dorsal und einmal palmar des Lig. metacarpeum transversum profundum²⁶⁶ vernachlässigt werden.

- 20 Da LIPINSKI die Interphalangealgelenke nicht betrachtet, kann sie auch die Funktionen $Z_{\zeta_2}(Y)$ und $Z_{\zeta_3}(Y)$ ²⁶⁷ nicht berücksichtigen. Dieses führt zu einer weiteren Beeinträchtigung des Ergebnisses.

²⁶⁵ Siehe Kapitel 2.1.3.2.2.

²⁶⁶ Siehe Kapitel 2.1.3.2 und Abb. 2-45 (S. 48).

²⁶⁷ Siehe Kapitel 3.1.2 und 3.1.3.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die vorliegende Arbeit verglichen mit der LIPINSKI-Studie in mehreren Punkten präzisere anatomische Daten zugrunde legt und dass deshalb Abb. 4-3²⁶⁸ dem Ergebnis der anderen Arbeit vorzuziehen ist.

5 4.2.2 Die Variation der zugrunde gelegten Daten und deren Auswirkungen

In Kapitel 3.3.2.1 wurde festgestellt, dass bei allen im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Variationen für den gesamten anatomischen Bewegungsumfang des PIP und des DIP Gleichgewichtslagen existieren. Weiterhin wurde gezeigt, dass die Variationen der zugrunde gelegten anatomischen Daten kaum qualitative Auswirkungen auf die die
10 Gleichgewichtslagen der Interphalangealgelenke darstellenden Graphen (Abb. 3-35²⁶⁹ und Abb. 3-36²⁷⁰) hat. Die Kurven sind im Wesentlichen nur parallel verschoben. D.h. bei gleichem äußeren Winkel ζ_2 (bzw. ζ_3) führen die Modifikationen zu einem anderen Verhältnis von ζ_{2C} und ζ_{2B} (bzw. ζ_{3C} und ζ_{3B}). Diese unterschiedliche Aufteilung in Teilwinkel (ζ_{iC} | ζ_{iB}) bei gleichem Gesamtwinkel ζ_i (mit $i \in \{2, 3\}$) entspricht einer leichten
15 Parallelverschiebung der Phalanx in palmar-dorsaler Richtung.²⁷¹

In Kapitel 3.3.2.2 wurden die von ZIEHN festgestellten Abschnitte unterschiedlicher Krümmungsradien am MCP im Modell berücksichtigt. Es wurde festgestellt, dass dies zu einer Vergrößerung des Bewegungsumfanges des MCP um ca. 2-3 Grad führt. Da dies der realen anatomischen Situation näher kommt, ist dieses Rechenergebnis als ein Indiz für die
20 Güte und Richtigkeit der Forderung, Bereiche unterschiedlicher Krümmungsradien im Modell zu berücksichtigen und für die anatomisch-funktionelle Bedeutung der zunehmenden Krümmung der Kaputgelenkfläche im MCP anzusehen. Deshalb muss gefordert werden, bei der Entwicklung von MCP-Prothesen die exakte Kümmlungsmorphologie der Gelenkflächen zu beachten.

25 Bei den Variationen im Bereich der Umlenkpunkte der Sehnen der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis²⁷² stellte sich heraus, dass die Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte nach palmar am PIP und am DIP nahezu unbedeutend ist, während sie am MCP dazu führt, dass kaum Gleichgewichtslagen eingenommen werden können. Analoge Verschiebungen nach dorsal waren am DIP wiederum nahezu folgenlos,
30 doch am PIP konnten kaum Gleichgewichtslagen eingenommen werden, während eine

²⁶⁸ Siehe (S. 150).

²⁶⁹ Siehe (S. 110).

²⁷⁰ Siehe (S. 110).

²⁷¹ Vgl. Kapitel 2.3.2.1 bzw. Abb. 2-33 (S. 39) und Abb. 2-34 (S. 39).

²⁷² Siehe Kapitel 3.3.2.3.

entsprechende Verschiebung am MCP eher zu einer leichten Erweiterung des Gleichgewichtsbereiches führte.

Die Verschiebung der proximalen Umlenkpunkte der Sehnen der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis am MCP nach proximal und auch nach distal erwies sich als unbedeutend. Dagegen hat die Verschiebung der distalen Umlenkpunkte der Sehnen der Mm. flexor digitorum profundus und superficialis am MCP nach distal zur Folge, dass kaum Gleichgewichtslagen eingenommen werden können. Während eine entsprechende Verschiebung nach proximal nahezu folgenlos ist.

Bei rekonstruierenden Operationen an den Sehnenscheiden der Finger sollte deshalb beachtet werden, dass eine Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte am MCP nach palmar, eine Verschiebung der Beugesehnenumlenkpunkte am PIP nach dorsal und eine Verschiebung der distalen Beugesehnenumlenkpunkte am MCP nach distal den Bereich der Gleichgewichtslagen empfindlich einschränken und deshalb unbedingt vermieden werden sollten. Da die übrigen oben genannten Verschiebungen der Beugesehnenumlenkpunkte sich als nahezu folgenlos erwiesen, ist in diesen Fällen bei rekonstruierenden Operationen ein größerer Spielraum legitim.

Außerdem muss gefordert werden, dass insbesondere die genannten anatomischen Größen, deren Variationen besonders empfindliche Folgen für die Gleichgewichtsbereiche hatten, in weiteren anatomischen Untersuchungen noch genauer vermessen werden, um die Ergebnisse der Modellrechnungen weiter zu optimieren.

Die in Kapitel 3.3.2.4 untersuchten Verschiebungen der Insertionsstellen I_2 bzw. I_3 der Sehne des M. extensor digitorum an den Interphalangealgelenken nach dorsal bzw. palmar haben kaum Einfluss auf die Gleichgewichtslagen am MCP.

Die Verschiebung der Insertionsstelle I_1 der Sehne des M. extensor digitorum am MCP in y-Richtung (palmar-dorsale Richtung) hat dagegen deutlichen Einfluss auf die Gleichgewichtslagen. Dabei bleibt die qualitative Form des Gleichgewichtsbereichs nahezu unverändert gegenüber den nicht variierten Daten, aber der Bereich ist deutlich nach oben verschoben. Wie oben erläutert wurde, entspricht dies einer Parallelverschiebung der Grundphalanx nach palmar.

Die Verschiebung der Insertionsstelle I_1 der Sehne des M. extensor digitorum am MCP in x-Richtung (proximal-distale Richtung) bleibt nahezu folgenlos für den Bereich der Gleichgewichtslagen.

Bei rekonstruierenden Operationen im Bereich der Insertionsstellen der Sehnen des M. extensor digitorum der Finger sollte deshalb beachtet werden, dass eine Verschiebung der

Insertionsstelle I_1 der Sehne des M. extensor digitorum am MCP in y-Richtung (palmar-dorsale Richtung) den Bereich der Gleichgewichtslagen empfindlich beeinflusst und deshalb unbedingt vermieden werden sollten.

Da die anderen genannten Variationen der Insertionsstellen der Sehne des M. extensor digitorum nur unbedeutende Folgen zeigten, ist in diesen Fällen bei rekonstruierenden Operationen ein Abweichen von der ursprünglichen Lage der Insertionsstelle eher zu vertreten.

Im Sinne einer Optimierung der Ergebnisse der Modellrechnungen sollten weitere anatomische Untersuchungen insbesondere bzgl. der palmar-dorsalen Lage der Insertionsstelle I_1 der Sehne des M. extensor digitorum am MCP vorgenommen werden.

Am wenigsten empfindlich reagierte das System auf die in Kapitel 3.3.2.5 beschriebenen Variationen der Begrenzungspunkte des Insertionsbereiches der Mm. interossei an der Dorsalaponeurose. Diese Feststellung kann als sehr erfreulich eingeschätzt werden, da präzisere Angaben dieser Punkte aufgrund der starken Verwobenheit aller beteiligten Sehnen in diesem Bereich auch bei intensiveren anatomischen Untersuchungen kaum zu erwarten sind.

In einem der in Kapitel 3.1.7 betrachteten Fälle wurden am Rande des MCP-Bewegungsumfanges einige real nicht existente Gleichgewichtslagen gefunden. Diese Tatsache deutet darauf hin, dass die im Rahmen dieser Arbeit nicht berücksichtigten Kräfte der Gelenkbänder für im Randbereich des physiologischen Bewegungsumfanges liegende Gelenkstellungen Berücksichtigung finden sollten.

In Kapitel 3.1.4 wurde die Möglichkeit aufgezeigt, dass die relativ schwachen intrinsischen Muskeln mittels einer Parallelverschiebung der zweiten Phalanx den Krafteinsatz der stärkeren extrinsischen Muskeln steuern.

4.2.3 Die Qualität der Berechnungen

Unter der Annahme, die der Rechnung zugrunde gelegten anatomischen Daten seien nicht fehlerbehaftet, besitzt die näherungsweise Bestimmung der Gleichgewichtslagen mittels des beigefügten Computerprogramms eine Genauigkeit von $0,1^\circ$. Sie lässt sich – im Rahmen der Maschinengenauigkeit des Rechners – beliebig vergrößern. Angesichts der Ungenauigkeit der zugrunde gelegten anatomischen Daten erscheint dieses aber als nicht sinnvoll. Denn lediglich die knochenbezogenen Daten (Radien der Kaput- und Basiskrümmung, Länge der Phalangen) sind wissenschaftlich fundiert. Die sehnenbezogenen Daten, wie z.B. der Verlauf der Sehnen,

Insertionsstellen etc., beruhen auf Messungen, die an Skizzen und Fotografien in Anatomiebüchern und Fachjournalen vorgenommen wurden. Über deren Güte lässt sich kaum eine Aussage machen. Doch zeigen die in Kapitel 3.3 beschriebenen Untersuchungen, dass etwaige Ungenauigkeiten in diesem Bereich kaum qualitative, sondern nur quantitative Auswirkungen auf die Ergebnisse der in dieser Arbeit durchgeführten Berechnungen zur Folge hätten.

4.3 Der belastete Finger

Beim belasteten Finger erhält man bei vorgegebenen Grobfingerstellungen nicht eine eindeutige Feinfingerstellung, sondern es gibt – wie in Abb. 3-71²⁷³ bis Abb. 3-74²⁷⁴ dargestellt – für jeden Winkel ζ_i einen gewissen Bereich an möglichen ζ_{iC} bzw. ζ_{iB} . D.h. die berechneten Gleichgewichtslagen unterscheiden sich voneinander durch eine leichte Parallelverschiebung der Phalangen, die in den meisten der betrachteten Fälle in ähnlicher Größenordnung liegt wie beim unbelasteten Finger. Bei gleicher Grobfingerstellung ($\zeta_1, \zeta_2, \zeta_3$) können verschiedene Feinfingerstellungen ($\zeta_{1C}, \zeta_{1B}, \zeta_{2C}, \zeta_{2B}, \zeta_{3C}, \zeta_{3B}$) durch entsprechende Kombinationen der beteiligten Muskelkräfte gewählt werden.

Am stärksten bemerkbar macht sich die Parallelverschiebung der Phalangen bei der proximalen Phalanx. Dort beträgt sie für alle betrachteten Fingerstellungen ca. 1 mm, während sie an den anderen Phalangen jeweils in der Größenordnung von 10^{-2} mm bzw. in einem Fall in der Größenordnung von 10^{-1} mm liegt.

²⁷³ Siehe (S. 141).

²⁷⁴ Siehe (S. 144).

5 Anhang

5.1 Die Computerprogramme

Die zur numerischen Bestimmung der Gleichgewichtslagen und der zugehörigen Kräfte verwendeten Computerprogramme wurden in Borland Pascal 7.0 geschrieben, und deren Quellcodes sind auf den folgenden Seiten abgedruckt.

Die Aufgaben der einzelnen Prozeduren und Programme wurden oben oder im Quellcode beschrieben.

Die beiden Programme bestehen jeweils aus einem Hauptprogramm und einer zugehörigen Unit. Aufgrund des Umfangs der Programme mussten aus programmiertechnischen Gründen Teile der eigentlichen Programme in diese Units ausgelagert werden.

5.1.1 Der unbelastete Finger

5.1.1.1 Das Hauptprogramm

```
15 PROGRAM finger2000;
  (*****
  **
  Dieses Programm dient zur numerischen Bestimmung der Gleichgewichtslagen
  eines unbelasteten Fingers. Außerdem werden zu einer vorgewählten
20 Gleich-
  gewichtslage die erforderlichen Kräfte berechnet.
  *****)
  {$N+}
  USES f2unit2, crt, graph, maths, printer;
  LABEL anfang, frage, ebene1, ebene2, ebene3, ebene4, ende ;
  CONST q=1;
  {alle variablendeklarationen in unit f2unit2}
30 {ebenso procedure wertzuweisung}
  {+++++}
  {die folgenden beiden Prozeduren dienen der Koordinatentransformation auf
  den
  Mittelpunkt Mc2 am MCP}
35 {+++++}
  PROCEDURE programmwahl;
    BEGIN;
      programm1 := '2'; (* 1: Ip wirkt immer auf die
40 Interphalangealgelenke.
                                2: Ip wirkt gemaess Streckkraft-Verteiltheorie
auf
                                die IPs.
*)
45      programm2 := '2'; (* 1: E wirkt nie auf Interphalangealgelenke.
```

```

2: E wirkt gemaess Streckkraft-Verteiltheorie
auf
die IPs.
*)
5
programm3 := '1'; (* 1: PIP-Hebelarm-Schrumpfung durch Landsmeer-
Band
2: kein Landsmeer-Effekt
*)
10
LIdLimit := 5;
LIdSchritt := 2;
IpLimit := 3.5;
15 IpSchritt := 0.5;

END;

(*****
20 **
Die naechsten fuenf Funktionen dienen zur Berechnung des Abstandes zweier
Punkte und zur Bestimmung der Polar- bzw. der kartesischen Koordinaten
eines
Punktes. {in unit f2unit1}
25 *****)

(*****
30 ***
In den folgenden Funktionen werden die Polarkoordinaten berechnet, die ein
Punkt (x,y) nach einer Drehung um alphaC bzw alphaB erhaelt.
*****
35 *****)
FUNCTION rDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
BEGIN
{6.4.}
{7.4.}IF Daten_neu
{7.4.}THEN Writeln('es m ssen alte Daten eingeben werden in rdreh!');
40 IF (index=1) AND (c>my)
THEN BEGIN;
hilf := x+R[1];
rBB:= rPolar(hilf,y);
psi:= phiPolar(hilf,y);
45 rDrehAlt:= sqrt(R[1]*R[1] + rBB*rBB
- 2*R[1]*rBB*cos((alphaB +
psi)*pi/180));
phiDrehMyAlt:= AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi/180)*rBB
/rDrehAlt,Grad) + my;
50 IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDrehAlt)))
THEN phiDrehMyAlt:= 180 - (AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi
/180)*rBB/rDrehAlt,Grad)) + my;

```

```

x_neu:= xKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2x;
y_neu:= yKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2y;

rDreh:= rPolar(x_neu,y_neu); (* Koordinate bzgl. neuen KoSy *)
5   Daten_neuer_Mittelpunkt;
    END
ELSE BEGIN;
    hilf := x+R[index];
    rBB:= rPolar(hilf,y);
10   psi:= phiPolar(hilf,y);
    rDreh:= sqrt(R[index]*R[index] + rBB*rBB
                - 2*R[index]*rBB*cos((alphaB + psi)*pi/180));
    END;
    END;
15  (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

(* *)
    FUNCTION phiDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
20   var rDre, phid :real;
    BEGIN
    {6.4.}
    {7.4.}IF Daten_neu
    {7.4.}THEN Writeln('es m ssen alte Daten eingeben werden in phidreh!');
25   IF (index=1) AND (c>my)
    THEN BEGIN;
        hilf := x+R[1];
        rBB:= rPolar(hilf,y);
        psi:= phiPolar(hilf,y);
30   rDrehAlt:= sqrt(R[1]*R[1] + rBB*rBB
                    - 2*R[1]*rBB*cos((alphaB +
psi)*pi/180));
        phiDrehMyAlt:= AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi/180)*rBB
                               /rDrehAlt,Grad) + my;
35   IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDrehAlt)))
    THEN phiDrehMyAlt:= 180 - (AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi
                               /180)*rBB/rDrehAlt,Grad)) + my ;
        x_neu:= xKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2x;
        y_neu:= yKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2y;
40   r_Dreh:= rPolar(x_neu,y_neu);

        hilf := x_neu + R1_neu;
        rBB := rPolar(hilf,y_neu);
        psi := phiPolar(hilf,y_neu);
45   phiD:=AU_arcsin(sin((psi)*pi/180)*rBB
                    /r_Dreh,Grad) + alphaC-my;
        IF (SQR(rBB) < (SQR(R1_neu)+SQR(r_Dreh)))
    THEN phiD:= 180 - (AU_arcsin(sin((psi)*pi
                               /180)*rBB/r_Dreh,Grad)) + alphaC-
50   my ;

        (* Koordinate bzgl. neuen KoSy
*)

```

```

        PhiDreh:=phid;
        Daten_neuer_Mittelpunkt;
        END
    ELSE BEGIN;
5         hilf:= x+R[index];
           rBB:= rPolar(hilf,y);
           psi:= phiPolar(hilf,y);
           rDre:= rDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);

10         IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDre)))
            THEN phiD:= 180 -
AU_arcsin(sin((alphaB+psi)*pi/180)*rBB/rDre,Grad)
                + alphaC

15         ELSE phiD:=
AU_arcsin(sin((alphaB+psi)*pi/180)*rBB/rDre,Grad)
                + alphaC;
           phiDreh:= phiD;
           END;
20     END;

    (*****
    ***
    Die effektiven Hebelarmmlängen der sechs Muskeln bzgl. der sechs Drehzentren
25 werden in den folgenden Funktionen ermittelt.
    *****)

    FUNCTION streckhebelB(alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER): REAL;
30     BEGIN
        er           := rDreh(Ix[index],Iy[index],alphaB,alphaC,index);
        phi          := phiDreh(Ix[index],Iy[index],alphaB,alphaC,index);
        theta        := arccos(RC[index]/er,Grad)-phi;

35     streckhebelB:= RC[index]+R[index]*cos((theta+alphaC)*pi/180);
        END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

    FUNCTION beugehebelC(alphaB,alphaC: REAL; i: integer): REAL;
40     var phih,rh:real;
        BEGIN

    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           rh:=rDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
45 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           phih:=phiDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
           hilfe:= xKartes(rh,phih);

           help := yKartes(rh,phih);
50
           m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
           m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);

```

```

g1:= FPx[i]-hilfe;
g2:= FPy[i]-help;

tC:= -((FPx[i]/g2)+(FPy[i]/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));
5 tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(FPx[i]/g2)-(FPy[i]/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));

beugehebelC:= sqrt( sqr (FPx[i] + tC*g1)
                    + sqr (FPy[i] + tC*g2) );
END;
10 (***** Ende eines Teilprogramms
*****)

(* *)
FUNCTION beugehebelB(alphaB,alphaC: REAL; i: integer): REAL;
15 var rh,phih, rdre, phidre :real;
BEGIN

{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
rh:=rDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
20 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
phih:=phiDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
hilfe:=xKartes(rh,phih);

help := yKartes(rh,phih);
25 m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
m2:= R[i]*sin(alphaC*pi/180);

g1:= FPx[i]-hilfe;
30 g2:= FPy[i]-help;

tC:= -((FPx[i]/g2)+(FPy[i]/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));
tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(FPx[i]/g2)-(FPy[i]/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));

35 beugehebelB:= sqrt( sqr (FPx[i] + tB*g1 - m1)
                    + sqr (FPy[i] + tB*g2 - m2) );
END;

(* *)
40 (***** Ende eines Teilprogramms
*****)
FUNCTION intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,Dx,Dy: REAL): REAL;(*benoetigt
fuer K1,K2 die Nullagen-Koordinaten.*)
{7.4.} VAR rdre, phidre: REAL;
45 BEGIN
i:= 1;
{6.4.}
{7.4.} IF Daten_neu THEN WRITELN('intrinsicbeugerC will nur alte Daten!');
{7.4.} rDre := rDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
50 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
{6.4.} phiDre := phiDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
{7.4.} hilfe:= xKartes(rdre, phidre);

```

```

{7.4.} help := yKartes(rDre,phiDre);
      IF c>=my
      THEN BEGIN
5 {20.4.}      Dx := Dx - Mc2x;
  {20.4.}      Dy := Dy - Mc2y;
      END;
{6.4.}

10      m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
      m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);
      g1:= Dx-hilfe;
      g2:= Dy-help;

15      tC:= -((Dx/g2)+(Dy/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));

      hilfe := sqrt(  sqr (Dx + tC*g1) + sqr (Dy + tC*g2)  );
      IF (Dy + tC*g2) > 0 THEN BEGIN;
                intrinsicbeugerC:= -hilfe;
                negIntrinsic := 1;
20      END
                ELSE BEGIN;
                intrinsicbeugerC:=  hilfe;
                END;

      END;
25  (***** Ende eines Teilprogramms
*****)

(* *)
      FUNCTION intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,Dx,Dy: REAL): REAL;
30  {7.4.} VAR rdre, phidre: REAL;
      BEGIN
          i:= 1;
          {7.4.} IF Daten_neu THEN WRITELN('intrinsicbeugerB will nur alte Daten!');
          {7.4.} rDre := rDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
35  {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          {6.4.} phiDre := phiDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
          {7.4.} hilfe:= xKartes(rdre, phidre);
          {7.4.} help := yKartes(rDre,phiDre);
          IF c>=my
40      THEN BEGIN
          {20.4.}      Dx := Dx - Mc2x;
          {20.4.}      Dy := Dy - Mc2y;
          END;

45      m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
      m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);

      g1:= Dx-hilfe;
      g2:= Dy-help;
50

      tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(Dx/g2)-(Dy/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));

```

```

        hilfe:= sqrt(  sqr (Dx + tB*g1 - m1)
                    +  sqr (Dy + tB*g2 - m2)  );
        IF (Dy + tB*g2) > m2 THEN BEGIN;
5           intrinsicbeugerB:= -hilfe;
           negIntrinsic := 1;
           END
           ELSE BEGIN;
           intrinsicbeugerB:=  hilfe;
           END;
10        END;

(* *)
(***** Ende eines Teilprogramms
***** )
15        FUNCTION lumbricalHebelC (alphaB,alphaC:REAL) :REAL;
        BEGIN;
           K1:= Lx;
           K2:= Ly;
           K_alt;
20 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           lumbricalHebelC:= intrinsicBeugerC (alphaB,alphaC,DLx,DLy);
           END;

        FUNCTION lumbricalHebelB (alphaB,alphaC:REAL) :REAL;
25        BEGIN;
           K1:= Lx;
           K2:= Ly;
           K_alt;
30 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           lumbricalHebelB:= intrinsicBeugerB (alphaB,alphaC,DLx,DLy);
           END;

(* *)
(*****
35 ***
Die folgenden zwei Prozeduren sind zur Bestimmung der wandernen
Interosseus-
Insertionsstellen.
*****
40 ***)
        PROCEDURE wirkstelleIp(alphaB,alphaC:REAL); (*Es werden die Nullagen-
Koordinaten von K1,K2 herausgegeben.*)
           VAR Axx,Ayy,Bxx,Byy,p1,p2,q1,q2,delta,r_Agedreht,phi_Agedreht,
               r_Bgedreht,phi_Bgedreht: REAL;
45        BEGIN;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           r_Agedreht := rDreh(Ax,Ay,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           phi_Agedreht := phiDreh(Ax,Ay,alphaB,alphaC,1);
50 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
           r_Bgedreht := rDreh(Bx,By,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;

```

```

phi_Bgedreht := phiDreh(Bx,By,alphaB,alphaC,1);

Axx:= xKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
Ayy:= yKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
5 Bxx:= xKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);
Byy:= yKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);

p1 := Axx - Bxx;
p2 := Ayy - Byy;
10 q1 := DIx - Axx;
q2 := DIy - Ayy;

delta:= abs(arccos((p1*q1 + p2*q2)

15 /sqrt((sqr(p1)+sqr(p2))*(sqr(q1)+sqr(q2))),GRAD));
K1:= Bx + ((delta - deltaIp1)/(deltaIp2 - deltaIp1))*(Ax - Bx);
K2:= By + ((delta - deltaIp1)/(deltaIp2 - deltaIp1))*(Ay - By);
IF delta < deltaIp1 Then
    BEGIN;
20 K1:= Bx;
K2:= By;
    END;
IF delta > deltaIp2 Then
    BEGIN;
25 K1:= Ax;
K2:= Ay;
    END;
K_alt;
K1Ip:= K1;
30 K2Ip:= K2;

    END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)
35
(* *)
PROCEDURE wirkstelleId(alphaB,alphaC:REAL);
VAR Axx,Ayy,Bxx,Byy,p1,p2,q1,q2,delta,r_Agedreht,phi_Agedreht,
    r_Bgedreht,phi_Bgedreht: REAL;
40 BEGIN;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
r_Agedreht := rDreh(AStrichx,AStrichy,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
phi_Agedreht:= phiDreh(AStrichx,AStrichy,alphaB,alphaC,1);
45 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
r_Bgedreht := rDreh(BStrichx,BStrichy,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
phi_Bgedreht:= phiDreh(BStrichx,BStrichy,alphaB,alphaC,1);

50 Axx:= xKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
Ayy:= yKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
Bxx:= xKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);

```

```

Byy:= yKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);

p1 := Axx - Bxx;
p2 := Ayy - Byy;
5   q1 := DIx - Axx;
    q2 := DIy - Ayy;

delta:= abs(arccos((p1*q1 + p2*q2)

10  /sqrt((sqr(p1)+sqr(p2))*(sqr(q1)+sqr(q2))),GRAD));
    K1:= BStrichx + ((delta - deltaId1)/(deltaId2
        - deltaId1))*(AStrichx -
BStrichx);
    K2:= BStrichy + ((delta - deltaId1)/(deltaId2
15  - deltaId1))*(AStrichy -
BStrichy);
    IF delta < deltaId1 Then
        BEGIN;
            K1:= BStrichx;
20    K2:= BStrichy;
        END;
    IF delta > deltaId2 Then
        BEGIN;
            K1:= AStrichx;
25    K2:= AStrichy;
        END;
    K_alt;
    K1Id:= K1;
    K2Id:= K2;
30  END;

(*****
***
Es folgen Funktionen zur Hebelarmbestimmung an den intrinsischen Muskeln.
35  *****)
    FUNCTION IpHebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
        BEGIN;
            wirkstelleIp(alphaB,alphaC);
40  {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            IpHebelC:= intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
        END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)
45  (* *)
    FUNCTION IpHebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
        BEGIN;
            wirkstelleIp(alphaB,alphaC);
50  {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            IpHebelB:= intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
        END;

```

```
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)
```

```
(* *)
```

```
5      FUNCTION IdHebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
      BEGIN;
          wirkstelleId(alphaB,alphaC);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          IdHebelC:= intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
10     END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)
```

```
(* *)
```

```
15     FUNCTION IdHebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
      BEGIN;
          wirkstelleId(alphaB,alphaC);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          IdHebelB:= intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
20     END;
```

```
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)
```

```
25     FUNCTION MCPstreckhebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
      VAR fiI, erI, fiM, erM, p, q, MCPdorsalhebelC,MCPhilfhebelC:
REAL;
      BEGIN;
          IF (c <= my)
          THEN BEGIN;
30     {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          fiI := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          erI := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
          fiM := -phiPolar(MDx,MDy);
35     erM := rPolar(MDx,MDy);
          p:= 2*RD*erI*(erI-erM*cos((fiI+fiM)*pi/180))
          / (sqr(erI) -
2*erM*erI*cos((fiI+fiM)*pi/180)+sqr(erM));
          q:= sqr(erI)*(sqr(erM)-sqr(erM)*sqr(sin((fiI+fiM)*pi/180)))
40     / (sqr(erI) -
2*erM*erI*cos((fiI+fiM)*pi/180)+sqr(erM));
          MCPdorsalhebelC:= abs(-(p/2)-sqrt(sqr(p/2)-q));
          IF MCPdorsalhebelC > RC[1]
          THEN MCPhilfhebelC:= MCPdorsalhebelC
45     ELSE MCPhilfhebelC:= RC[1];
          MCPstreckhebelC := MCPhilfhebelC;
          END
          ELSE BEGIN;
50     {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          fiI := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
          erI := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
```

```

I1      := xKartes(erI,fiI);
I2      := yKartes(erI,fiI);
w1      := I1 + Mc2x;
w2      := I2 + Mc2y;
5       v2      := 1;
p_halbe := w1*v2*w2/(sqr(RC1_alt) - sqr(w2));
kuh     := (sqr(RC1_alt*v2)-sqr(w1*v2))/(sqr(RC1_alt)-sqr(w2));
v1     := -p_halbe - sqrt(sqr(p_halbe) - kuh);
t      := - (v1*I1 + v2*I2) / (sqr(v1) + sqr(v2));
10      S1      := I1 + t*v1;
        S2      := I2 + t*v2;
MCPhilfhebelC:= abstand(0,0,S1,S2);
MCPstreckhebelC:= MCPhilfhebelC;
        END;
15      END;
        (***** Ende eines Teilprogramms
        *****)

(* *)
20      FUNCTION MCPstreckhebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
        VAR  fiI, erI, HebelC,hebelB: REAL;
        BEGIN;
{7.4.}  IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        fiI      := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
25      {7.4.}  IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        erI      := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
        HebelC := MCPstreckhebelC(alphaB,alphaC);

        hebelB:= HebelC + abs(R[1]*cos((pi/180)*(alphaC - fiI
30      + arccos(HebelC/erI,grad))));
        MCPstreckhebelB:= HebelB;
        END;

35      (* *)
        (*****
        ***
        Die folgenden Prozeduren dienen der numerischen Bestimmung der Gleich-
        gewichtslagen an den drei Gelenken.
40      *****)

        PROCEDURE DIPgleichgewicht;
        LABEL fertig;
45      VAR  winkel, schritt, startAlphaB, endAlphaB, gesamtschritt,
            runde, startGesamt:
            INTEGER;
            gesamtwinkel, detVorher: REAL;
        Begin;
50      CLRSCR;
        WRITELN(' Bestimmung der Gleichgewichtslagen am DIP');
        WRITELN;

```

```

WRITELN;
gesamtwinkel:= 0;
gesamtschritt:= 5;
startAlphaB:=-45;
5 schritt:=100;
runde:= 5;
i:=3;
m:=1;
WRITELN('Es wird empfohlen, mit folgenden Parametern zu
10 arbeiten:');
WRITELN;
WRITELN('Gr ae des Gesamtwinkels, f r den mit der numerischen ');
WRITELN('Bestimmung der Gleichgewichtslagen begonnen werden soll:
Startwinkel =',gesamtwinkel:3:0);
15 WRITELN; WRITELN; WRITELN;
WRITELN('Genauigkeit des berechneten Winkels:
Genauigkeit =',(1/schritt):7:4);
WRITELN; WRITELN; WRITELN;
WRITELN('Schrittweite, mit der der anatomisch mögliche ');
20 WRITELN('Winkelbereich untersucht werden soll:
Schrittweite =',gesamtschritt:3);
WRITELN; WRITELN;
WRITELN('M chten sie diese Parameter bernehmen? (j/n)');
READLN(wort);
25 IF wort = 'n' THEN
BEGIN;
CLRSCR;
WRITELN('Startwinkel :');
READLN(hillfe);
30 gesamtwinkel:= trunc(hillfe);
WRITELN('Genauigkeit : ');
READLN(hillfe);
schritt:=trunc(1/hillfe);
WRITELN('Schrittweite: ');
35 READLN(hillfe);
gesamtschritt:= trunc(hillfe);
WRITELN;
END;
CLRSCR;
40 WRITELN(' Die Gleichgewichtslagen des DIP:');
WRITELN;
REPEAT
endALPHAB:=trunc(gesamtwinkel+45);

45 FOR winkel:= startAlphaB*schritt TO endAlphaB*schritt DO
BEGIN;
alphaB:= winkel/schritt; alphaC:= gesamtwinkel-alphaB;
det := (streckhebelB(alphaB,alphaC,i)*beugehebelC(alphaB,
alphaC,i) -
50 RC[i]*beugehebelB(alphaB,alphaC,i));
IF ((det*detVorher <= 0) AND (alphaB <> startAlphaB)

```

```

AND (detVorher <> 0)

THEN
    BEGIN;
    gleichDIP[m,1]:= alphaB;    gleichDIP[m,2]:=alphaC;    m:=m+1;
5   runde:=runde+1;
    CLRSCR;WRITELN;WRITELN;WRITELN;
    WRITELN('Es werden jetzt die Gleichgewichtslagen bei einem
Gesamtwinkel von ',gesamtwinkel:3:0,'x');
    WRITELN('berechnet.');
```

10

```

    END;
    detVorher:= det;
    END;
    gesamtwinkel:= gesamtwinkel+gesamtschritt;
    IF runde> 23 THEN
15   BEGIN;
        WRITE('Taste!');
        READLN(wort);
        IF wort= 'e' THEN GOTO fertig;
        runde:= 0;
20   CLRSCR;
        END;
        UNTIL gesamtwinkel>= obergrenze[i] + gesamtschritt;
        fertig:
        gleichDIP[0,1]:=m-1;
25   END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

    (* *)
30   PROCEDURE PIPgleichgewicht;
        LABEL fertig;
        VAR    winkel, schritt, startAlphaB, endAlphaB, gesamtschritt,
                runde, startGesamt:
    INTEGER;
35   gesamtwinkel, detVorher:                REAL;
        Begin;
        CLRSCR;
        WRITELN('Bestimmung der Gleichgewichtslagen am PIP');
        WRITELN;
40   gesamtwinkel:= 0;
        gesamtschritt:= 5;
        startAlphaB:=-45;
        schritt:=100;
        runde:= 5;
45   i:=2;
        m:=1;

        WRITELN('Es wird empfohlen, mit folgenden Parametern zu
arbeiten:');
50   WRITELN;
        WRITELN('Größe des Gesamtwinkels, für den mit der numerischen ');
```

```

WRITELN('Bestimmung der Gleichgewichtslagen begonnen werden soll:
Startwinkel  =',gesamtwinkel:3:0);
WRITELN; WRITELN; WRITELN;
WRITELN('Genauigkeit des berechneten Winkels:
5 Genauigkeit  =', (1/schritt):7:4);
WRITELN; WRITELN; WRITELN;
WRITELN('Schrittweite, mit der der anatomisch mögliche ');
WRITELN('Winkelbereich untersucht werden soll:
Schrittweite =', gesamtschritt:3);
10 WRITELN; WRITELN;
WRITELN('Möchten sie diese Parameter übernehmen? (j/n)');
READLN(wort);
IF wort = 'n' THEN
BEGIN;
15 CLRSCR;
WRITELN('Startwinkel :');
READLN(hillfe);
gesamtwinkel:= trunc(hillfe);
WRITELN('Genauigkeit : ');
20 READLN(hillfe);
schritt:=trunc(1/hillfe);
WRITELN('Schrittweite: ');
READLN(hillfe);
gesamtschritt:= trunc(hillfe);
25 WRITELN;
END;
CLRSCR;
WRITELN('Die Gleichgewichtslagen des PIP:');
WRITELN;
30 REPEAT
endALPHAB:=trunc(gesamtwinkel+45);

FOR winkel:= startAlphaB*schritt TO endAlphaB*schritt DO
BEGIN;
35 alphaB:= winkel/schritt; alphaC:= gesamtwinkel-alphaB;
det := (streckhebelB(alphaB,alphaC,i)*beugehebelC(alphaB,
alphaC,i) -
RC[i]*beugehebelB(alphaB,alphaC,i));
40 IF ((det*detVorher <= 0) AND (alphaB <> startAlphaB)
AND (detVorher <> 0))
THEN
BEGIN;
gleichPIP[m,1]:= alphaB; gleichPIP[m,2]:=alphaC; m:=m+1;
runde:=runde+1;
45 CLRSCR;WRITELN;WRITELN;WRITELN;
WRITELN('Es werden jetzt die Gleichgewichtslagen bei einem
Gesamtwinkel von ',gesamtwinkel:3:0,'x');
WRITELN('berechnet. ');
WRITELN;WRITELN;WRITELN;WRITELN;WRITELN;
50 WRITELN('Unter der Rubrik "Stabilitätsmaß" wird im Folgenden
angegeben, ob es sich um');

```

```

WRITELN('eine stabile (-) oder instabile (+) Gleichgewichtslage
handelt. ');
END;
detVorher:= det;
5 END;
gesamtwinkel:= gesamtwinkel+gesamtschritt;
IF runde> 23 THEN
BEGIN;
10 WRITE('Taste!');
READLN(wort);
IF wort= 'e' THEN GOTO fertig;
runde:= 0;
CLRSCR;
END;
15 UNTIL gesamtwinkel>= obergrenze[i] + gesamtschritt;
fertig:
gleichPIP[0,1]:=m-1;
END;

20
(*****
*****
In den folgenden Prozeduren werden die einzelnen Gleichgewichtslagen bzgl.
ihrer Stabilität untersucht.
25 *****)

PROCEDURE StabilitaetDIP(alphaB,alphaC:REAL);
CONST auslenkung= 0.5;
30 BEGIN;

TBB:= PP*beugehebelB(alphaB,alphaC,3)
- (EE3+IP3+LIId3)*streckhebelB(alphaB,alphaC,3);
TCC:= PP*beugehebelC(alphaB,alphaC,3)
35 - (EE3+IP3+LIId3)*RC[3];

TBplusC:= PP*beugehebelB(alphaB,alphaC+auslenkung,3)
-
40 (EE3+IP3+LIId3)*streckhebelB(alphaB,alphaC+auslenkung,3);
TCplusC:= PP*beugehebelC(alphaB,alphaC+auslenkung,3)
- (EE3+IP3+LIId3)*RC[3];

TBminusC:= -PP*beugehebelB(alphaB,alphaC-auslenkung,3)
+ (EE3+IP3+LIId3)*streckhebelB(alphaB,alphaC-
45 auslenkung,3);
TCminusC:= -PP*beugehebelC(alphaB,alphaC-auslenkung,3)
+ (EE3+IP3+LIId3)*RC[3];

TBplusB:= PP*beugehebelB(alphaB+auslenkung,alphaC,3)
50 -
(EE3+IP3+LIId3)*streckhebelB(alphaB+auslenkung,alphaC,3);
TCplusB:= PP*beugehebelC(alphaB+auslenkung,alphaC,3)

```

```

- (EE3+IP3+LIId3) *RC[3];

TBminusB:= -PP*beugehebelB(alphaB-auslenkung,alphaC,3)
+ (EE3+IP3+LIId3) *streckhebelB(alphaB-
5 auslenkung,alphaC,3);
TCminusB:= -PP*beugehebelC(alphaB-auslenkung,alphaC,3)
+ (EE3+IP3+LIId3) *RC[3];

10 IF TBplusB < TBB THEN TBpB:= '-'
ELSE TBpB:= '+';

IF TBminusB < TBB THEN TBmB:= '-'
ELSE TBmB:= '+';

15 IF TBplusC < TBB THEN TBpC:= '-'
ELSE TBpC:= '+';

IF TBminusC < TBB THEN TBmC:= '-'
ELSE TBmC:= '+';
20

IF TCplusB < TCC THEN TCpB:= '-'
ELSE TCpB:= '+';

IF TCminusB < TCC THEN TCmB:= '-'
25 ELSE TCmB:= '+';

IF TCplusC < TCC THEN TCpC:= '-'
ELSE TCpC:= '+';

30 IF TCminusC < TCC THEN TCmC:= '-'
ELSE TCmC:= '+';

END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****
35
(* *)
PROCEDURE StabilitaetPIP(alphaB,alphaC:REAL);
CONST auslenkung= 0.5;
BEGIN;
40
TBb:= (SS+PP) *beugehebelB(alphaB,alphaC,2)
- (EE2+Ip2+LIId) *streckhebelB(alphaB,alphaC,2);
TCC:= (SS+PP) *beugehebelC(alphaB,alphaC,2) - (EE2+Ip2+LIId) *RC[2];

45
TBplusC:= (SS+PP) *beugehebelB(alphaB,alphaC+auslenkung,2)
-
(EE2+Ip2+LIId) *streckhebelB(alphaB,alphaC+auslenkung,2);
TCplusC:= (SS+PP) *beugehebelC(alphaB,alphaC+auslenkung,2)
- (EE2+Ip2+LIId) *RC[2];
50

TBminusC:= -(SS+PP) *beugehebelB(alphaB,alphaC-auslenkung,2)

```

```

+ (EE2+Ip2+LIid) *streckhebelB(alphaB,alphaC-
auslenkung,2);
TCminusC:= -(SS+PP) *beugehebelC(alphaB,alphaC-auslenkung,2)
+ (EE2+Ip2+LIid) *RC[2];
5
TBplusB:= (SS+PP) *beugehebelB(alphaB+auslenkung,alphaC,2)
-
(EE2+Ip2+LIid) *streckhebelB(alphaB+auslenkung,alphaC,2);
TCplusB:= (SS+PP) *beugehebelC(alphaB+auslenkung,alphaC,2)
10
- (EE2+Ip2+LIid) *RC[2];

TBminusB:= -(SS+PP) *beugehebelB(alphaB-auslenkung,alphaC,2)
+ (EE2+Ip2+LIid) *streckhebelB(alphaB-
auslenkung,alphaC,2);
15
TCminusB:= -(SS+PP) *beugehebelC(alphaB-auslenkung,alphaC,2)
+ (EE2+Ip2+LIid) *RC[2];

IF TBplusB < TBB THEN TBpB:= '-'
ELSE TBpB:= '+';
20

IF TBminusB < TBB THEN TBmB:= '-'
ELSE TBmB:= '+';

IF TBplusC < TBB THEN TBpC:= '-'
25
ELSE TBpC:= '+';

IF TBminusC < TBB THEN TBmC:= '-'
ELSE TBmC:= '+';

IF TCplusB < TCC THEN TCpB:= '-'
30
ELSE TCpB:= '+';

IF TCminusB < TCC THEN TCmB:= '-'
ELSE TCmB:= '+';
35

IF TCplusC < TCC THEN TCpC:= '-'
ELSE TCpC:= '+';

IF TCminusC < TCC THEN TCmC:= '-'
40
ELSE TCmC:= '+';

END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****)

45
(* *)
PROCEDURE StabilitaetMCP(alphaB,alphaC:REAL);
CONST auslenkung= 0.5;
BEGIN;

50
TBB:= ( beugehebelB(b,c,1) * (PP+SS) + IpHebelB(b,c) *IP
+ IdHebelB(b,c) * (LIid - LL) + lumbricalhebelB(b,c) *LL
)

```

```

-
EE*MCPstreckhebelB(b,c);
      TCC:= ( beugehebelC(b,c,1)*(PP+SS) + IpHebelC(b,c)*IP
5      + IdHebelC(b,c)*(LId - LL) + lumbricalhebelC(b,c)*LL
)

-
EE*MCPstreckhebelC(b,c);
      TBplusC:= ( beugehebelB(b,c+auslenkung,1)*(PP+SS) +
10      IpHebelB(b,c+auslenkung)*(IP)
      + IdHebelB(b,c+auslenkung)*(LId - LL) +
lumbricalhebelB(b,c+auslenkung)*(LL) )

-
      (EE)*MCPstreckhebelB(b,c+auslenkung);
      TCplusC:= ( beugehebelC(b,c+auslenkung,1)*(PP+SS) +
15      IpHebelC(b,c+auslenkung)*(IP)
      + IdHebelC(b,c+auslenkung)*(LId - LL) ) +
lumbricalhebelC(b,c+auslenkung)*(LL)

-
      (EE)*MCPstreckhebelC(b,c+auslenkung);
20      TBminusC:= - ( beugehebelB(b,c-auslenkung,1)*(PP+SS) +
      IpHebelB(b,c-auslenkung)*(IP)
      + IdHebelB(b,c-auslenkung)*(LId - LL) +
lumbricalhebelB(b,c-auslenkung)*(LL) )

25      + (EE)*MCPstreckhebelB(b,c-auslenkung);
      TCminusC:= - ( beugehebelC(b,c-auslenkung,1)*(PP+SS) +
      IpHebelC(b,c-auslenkung)*(IP)
      + IdHebelC(b,c-auslenkung)*(LId - LL) +
30      lumbricalhebelC(b,c-auslenkung)*(LL) )

      + (EE)*MCPstreckhebelC(b,c-auslenkung);
      TBplusB:= ( beugehebelB(b+auslenkung,c,1)*(PP+SS) +
      IpHebelB(b+auslenkung,c)*(IP)
35      + IdHebelB(b+auslenkung,c)*(LId - LL) +
lumbricalhebelB(b+auslenkung,c)*(LL) )

-
      (EE)*MCPstreckhebelB(b+auslenkung,c);
      TCplusB:= ( beugehebelC(b+auslenkung,c,1)*(PP+SS) +
40      IpHebelC(b+auslenkung,c)*(IP)
      + IdHebelC(b+auslenkung,c)*(LId - LL) +
lumbricalhebelC(b+auslenkung,c)*(LL) )

-
      (EE)*MCPstreckhebelC(b+auslenkung,c);
      TBminusB:= - ( beugehebelB(b-auslenkung,c,1)*(PP+SS) + IpHebelB(b-
45      auslenkung,c)*(IP)
      + IdHebelB(b-auslenkung,c)*(LId - LL) +
lumbricalhebelB(b-auslenkung,c)*(LL) )

      + (EE)*MCPstreckhebelB(b-
auslenkung,c);
50      TCminusB:= - ( beugehebelC(b-auslenkung,c,1)*(PP+SS) + IpHebelC(b-
      auslenkung,c)*(IP)

```

```

+ IdHebelC(b-auslenkung,c)*(LId - LL) +
lumbricalhebelC(b-auslenkung,c)*(LL) )
+ (EE)*MCPstreckhebelC(b-
auslenkung,c);
5
IF TBplusB < TBB THEN TBpB:= '-'
ELSE TBpB:= '+';
IF TBminusB < TBB THEN TBmB:= '-'
10 ELSE TBmB:= '+';
IF TBplusC < TBB THEN TBpC:= '-'
ELSE TBpC:= '+';
15
IF TBminusC < TBB THEN TBmC:= '-'
ELSE TBmC:= '+';
IF TCplusB < TCC THEN TCpB:= '-'
20 ELSE TCpB:= '+';
IF TCminusB < TCC THEN TCmB:= '-'
ELSE TCmB:= '+';
25
IF TCplusC < TCC THEN TCpC:= '-'
ELSE TCpC:= '+';
IF TCminusC < TCC THEN TCmC:= '-'
ELSE TCmC:= '+';
END;
30
(***** Ende eines Teilprogramms
*****
PROCEDURE kraftverteiler;
35 VAR winkell, winkel2, winkel3, winkelIP, DIPdiff
:REAL;
BEGIN;
winkell := c + b;
winkel2 := alphaC2 + alphaB2;
40 winkel3 := 1.3*(alphaC3 + alphaB3); (* Faktor 1.3, weil in
natura DIP-Auslenkung immer
etwas kleiner ist. *)
45
winkelIP := winkel2 + winkel3;
DIPdiff := winkel3 - winkel2;
IPanteil:= (winkelIP/(alIPEstern-alIPE)) - (alIPE/(alIPEstern-
50 alIPE));
IF IPanteil < 0 THEN IPanteil:= 0;
IF IPanteil > 1 THEN IPanteil:= 1;

```

```

DIPanteil:= 0.5*DIPdiff/alBereich + 0.5;
IF DIPanteil < 0 THEN DIPanteil:= 0;
IF DIPanteil > 1 THEN DIPanteil:= 1;

```

```

5      Landsmeer := (winkel2/LandsmMaxWinkel)*LandsmMaxStrecke;
      IF winkel2 > LandsmMaxWinkel THEN Landsmeer:= LandsmMaxStrecke;
      IF winkel2 < 0 THEN Landsmeer:= 0;

```

```

10     END;

```

```

(***** Ende eines Teilprogramms
*****)

```

```

15     PROCEDURE AnatDatenAusgabe;
        BEGIN;
            WRITELN(daten,'Zugrunde gelegte anatomische Daten:
Datum:_____');
            WRITELN(daten);
20         WRITELN(daten,'RC[1]          = ',RC[1]:7:2, '   RC[2]          =
',RC[2] :7:2,'   RC[3]          = ',RC[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'RC1_neu      = ',RC1_neu:7:2);
            WRITELN(daten,'Mc2x         = ',Mc2x:7:2, '   Mc2y         =
',Mc2y :7:2,'   my (æ)         = ',my:7:2,'ø');
25         WRITELN(daten,'RB[1]         = ',RB[1]:7:2, '   RB[2]         =
',RB[2] :7:2,'   RB[3]         = ',RB[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'R[1]         = ',R[1]:7:2, '   R[2]         =
',R[2] :7:2,'   R[3]         = ',R[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'FPx[1]       = ',FPx[1]:7:2, '   FPx[2]       =
30     ',FPx[2]:7:2,'   FPx[3]       = ',FPx[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'FPy[1]       = ',FPy[1]:7:2, '   FPy[2]       =
',FPy[2]:7:2,'   FPy[3]       = ',FPy[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'FSx[1]       = ',FSx[1]:7:2, '   FSx[2]       =
',FSx[2]:7:2);
35         WRITELN(daten,'FSy[1]       = ',FSy[1]:7:2, '   FSy[2]       =
',FSy[2]:7:2);
            WRITELN(daten,'HPx[1]       = ',HPx[1]:7:2, '   HPx[2]       =
',HPx[2]:7:2,'   HPx[3]       = ',HPx[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'HPy[1]       = ',HPy[1]:7:2, '   HPy[2]       =
40     ',HPy[2]:7:2,'   HPy[3]       = ',HPy[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'HSx[1]       = ',HSx[1]:7:2, '   HSx[2]       =
',HSx[2]:7:2);
            WRITELN(daten,'HSy[1]       = ',HSy[1]:7:2, '   HSy[2]       =
',HSy[2]:7:2);
45         WRITELN(daten,'Ix[1]         = ',Ix[1]:7:2, '   Ix[2]         =
',Ix[2] :7:2,'   Ix[3]         = ',Ix[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'Iy[1]         = ',Iy[1]:7:2, '   Iy[2]         =
',Iy[2] :7:2,'   Iy[3]         = ',Iy[3] :7:2);
            WRITELN(daten,'obergrenze[1]= ',obergrenze[1]:4,'
50     obergrenze[2]= ',obergrenze[2]:4,'   obergrenze[3]= '
,obergrenze[3] :4);

```

```

        WRITELN(daten, 'DIx      = ', DIx:7:2, '      DIy      =
', DIy      :7:2);
        WRITELN(daten, 'DLx      = ', DLx:7:2, '      DLy      =
', DLy      :7:2);
5      WRITELN(daten, 'Mdx      = ', Mdx:7:2, '      Mdy      =
', Mdy      :7:2, '      RD      = ', RD:7:2);
        WRITELN(daten, 'Ax      = ', Ax:7:2, '      Ay      =
', Ay      :7:2);
10     WRITELN(daten, 'Bx      = ', Bx:7:2, '      By      =
', By      :7:2);
        WRITELN(daten, 'AStreichx = ', AStreichx:7:2, '      AStrichy =
', AStrichy:7:2);
        WRITELN(daten, 'BStreichx = ', BStreichx:7:2, '      BStrichy =
', BStrichy:7:2);
15     WRITELN(daten, 'Lx      = ', Lx:7:2, '      Ly      =
', Ly      :7:2);
        WRITELN(daten, 'L1      = ', L1:7:2, '      L2      =
', L2      :7:2, '      L3      = ', L3:7:2);
        WRITELN(daten);
20     WRITELN(daten, 'deltaIp1 = ', deltaIp1:7:2, '      deltaIp2 =
', deltaIp2:7:2);
        WRITELN(daten, 'deltaId1 = ', deltaId1:7:2, '      deltaId2 =
', deltaId2:7:2);
        WRITELN(daten, 'dAB      = ', dAB:7:2, '      d0      =
', d0      :7:2, '      dT1     = ', dT1:7:2);
25     WRITELN(daten, 'alIPE     = ', alIPE:7:2, '      alIPEstern =
', alIPEstern:7:2, '      alBereich = ', alBereich:7:2);
        WRITELN(daten);
        WRITELN(daten, 'FsteigIP  = ', FsteigIP:7:2, '      FsteigId  =
', FsteigId :7:2, '      FsteigE  = ', FsteigE:7:2);
30     WRITELN(daten, 'FsteigP  = ', FsteigP:7:2, '      FsteigS  =
', FsteigS  :7:2, '      FsteigL  = ', FsteigL:7:2);
        WRITELN(daten);
        WRITELN(daten, 'gleichDIP[1,1] = ', gleichDIP[1,1] :7:3, '
gleichDIP[1,2] = ', gleichDIP[1,2] :7:3);
35     WRITELN(daten, 'gleichDIP[2,1] = ', gleichDIP[2,1] :7:3, '
gleichDIP[2,2] = ', gleichDIP[2,2] :7:3);
        WRITELN(daten, 'gleichDIP[3,1] = ', gleichDIP[3,1] :7:3, '
gleichDIP[3,2] = ', gleichDIP[3,2] :7:3);
40     WRITELN(daten, 'gleichDIP[4,1] = ', gleichDIP[4,1] :7:3, '
gleichDIP[4,2] = ', gleichDIP[4,2] :7:3);
        WRITELN(daten, 'gleichDIP[5,1] = ', gleichDIP[5,1] :7:3, '
gleichDIP[5,2] = ', gleichDIP[5,2] :7:3);
        WRITELN(daten, 'gleichDIP[6,1] = ', gleichDIP[6,1] :7:3, '
gleichDIP[6,2] = ', gleichDIP[6,2] :7:3);
45     WRITELN(daten, 'gleichDIP[7,1] = ', gleichDIP[7,1] :7:3, '
gleichDIP[7,2] = ', gleichDIP[7,2] :7:3);
        WRITELN(daten, 'gleichDIP[8,1] = ', gleichDIP[8,1] :7:3, '
gleichDIP[8,2] = ', gleichDIP[8,2] :7:3);
50     WRITELN(daten);
        WRITELN(daten, 'gleichPIP[1,1] = ', gleichPIP[1,1] :7:3, '
gleichPIP[1,2] = ', gleichPIP[1,2] :7:3);

```

```

        WRITELN(daten,'gleichPIP[2,1] = ',gleichPIP[2,1] :7:3,'
gleichPIP[2,2] = ',gleichPIP[2,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[3,1] = ',gleichPIP[3,1] :7:3,'
gleichPIP[3,2] = ',gleichPIP[3,2] :7:3);
5        WRITELN(daten,'gleichPIP[4,1] = ',gleichPIP[4,1] :7:3,'
gleichPIP[4,2] = ',gleichPIP[4,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[5,1] = ',gleichPIP[5,1] :7:3,'
gleichPIP[5,2] = ',gleichPIP[5,2] :7:3);
10       WRITELN(daten,'gleichPIP[6,1] = ',gleichPIP[6,1] :7:3,'
gleichPIP[6,2] = ',gleichPIP[6,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[7,1] = ',gleichPIP[7,1] :7:3,'
gleichPIP[7,2] = ',gleichPIP[7,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[8,1] = ',gleichPIP[8,1] :7:3,'
gleichPIP[8,2] = ',gleichPIP[8,2] :7:3);
15       WRITELN(daten,'gleichPIP[9,1] = ',gleichPIP[9,1] :7:3,'
gleichPIP[9,2] = ',gleichPIP[9,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[10,1] = ',gleichPIP[10,1]:7:3,'
gleichPIP[10,2] = ',gleichPIP[10,2] :7:3);
        WRITELN(daten,'gleichPIP[11,1] = ',gleichPIP[11,1]:7:3,'
20       gleichPIP[11,2] = ',gleichPIP[11,2] :7:3);
        WRITELN(daten);
        WRITE(daten,'programm1 = ',programm1:3);
        IF programm1 = '1'
        THEN WRITELN(daten,' Ip wirkt immer auf die
25       Interphalangealgelenke.')
        ELSE WRITELN(daten,' Streckkraft-Verteiltheorie verteilt Ip auf
Interphalangealgelenke. ');
        WRITE(daten,'programm2 = ',programm2:3);
        IF programm2 = '1'
30       THEN WRITELN(daten,' E wirkt nie auf die
Interphalangealgelenke.')
        ELSE WRITELN(daten,' Streckkraft-Verteiltheorie verteilt E auf
Interphalangealgelenke. ');
        WRITE(daten,'programm3 = ',programm3:3);
35       IF programm3 = '1'
        THEN WRITELN(daten,' PIP-Hebelarm-Schrumpfung durch Landsmeer-
Band. ')
        ELSE WRITELN(daten,' Kein Landsmeer-Effekt. ');
        WRITELN(daten);
40       WRITELN(daten,'LIdSchritt = ',LIdSchritt:7:3,' IpSchritt
= ',IpSchritt:7:3);
        WRITELN(daten,'LIdLimit = ',LIdLimit :7:3,' IpLimit
= ',IpLimit:7:3);
        WRITELN(daten);
45       WRITELN(daten);
        END;
        (*****
        ***)
50       PROCEDURE DIP_landsmeer_gleichgewichtsbereich;
        VAR b2, c2, differenz, differenz_vorher, alpha2, DIPschritt: REAL;
        raus: BOOLEAN;

```

```

BEGIN;
alpha2:= alphaC2 + alphaB2;
b2:= -20;
DIPschritt:= 0.25;
5   raus:= FALSE;

REPEAT
c2:= alpha2 - b2;
SS:= ((EE2+Ip2+LIid)*RC[2]-LIid*Landsmeer)/beugehebelC(b2,c2,2) - PP;
10  BB:= ((EE2+Ip2+LIid)*streckhebelB(b2,c2,2)-LIid*Landsmeer)
      /beugehebelB(b2,c2,2) - PP;

differenz:= SS-BB;
IF (differenz*differenz_vorher<=0) AND (b2 > -20)
THEN BEGIN;
15   raus := TRUE;
      alphaB2:= b2;
      alphaC2:= c2;
      END;

b2:= b2+ DIPschritt;
20  differenz_vorher:= differenz;
      UNTIL (c2 <= -20) OR raus;
      END;

(*****
30  ***
      In der folgenden Prozedur werden die Kräfte berechnet, die für eine
      vorgege-
      bene Gleichgewichtslage erforderlich sind.
      *****)

PROCEDURE Kraefte;
LABEL ebene1, ebene2, ebene3, ebene4, ende, frage;
var lumB,lumC,IdhB,IdhC:real;
35  BEGIN;
      ebene2:
          CLRSCR;
          WRITELN('Die Gleichgewichtslagen des DIP:');
          WRITELN;
40  WRITELN('Zeile alpha3B alpha3C ');
          FOR zeile:= 1 TO trunc(gleichDIP[0,1]) DO
              BEGIN;
                  WRITELN(zeile:2,gleichDIP[zeile,1]:11:3,gleichDIP[zeile,2]:10:3);
              END;
45  WRITELN;
          WRITE('Mit welcher Zeile möchten Sie weiterarbeiten? ');
          READLN(zeile3);
          alphaC3:= gleichDIP[zeile3,2];
          alphaB3:= gleichDIP[zeile3,1];
50  ebene3:
          CLRSCR;

```

```

WRITELN('Die Gleichgewichtslagen des PIP:');
WRITELN;
WRITELN('Zeile alpha2B alpha2C ');
FOR zeile:= 1 TO trunc(gleichPIP[0,1]) DO
5   BEGIN;
      WRITELN(zeile:2,gleichPIP[zeile,1]:12:3,gleichPIP[zeile,2]:11:3);
      END;
      WRITELN;
      WRITE('Mit welcher Zeile möchten Sie weiterarbeiten? ');
10   READLN(zeile2);
      alphaC2:= gleichPIP[zeile2,2];
      alphaB2:= gleichPIP[zeile2,1];

      ebene4:
15   CLRSCR;
      detVorher:=-10;
      schrittC:= 5;   schrittB:= 3;

      EE:= 10;
20   letzterDurchgang := 'wederNoch';

      CLRSCR;
      WRITELN('Gleichgewichtslagen am MCP für alpha3 = (' ,alphaC3:4:1,',' ,
              alphaB3:4:1,')',' alpha2 =
25   (' ,alphaC2:4:1,',' ,alphaB2:4:1,')');
      WRITELN('
      Stabilitätsmaß');
      WRITELN('
              B-Drehmoment
      C-Drehmoment');
30   WRITELN('Gelenk alC alB E L Ip Id S Pl P
      +-B +-C +-B +-C' );
      WRITELN(daten,'Gleichgewichtslagen am MCP für alpha3 =
      (' ,alphaC3:4:1,',' ,
35   alphaB3:4:1,')',' alpha2 = (' ,alphaC2:4:1,',' ,alphaB2:4:1,')');
      WRITELN(daten,'
      Stabilitätsmaß');
      WRITELN(daten,'Gelenk
              B-
      Drehmoment C-Drehmoment');
      WRITELN(daten,'
40   +-+---+-');
      WRITELN(daten,' alC alB E L Ip Id S Pl P
      B C B C Det Lfehler');

      LId:= 1;
45   REPEAT
      IP:= 0;
      WRITELN('alpha3 = (' ,alphaC3:4:2,',' ,alphaB3:4:2,')',' alpha2 = (' ,
      alphaC2:3:1,',' ,alphaB2:3:1,')',' Ip= ',IP:3:1,' LId= ',LId:3:1);
      REPEAT
50   WRITELN('alpha3 = (' ,alphaC3:4:2,',' ,alphaB3:4:2,')',' alpha2 = (' ,
      alphaC2:3:1,',' ,alphaB2:3:1,')',' Ip= ',IP:3:1,' LId= ',LId:3:1);
      startAlphaC:=-30;   c:= startAlphaC;

```

```

REPEAT

    StartAlphaB:=-10;                b:= StartAlphaB;
    REPEAT
5
    (* 9.4. Zu Testzwecken kann hier ein Haltepunkt aufs 'STOP' gesetzt
    werden.*)

    (*          IF ((c >=-10) AND (b>=-9.9) AND (Ip>=1) and (LIId >=1))
10    Then Begin;
        WRITELN('STOP');
        END;*)

15
    kraftverteiler;
    LIId3:=DIPanteil*LIId                ;
    EE3 :=IPanteil*DIPanteil*EE          ;EE2:= IPanteil*EE;
    IF programm1 = '1'
    THEN BEGIN;
20
        Ip3 :=          DIPanteil * IP ; Ip2:=          IP;
        END
    ELSE BEGIN;
        Ip3 := IPanteil * DIPanteil * IP ; Ip2:= IPanteil * IP;
        END;
25
    IF programm2 = '1'
    THEN BEGIN;
        EE2 := 0;                ; EE3 := 0;
        END;
    IF programm3 = '2'
30
    THEN BEGIN;
        Landsmeer := 0;
        END;
    PP:= (EE3+Ip3+LIId3) * RC[3]/beugehebelC(alphaB3,alphaC3,3);
    BB:= (EE3+Ip3+LIId3) * streckhebelB(alphaB3,alphaC3,3)
35
        /beugehebelB(alphaB3,alphaC3,3);
    PP:= (PP+BB)/2;

    IF programm3 = '1'
40
    THEN BEGIN;
        DIP_landsmeer_gleichgewichtsbereich;
        END
    ELSE BEGIN;
        SS:= ((EE2+Ip2)*RC[2]+LIId*(RC[2]-Landsmeer))
45
                /beugehebelC(alphaB2,alphaC2,2) -
    PP;
        BB:= ((EE2+Ip2)*streckhebelB(alphaB2,alphaC2,2)+LIId
                *(streckhebelB(alphaB2,alphaC2,2)-
50
                Landsmeer))
                /beugehebelB(alphaB2,alphaC2,2) -
    PP;

        END;

```

```

SS:= (SS+BB)/2;
lumB:=lumbricalhebelB(b,c);
IdhB:=IdHebelB(b,c);
lumC:=lumbricalhebelC(b,c);
5 IdhC:=IdHebelC(b,c);
nennerB:= lumB-IdHB;
nennerC:= lumC-IdHC;

aa := (beugehebelB(b,c,1)/(nennerB))*(PP+SS);
10 aaa := -(beugehebelC(b,c,1)/(nennerC))*(PP+SS);
bbb := (IpHebelB(b,c)/(nennerB))*IP;
bbbb:= -(IpHebelC(b,c)/(nennerC))*IP;
cc := (IdHebelB(b,c)/(nennerB))*LId;
ccc := -(IdHebelC(b,c)/(nennerC))*LId;
15 dd := -(MCPstreckhebelB(b,c)/(nennerB))*EE;
ddd := (MCPstreckhebelC(b,c)/(nennerC))*EE;
LL := -aa - bbb - cc - dd;
BB := aaa + bbbbb + ccc + ddd;
det:= BB - LL;
20 IF ((det*detVorher <= 0) AND (b <> startAlphaB) AND (b+c <=90) )
THEN BEGIN;
LL := (LL+BB)/2;
LL3:= DIPanteil*LL;
IF (LL >= 0) AND (LId-LL >= 0) AND (SS >= 0)
25 THEN BEGIN;
IF letzterDurchgang = 'nichtNurPositiv'
THEN BEGIN;
WRITELN;
StabilitaetMCP(bmerker,cmerker);
30 WRITELN('*1',cmerker:6:2,bmerker:6:2,EEmerker:6:2,
LLmerker:6:2,IPmerker:6:2,LIdmerker-LLmerker:6:2,
SSmerker:6:2,PPmerker:6:2,PPmerker+LLmerker:6:2,'
',
TBpB, TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC,
35 detmerker:6:4);

WRITELN(daten,'*1',cmerker:6:2,bmerker:6:2,EEmerker:6:2,
LLmerker:6:2,IPmerker:6:2,LIdmerker-LLmerker:6:2,
SSmerker:6:2,PPmerker:6:2,PPmerker+LLmerker:6:2,'
40 ',
TBpB, TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC, '
',
detmerker:5:2);
END;
45 IF LL<> 0
THEN BEGIN
LLAndersberechnet := ( MCPstreckhebelB(b,c)*EE
- beugehebelB(b,c,1)*(PP+SS) - IpHebelB(b,c)*IP
- IdHebelB(b,c)*(LId-LL) ) /lumbricalhebelB(b,c);
50 Lfehler := ( LL - LLAndersberechnet )/LL;
END
ELSE BEGIN

```

```

        Lfehler := 99.999;
        END;
        StabilitaetMCP(b,c);

5          WRITELN('1 ',c:6:2,b:6:2,EE:6:2,LL:6:2,IP:6:2,LId-
LL:6:2,
          SS:6:2,PP:6:2,PP+LL:6:2,alphaC2:5:1,alphaB2:5:1,'
',det:3:2, Lfehler:3:2);
          WRITELN(daten,'1 ',c:5:1,b:5:1,EE:6:2,LL:6:2,IP:6:2,
10         LId-
LL:6:2,SS:6:2,PP:6:2,PP+LL:6:2,alphaC2:5:1,alphaB2:5:1,' ',det:3:2,' ',
          Lfehler:3:2);

        (*      StabilitaetPIP(alphaB2,alphaC2);
15         WRITELN(' 2',alphaC2:5:1,alphaB2:5:1,EE2:6:2,LL:6:2,
          IP2:6:2,LId-LL:6:2,SS:6:2,PP:6:2,PP+LL:6:2,' ',TBpB,
          TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC);
          WRITELN(daten,'
20         2',alphaC2:5:1,alphaB2:5:1,EE2:6:2,LL:6:2,
          IP2:6:2,LId-LL:6:2,SS:6:2,PP:6:2, PP+LL:6:2,' ',TBpB,
          TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC, 'BB=',
          BB:4:2);

          StabilitaetDIP(alphaB3,alphaC3);
25         WRITELN(' 3',alphaC3:5:1,alphaB3:5:1,EE3:6:2,LL3:6:2,
          IP3:6:2,LId3-LL3:6:2,' 0,0 ',PP:6:2,PP+LL:6:2,'
',TBpB,
          TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC);
          WRITELN(daten,'
30         3',alphaC3:5:1,alphaB3:5:1,EE3:6:2,LL3:6:2,
          IP3:6:2,LId3-LL3:6:2,' 0,0 ', PP:6:2,PP+LL:6:2,' ',
          TBpB, TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC, '
',LLAndersberechnet:4:2);
        *)
35         letzterDurchgang := 'nurPositiv';
        END
        ELSE BEGIN;
          IF letzterDurchgang = 'nurPositiv'
          THEN BEGIN;
40             StabilitaetMCP(b,c);
             WRITELN('*1',c:6:2,b:6:2,EE:6:2,LL:6:2,IP:6:2,
             LId-LL:6:2,SS:6:2,PP:6:2,PP+LL:6:2,' ',TBpB,
             TBmB,
             TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC, det:6:4);
45         WRITELN(daten,'*1',c:6:2,b:6:2,EE:6:2,LL:6:2,IP:6:2,
             LId-LL:6:2,SS:6:2,PP:6:2,PP+LL:6:2,' ',TBpB,
             TBmB,
             TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC, ' ',
50         det:5:2);
        END;
        cmerker := c ; bmerker := b ;

```

```

EEmerker := EE ;   LIdmerker := LId;
LLmerker := LL ;   SSmerker  := SS ;
IPmerker := IP ;   PPmerker  := PP ;
detmerker:= det;
5      letzterDurchgang := 'nichtNurPositiv';
      END;

      b:=10000;
      END;
10     detVorher:=det;
      b:=b+(1/schrittB);
      UNTIL b>(95-c);                                (* Obergrenze von alphaC *)
      c:= c+schrittC;
      UNTIL c> 90-startAlphaB+schrittC;
15     Ip :=Ip+IpSchritt;
      UNTIL Ip > IpLimit;
      LId := LId+LIdSchritt;
      WRITELN(daten);
      UNTIL LId > LIdLimit;
20
      WRITELN;
      WRITE('Bitte "Enter" dr cken!');
      (* READLN(wort);*)
      frage:
25     CLRSCR;
      WRITELN('Bitte wählen Sie (1 bis 5) !');
      WRITELN;
      WRITELN('Ebene 1: Andere Gleichgewichtslage am DIP wählen');
      WRITELN('Ebene 2: Andere Gleichgewichtslage am PIP wählen');
30     WRITELN('Ebene 3: Andere Kräfte wählen');
      WRITELN('      4: Das Programm beenden');
      (* READLN(wort);*) wort:='4';
      IF wort = '1' THEN GOTO ebene2;
      IF wort = '2' THEN GOTO ebene3;
35     IF wort = '3' THEN GOTO ebene4;
      IF wort = '4' THEN GOTO ende;
      GOTO frage;
      ende:
      END;
40
      procedure assi;
      var name:string[60];
      begin
      write('Name der Wertedatei eingeben: ');
45     readln(name);
      name:='c:\bp\WERTE_UN\'+name+'.txt';
      assign(daten,name);
      end;
      (*****
50     ***
      Das Hauptprogramm ist nur eine Komposition der einzelnen Komponenten:

```

***)

```
BEGIN;
5   CLRSCR;
    wertzuweisung;
    Daten_alter_Mittelpunkt;
    programmwahl;
    assi;
10  REWRITE ( daten );

    AnatDatenAusgabe;

15  (*   DIPgleichgewicht;*) (* Die hier berechneten Daten stehen auch in
    der *)
    (*   PIPgleichgewicht;*) (* Prozedur wertzuweisung. Diese Prozeduren
    müssen
20                                     aktiviert werden, wenn die zugrundegelegten
    Daten verändert werden.
    *)
    anfang:
    kraefte;
    CLOSE (daten);
25  (* WRITE('Möchten Sie das Programm wirklich beenden? (j/n) ');
    READLN(wort);
    IF wort = 'n' THEN GOTO anfang;*)
    End.
```

30 5.1.1.2 Die Unit f2unit2

unit f2unit2;

interface

```
35  FUNCTION abstand(axx, ayy, bxx, byy: REAL):REAL;
    FUNCTION rPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
    FUNCTION phiPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
    FUNCTION xKartes (r,phi : REAL) : REAL;
    FUNCTION yKartes (r,phi : REAL) : REAL;
40  VAR   RB,RC,RC2,FPx,FPy,FSx,FSy,HPx,HPy,HSx,HSy,Ix,Iy,R:
           ARRAY[1..3]           OF REAL;
           obergrenze:           ARRAY[1..3]           OF INTEGER;
           gleichalphaB:        ARRAY[-1..200]        OF REAL;
           gleichDIP, gleichPIP: ARRAY[0..100,0..10]OF REAL;
45  DIx, DIy, DLx, DLy, Mdx, Mdy, RD, Ax, Ay, Bx, By, Lx, Ly:REAL;
    AStrichx, AStrichy, BStrichx, BStrichy, L1, L2, L3: REAL;
    deltaIp1, deltaIp2, deltaId1, deltaId2, dAB, d0, dT1: REAL;
    SS, PP, EE, LL, Ip, Id, LIId, EIp, BB: REAL;
50  alphaB, alphaC, alphaB3, alphaC3, alphaC2, alphaB2, al2, al3,
    wer, ner, schrittB, schrittC, detvorher, b, c,
```

```

        startAlphaB, startAlphaC, aa, aaa, bbb ,bbbb, cc ,ccc, dd, ddd,
EEEE, BBBB : REAL;
        i,j,k,m,n,index,aas,zeile,zeile2,zeile3: INTEGER;
        wort, word, programm1, programm2, letzterDurchgang:
5  STRING[90];
        rBB, x, y, x1, x2, y1, y2, psi, er, phi, theta, hilf,
        hilfe, help, m1, m2, tC, tB, g1, g2, K1, K2, det, merker:REAL;
        K1Id, K2Id, K1Ip, K2Ip, hilf : REAL;
10  TBB, TCC, TBplusB, TBminusB, TBplusC, TBminusC, TCplusB,
TCminusB,
        TCplusC, TCminusC : REAL;
        TBpB, TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC:
STRING[10];
        dehnIP, dehnId, dehnP, dehnS, dehnL, dehnE, ww, qq, tt, kk, gg,
15  FsteigIP, FsteigId, FsteigP, FsteigS, FsteigL, FsteigE, nn: REAL;
        alIPE, alIPEstern, alBereich, IPanteil, DIPanteil :REAL;
        LIId3, EE3, Ip3, EE2, Ip2, LL3 :REAL;
        negIntrinsic, nennerB, nennerC :REAL;
20  cmerker, bmerker, EEmerker, LLmerker, IPmerker, LIIdmerker,
SSmerker, PPmerker, detmerker , Lfehler, LLAndersberechnet: REAL;
        IpSchritt, LIIdSchritt, LIIdLimit, IpLimit :REAL;
        daten :TEXT;
        Mc2x,Mc2y :REAL;
        Daten_neu
25  :Boolean;
        {Schalter, ob am MCP neuer oder alter Datensatz}
        my :REAL;
        {Grenzwinkel beim MCP, ab wo kleinerer Kreis beginnt}
30  x_neu, y_neu, phiDrehMyAlt, rDrehAlt, r_Dreh, I1, I2 :REAL;
        v1, v2, w1, w2: REAL;
        RC1_alt, RC1_neu, RB1_alt, R1_alt, FPx1_alt, FPy1_alt :REAL;
        FSx1_alt, FSy1_alt, HPx1_alt, HPy1_alt, HSx1_alt, Ix1_alt :REAL;
        Iy1_alt, DIx_alt, DIy_alt, DLx_alt, DLy_alt, Ax_alt :REAL;
        Ay_alt, Bx_alt, By_alt, AStrichx_alt, AStrichy_alt :REAL;
35  BStrichx_alt, BStrichy_alt, Lx_alt, Ly_alt, R1_neu :REAL;
        HSy1_alt, Mdx_alt, Mdy_alt, p_halbe, kuh, S1, S2, t :REAL;
{6.4.} K1_alt, K2_alt, Dx_alt, Dy_alt, x_alt, y_alt, Dx, Dy,
        xxx, yyy, schrott:REAL;
        programm3:
40  STRING[20];
        Landsmeer, LandsmMaxWinkel, LandsmMaxStrecke:
REAL;
        PROCEDURE wertzuweisung;
        PROCEDURE Daten_neuer_Mittelpunkt;
45  PROCEDURE Daten_alter_Mittelpunkt;
        PROCEDURE K_alt;

50  implementation

        PROCEDURE wertzuweisung;

```

```

(*****
**
In dieser Prozedur wird den einzelnen Variablen ihr jeweiliger anatomischer
Wert zugewiesen. Die Bedeutung der einzelnen Variablen wird im Kapitel
5 "Anatomische Daten" erläutert.
*****
***)
BEGIN
10      RC1_alt := 6.9          ; RC[2] := 4.4 ; RC[3] := 3.0
;
      RC1_neu := 5.8 ;
      RB1_alt := 10.3;
15      RB[1] := RB1_alt      ; RB[2] := 5.5 ; RB[3] := 3.9
;
      R1_alt := RB1_alt - RC1_alt;
      R1_neu := RB1_alt - RC1_neu;
              R[2] := RB[2] - RC[2];
20              R[3] := RB[3] - RC[3] ;
      FPx1_alt :=-11 ; FPx[2] :=-10 ; FPx[3] :=-3.5 ;
      FPy1_alt :=-10 ; FPy[2] :=-6.5 ; FPy[3] :=-4 ;
      FSx1_alt :=-11 ; FSx[2] :=-10 ;
      FSy1_alt :=-10 ; FSy[2] :=-6.5 ;
25      HPx1_alt := 8 ; HPx[2] := 10 ; HPx[3] := 6 ;
      HPy1_alt :=-8 ; HPy[2] :=-5.5 ; HPy[3] :=-3 ;
      HSx1_alt := 8 ; HSx[2] := 10 ;
      HSy1_alt :=-8 ; HSy[2] :=-5.5 ;
      Ix1_alt := 8.5 ; Ix[2] := 8 ; Ix[3] := 6 ;
      Iy1_alt := 5 ; Iy[2] := 4 ; Iy[3] := 3 ;
30      obergrenze[1]:= 90; obergrenze[2]:= 100; obergrenze[3]:= 70 ;
      DIx_alt :=-4.5 ; DIy_alt :=-1 ;
      DLx_alt :=-3 ; DLy_alt :=-7.5 ;
      Mdx_alt := 1 ; Mdy_alt := 3.5 ; RD := 3.9 ;
35      Ax_alt := 8.5 ; Ay_alt := 5 ;
      Bx_alt := 13 ; By_alt := 5 ;
      AStrichx_alt := 27 ; AStrichy_alt := 4 ;
      BStrichx_alt := 46 ; BStrichy_alt := 4 ;
      Lx_alt := BStrichx_alt ; Ly_alt := BStrichy_alt ;
40      L1 := 45 ; L2 := 25 ; L3 := 16 ;
      deltaIp1 := 33 ; deltaIp2 := 43 ;
      deltaId1 := 20 ; deltaId2 := 22 ;
      dAB := 7 ; d0 := 1 ; dT1 := 3 ;
      alIPE := 60; alIPEstern := 80; alBereich := 10 ;
45      LandsmMaxwinkel:= 65 ; LandsmMaxStrecke:= 1.8;
      FsteigIP:= 0.1; ; FsteigId:= 0.1;
      FsteigP := 0.1; ; FsteigS := 0.1;
      FsteigE := 0.15; ; FsteigL := 0.1;
      (* Im isotonischen Fall werden die folgenden sechs Variablen
50 gleich Null gesetzt. *)
      FsteigIP:= 0; ; FsteigId:= 0;
      FsteigP := 0; ; FsteigS := 0;

```

```

FsteigE := 0;                                ; FsteigL := 0;

gleichDIP[0,1] := 8 ; (*Zeilenanzahl *)
5 gleichDIP[1,1] := 2.424 ; gleichDIP[1,2] := -2.424 ;
gleichDIP[2,1] := 3.798 ; gleichDIP[2,2] := 6.202 ;
gleichDIP[3,1] := 4.980 ; gleichDIP[3,2] := 15.020 ;
gleichDIP[4,1] := 5.980 ; gleichDIP[4,2] := 24.020 ;
gleichDIP[5,1] := 6.818 ; gleichDIP[5,2] := 33.182 ;
10 gleichDIP[6,1] := 7.465 ; gleichDIP[6,2] := 42.535 ;
gleichDIP[7,1] := 7.869 ; gleichDIP[7,2] := 52.131 ;
gleichDIP[8,1] := 7.869 ; gleichDIP[8,2] := 62.131 ;

gleichPIP[0,1] := 11 ; (* Zeilenanzahl *)
15 gleichPIP[1,1] := -0.414 ; gleichPIP[1,2] := 0.414 ;
gleichPIP[2,1] := 1.232 ; gleichPIP[2,2] := 8.768 ;
gleichPIP[3,1] := 2.667 ; gleichPIP[3,2] := 17.333 ;
gleichPIP[4,1] := 3.929 ; gleichPIP[4,2] := 26.071 ;
gleichPIP[5,1] := 5.081 ; gleichPIP[5,2] := 34.919 ;
20 gleichPIP[6,1] := 6.162 ; gleichPIP[6,2] := 43.838 ;
gleichPIP[7,1] := 7.172 ; gleichPIP[7,2] := 52.828 ;
gleichPIP[8,1] := 8.172 ; gleichPIP[8,2] := 61.828 ;
gleichPIP[9,1] := 9.172 ; gleichPIP[9,2] := 70.828 ;
gleichPIP[10,1] := 10.242 ; gleichPIP[10,2] := 79.758 ;
25 gleichPIP[11,1] := 11.525 ; gleichPIP[11,2] := 88.475 ;

negIntrinsic := 0;

Daten_neu:=false; {zun,,chst alte Daten}

30 my:=45; {Grenzwinkel am MCP}
Mc2x:=(RC1_alt-RC1_neu)*cos(my*pi/180); {neuer zweiter Mittelpunkt
am}
Mc2y:=- (RC1_alt-RC1_neu)*sin(my*pi/180); {MCP mit kleinerem Radius}
35 K1_alt := 0; K2_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
Dx_alt := 0; Dy_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
x_alt := 0; y_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
END;

40 PROCEDURE Daten_neuer_Mittelpunkt;
BEGIN
RC[1] := RC1_neu ;
R[1] := R1_neu ;
45 FPx[1] := FPx1_alt - Mc2x ;
FPy[1] := FPy1_alt - Mc2y ;
FSx[1] := FSx1_alt - Mc2x ;
FSy[1] := FSy1_alt - Mc2y ;
HPx[1] := HPx1_alt - Mc2x ;
HPy[1] := HPy1_alt - Mc2y ;
50 HSx[1] := HSx1_alt - Mc2x ;
HSy[1] := HSy1_alt - Mc2y ;
Ix[1] := Ix1_alt - Mc2x ;

```

```

        Iy[1] := Iy1_alt - Mc2y ;
        DIx := DIx_alt - Mc2x ;        DIy := DIy_alt - Mc2y
;
        DLx := DLx_alt - Mc2x ;        DLy := DLy_alt - Mc2y
5 ;
        Mdx := Mdx_alt - Mc2x ;        Mdy := Mdy_alt - Mc2y
;
        Ax := Ax_alt - Mc2x ;        Ay := Ay_alt - Mc2y
;
10        Bx := Bx_alt - Mc2x ;        By := By_alt - Mc2y
;
        AStrichx := AStrichx_alt - Mc2x;        AStrichy := AStrichy_alt -
Mc2y;
        BStrichx := BStrichx_alt - Mc2x;        BStrichy := BStrichy_alt -
15 Mc2y;
        Lx := BStrichx ;        Ly := BStrichy
;
{6.4.} K1 := K1_alt - Mc2x ;        K2 := K2_alt - Mc2y
;
20 {6.4.} Dx := Dx_alt - Mc2x ;        Dy := Dy_alt - Mc2y
;
{6.4.} x := x_alt - Mc2x ;        y := y_alt - Mc2y
;
        Daten_neu:=true;        {neue Daten gewaehlt}
25 END;

PROCEDURE Daten_alter_Mittelpunkt;
BEGIN
        RC[1] := RC1_alt ;
30        R[1] := R1_alt ;
        FPx[1] := FPx1_alt ;
        FPy[1] := FPy1_alt ;
        FSx[1] := FSx1_alt ;
        FSy[1] := FSy1_alt ;
35        HPx[1] := HPx1_alt ;
        HPy[1] := HPy1_alt ;
        HSx[1] := HSx1_alt ;
        HSy[1] := HSy1_alt ;
        Ix[1] := Ix1_alt ;
40        Iy[1] := Iy1_alt ;
        DIx := DIx_alt ;        DIy := DIy_alt ;
        DLx := DLx_alt ;        DLy := DLy_alt ;
        Mdx := Mdx_alt ;        Mdy := Mdy_alt ;
        Ax := Ax_alt ;        Ay := Ay_alt ;
45        Bx := Bx_alt ;        By := By_alt ;
        AStrichx := AStrichx_alt;        AStrichy := AStrichy_alt;
        BStrichx := BStrichx_alt;        BStrichy := BStrichy_alt;
        Lx := BStrichx ;        Ly := BStrichy ;
{6.4.} K1 := K1_alt ;        K2 := K2_alt ;
50 {6.4.} Dx := Dx_alt ;        Dy := Dy_alt ;
{6.4.} x := x_alt ;        y := y_alt ;

```

```

        Daten_neu:=false          ;          {alte Daten gewaehlt}
    END;

    PROCEDURE K_alt;
5      BEGIN
        IF Daten_neu
        THEN BEGIN
{6.4.}      K1_alt := K1+Mc2x;
{6.4.}      K2_alt := K2+Mc2y;
10         END
{6.4.} ELSE BEGIN
{6.4.}      K1_alt := K1;
{6.4.}      K2_alt := K2;
{6.4.}      END;
15     END;

    (*****
    **
    Die nächsten fünf Funktionen dienen zur Berechnung des Abstandes zweier
20   Punkte und zur Bestimmung der Polar- bzw. der kartesischen Koordinaten
    eines
    Punktes.
    *****)
25   (**)
        FUNCTION abstand(axx, ayy, bxx, byy: REAL):REAL;
            BEGIN;
                abstand:= sqrt(sqr(axx-bxx)+sqr(ayy-byy));
            END;
30   (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

    (**)
35   FUNCTION rPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
        BEGIN
            rPOLAR:= sqrt(xx*xx + yy*yy);
        END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)
40   (**)
        FUNCTION phiPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
            VAR phi_Polar: REAL;
            BEGIN
45             phi_Polar:= -arctan(yy/xx)*180/pi;
                phiPolar:= phi_Polar;
                IF xx<0 THEN phiPolar:= phi_Polar + 180;
            END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
50   *****)

    (**)

```

```

        FUNCTION xKartes(r,phi : REAL) : REAL;
        BEGIN
            xKartes:= r*cos(phi*pi/180);
        END;
5  (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

    (* *)
10  FUNCTION yKartes(r,phi : REAL) : REAL;
    BEGIN
        yKartes:= -r*sin(phi*pi/180);
    END;
end.

15

```

5.1.2 Der belastete Finger

5.1.2.1 Das Hauptprogramm

```

PROGRAM belasteter_fingerME;
20 (*****
   **
   Dieses Programm dient zur numerischen Bestimmung der Gleichgewichtslagen
   eines belasteten Fingers. Auaerdem werden zu einer vorgewaehlten Gleich-
   gewichtslage die erforderlichen Kraefte berechnet.
25 *****)

   {$N+}
   USES La_unit1, crt, graph, maths, printer;
30 LABEL anfang, frage, ebene1, ebene2, ebene3, ebene4, ende,
schleifenschluss;
   CONST q=1;
{alle variablendeklarationen in unit LA_unit1}
{ebenso procedure wertzuweisung}

35 PROCEDURE programmwahl;
   BEGIN;
       programm1 := '2'; (* 1: Ip wirkt immer auf die
40 Interphalangealgelenke.
                                2: Ip wirkt gemaess Streckkraft-Verteiltheorie
auf
                                die IPs.
       *)

45       programm2 := '2'; (* 1: E wirkt nie auf Interphalangealgelenke.
                                2: E wirkt gemaess Streckkraft-Verteiltheorie
auf
                                die IPs.
       *)

50

```

```

        programm3 := '1'; (* 1: PIP-Hebelarm-Schrumpfung durch Landsmeer-
Band
                                2: kein Landsmeer-Effekt
*)
5
        END;
        (*****
        *****)

10  PROCEDURE Lastdaten;
        BEGIN;
        alpha1 := 50;
        alpha2 := 30;
        alpha3 := 10;
15  last := 10;      (*positiv = streckende Wirkung*)
        lastwinkel:= 30;      (*positiv = k rzere Hebel*)

        startwinkel1C := 27.5;      endwinkel1C := 50;
        startwinkel2C := 25.5;      endwinkel2C := 27.5;
20  startwinkel3C := 5.5;      endwinkel3C := 11;

        schritt1 := 5;
        schritt2 := 0.1;
        schritt3 := 0.1;
25
        END;

        (*****
        ***
30  In den folgenden Funktionen werden die Polarkoordinaten berechnet, die ein
        Punkt (x,y) nach einer Drehung um alphaC bzw alphaB erhaelt.
        *****)
35  FUNCTION rDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
        BEGIN
        {6.4.}
        {7.4.}IF Daten_neu
        {7.4.}THEN Writeln('Es müssen alte Daten eingeben werden in rdreh!');
40  IF (index=1) AND (alphaC>my)
        THEN BEGIN;
        hilf := x+R[1];
        rBB:= rPolar(hilf,y);
        psi:= phiPolar(hilf,y);
45  rDrehAlt:= sqrt (R[1]*R[1] + rBB*rBB
        - 2*R[1]*rBB*cos((alphaB +
        psi)*pi/180));
        phiDrehMyAlt:= AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi/180)*rBB
        /rDrehAlt,Grad) + my;
50  IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDrehAlt)))
        THEN phiDrehMyAlt:= 180 - (AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi
        /180)*rBB/rDrehAlt,Grad)) + my;

```

```

x_neu:= xKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2x;
y_neu:= yKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2y;

rDreh:= rPolar(x_neu,y_neu); (* Koordinate bzgl. neuen KoSy *)
5  Daten_neuer_Mittelpunkt;
   END
ELSE BEGIN;
   hilf := x+R[index];
   rBB:= rPolar(hilf,y);
10  psi:= phiPolar(hilf,y);
   rDreh:= sqrt(R[index]*R[index] + rBB*rBB
               - 2*R[index]*rBB*cos((alphaB + psi)*pi/180));
   END;
   END;
15  (***** Ende eines Teilprogramms
   *****)

   (* *)
   FUNCTION phiDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
20   var phid, rDre :real;
   BEGIN
   {6.4.}
   {7.4.}IF Daten_neu
   {7.4.}THEN Writeln('es müssen alte Daten eingeben werden in phidreh!');
25   IF (index=1) AND (alphaC>my)
   THEN BEGIN;
   hilf := x+R[1];
   rBB:= rPolar(hilf,y);
   psi:= phiPolar(hilf,y);
30   rDrehAlt:= sqrt(R[1]*R[1] + rBB*rBB
                  - 2*R[1]*rBB*cos((alphaB +
psi)*pi/180));
   phiDrehMyAlt:= AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi/180)*rBB
                          /rDrehAlt,Grad) + my;
35   IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDrehAlt)))
   THEN phiDrehMyAlt:= 180 - (AU_arcsin(sin((alphaB + psi)*pi
                          /180)*rBB/rDrehAlt,Grad)) + my ;
   x_neu:= xKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2x;
   y_neu:= yKartes(rDrehAlt,phiDrehMyAlt) - Mc2y;
40   r_Dreh:= rPolar(x_neu,y_neu);

   hilf := x_neu + R1_neu;
   rBB := rPolar(hilf,y_neu);
   psi := phiPolar(hilf,y_neu);
45   phiD:=AU_arcsin(sin((psi)*pi/180)*rBB
                   /r_Dreh,Grad) + alphaC-my;
   IF (SQR(rBB) < (SQR(R1_neu)+SQR(r_Dreh)))
   THEN phiD:= 180 - (AU_arcsin(sin((psi)*pi
                          /180)*rBB/r_Dreh,Grad)) + alphaC-
50   my ;

   (* Koordinate bzgl. neuen KoSy
   *)

```

```

        PhiDreh:=phid;
        Daten_neuer_Mittelpunkt;
        END
5      ELSE BEGIN;
        hilf:= x+R[index];
        rBB:= rPolar(hilf,y);
        psi:= phiPolar(hilf,y);
        rDre:= rDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);

10      IF (SQR(rBB) < (SQR(R[index])+SQR(rDre)))
        THEN phiD:= 180 -
        AU_arcsin(sin((alphaB+psi)*pi/180)*rBB/rDre,Grad)
            + alphaC

15      ELSE phiD:=
        AU_arcsin(sin((alphaB+psi)*pi/180)*rBB/rDre,Grad)
            + alphaC;
        phiDreh:= phiD;
        END;
20      END;

        (***** Ende eines Teilprogramms
        *****)

25      FUNCTION xDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
        VAR jjjj, kkkk, xdre: REAL;
        BEGIN

30      jjjj:= rDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);
        IF (Daten_neu) AND (index=1) THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        kkkk:= phiDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);

        xDre:= xKartes(jjjj,kkkk);

35      IF (Daten_neu) AND (index=1)
        THEN BEGIN;
            xDre:= xDre+Mc2x;
            Daten_alter_Mittelpunkt;
40      END;
        IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        xDreh:= xDre;
        END;

        (***** Ende eines Teilprogramms
        *****)

45      FUNCTION yDreh (x,y,alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER) : REAL;
        VAR jjjj, kkkk, ydre: REAL;
        BEGIN

50      jjjj:= rDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);
        IF (Daten_neu) AND (index=1) THEN Daten_alter_Mittelpunkt;

```

```

kkkk:= phiDreh(x,y,alphaB,alphaC,index);

yDre:= yKartes(jjjj,kkkk);

5   IF (Daten_neu) AND (index=1)
    THEN BEGIN;
        yDre:= yDre+Mc2y;
        Daten_alter_Mittelpunkt;
    END;
10  IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
    yDreh:= yDre;
    END;

(*****
15  ***
    Die effektiven Hebelarml,,ngen der sechs Muskeln bzgl. der sechs Drehzentren
    werden in den folgenden Funktionen ermittelt.
    *****)
20  FUNCTION streckhebelB(alphaB,alphaC: REAL; index: INTEGER): REAL;
    BEGIN
        er          := rDreh(Ix[index],Iy[index],alphaB,alphaC,index);
        phi         := phiDreh(Ix[index],Iy[index],alphaB,alphaC,index);
25  theta         := arccos(RC[index]/er,Grad)-phi;

        streckhebelB:= RC[index]+R[index]*cos((theta+alphaC)*pi/180);
    END;
(***** Ende eines Teilprogramms
30  *****)
    FUNCTION beugehebelC(alphaB,alphaC: REAL; i: integer): REAL;
        var phih,rh:real;
        BEGIN
35  {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            rh:=rDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
        {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            phih:=phiDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
            hilfe:= xKartes(rh,phih);
40  help := yKartes(rh,phih);

            m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
            m2:= R[i]*sin(alphaC*pi/180);
45  g1:= FPx[i]-hilfe;
            g2:= FPy[i]-help;

            tC:= -((FPx[i]/g2)+(FPy[i]/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));
            tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(FPx[i]/g2)-(FPy[i]/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));
50  beugehebelC:= sqrt( sqrt(FPx[i] + tC*g1)
                        + sqrt(FPy[i] + tC*g2) );

```

```

        END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

5  (* *)
    FUNCTION beugehebelB(alphaB,alphaC: REAL; i: integer): REAL;
        var rh,phih, rdre, phidre :real;
        BEGIN

10 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        rh:=rDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        phih:=phiDreh(HPx[i],HPy[i],alphaB,alphaC,i);
        hilfe:=xKartes(rh,phih);

15
        help := yKartes(rh,phih);
            m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
            m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);

20

        g1:= FPx[i]-hilfe;
        g2:= FPy[i]-help;

        tC:= -((FPx[i]/g2)+(FPy[i]/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));
25 tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(FPx[i]/g2)-(FPy[i]/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));

        beugehebelB:= sqrt(  sqr (FPx[i] + tB*g1 - m1)
                            + sqr (FPy[i] + tB*g2 - m2)  );

        END;

30
    (* *)
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)

    FUNCTION intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,Dx,Dy: REAL): REAL;(*benoetigt
35 fuer K1,K2 die Nullagen-Koordinaten.*)
    {7.4.} VAR rdre, phidre: REAL;
        BEGIN
            i:= 1;

    {6.4.}
40 {7.4.} IF Daten_neu THEN WRITELN('intrinsicbeugerC will nur alte Daten!');
    {7.4.} rDre := rDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
    {6.4.} phiDre := phiDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
    {7.4.} hilfe:= xKartes(rdre, phidre);
45 {7.4.} help := yKartes(rDre,phiDre);
        IF alpha1C>=my
            THEN BEGIN
    {20.4.} Dx := Dx - Mc2x;
    {20.4.} Dy := Dy - Mc2y;
50
        END;
    {6.4.}

```

```

m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);
g1:= Dx-hilfe;
g2:= Dy-help;
5
tC:= -((Dx/g2)+(Dy/g1))/((g1/g2)+(g2/g1));

hilfe := sqrt(  sqr (Dx + tC*g1) + sqr (Dy + tC*g2)  );
10 IF (Dy + tC*g2) > 0 THEN BEGIN;
        intrinsicbeugerC:= -hilfe;
        negIntrinsic := 1;
        END
        ELSE BEGIN;
        intrinsicbeugerC:=  hilfe;
15        END;
        END;
        (***** Ende eines Teilprogramms
        *****)

20 (* *)
        FUNCTION intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,Dx,Dy: REAL): REAL;
        {7.4.} VAR rdre, phidre: REAL;
        BEGIN
                i:= 1;
25 {7.4.} IF Daten_neu THEN WRITELN('intrinsicbeugerB will nur alte Daten!');
        {7.4.} rDre := rDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
        {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        {6.4.} phiDre := phiDreh(K1,K2,alphaB,alphaC,i);
        {7.4.} hilfe:= xKartes(rdre, phidre);
30 {7.4.} help := yKartes(rDre,phiDre);
        IF alphaC>=my
        THEN BEGIN
        {20.4.}      Dx := Dx - Mc2x;
        {20.4.}      Dy := Dy - Mc2y;
35        END;

                m1:= -R[i]*cos(alphaC*pi/180);
                m2:=  R[i]*sin(alphaC*pi/180);

40        g1:= Dx-hilfe;
        g2:= Dy-help;

        tB:= ((m1/g2)+(m2/g1)-(Dx/g2)-(Dy/g1))/((g2/g1)+(g1/g2));

45        hilfe:= sqrt(  sqr (Dx + tB*g1 - m1)
                        + sqr (Dy + tB*g2 - m2)  );
        IF (Dy + tB*g2) > m2 THEN BEGIN;
                intrinsicbeugerB:= -hilfe;
                negIntrinsic := 1;
50        END
        ELSE BEGIN;
                intrinsicbeugerB:=  hilfe;

```

```

                                END;

    END;

    (* *)
5   (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)
        FUNCTION lumbricalHebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
            BEGIN;
                K1:= Lx;
10             K2:= Ly;
                K_alt;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        lumbricalHebelC:= intrinsicBeugerC(alphaB,alphaC,DLx,DLy);
            END;

15
        FUNCTION lumbricalHebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
            BEGIN;
                K1:= Lx;
                K2:= Ly;
20             K_alt;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        lumbricalHebelB:= intrinsicBeugerB(alphaB,alphaC,DLx,DLy);
            END;

25   (* *)
    (*****
    ***
    Die folgenden zwei Prozeduren sind zur Bestimmung der wandernen
    Interosseus-
30   Insertionsstellen.
    *****)
        PROCEDURE wirkstelleIp(alphaB,alphaC:REAL);(*Es werden die Nullagen-
    Koordinaten von K1,K2 herausgegeben.*)
35         VAR Axx,Ayy,Bxx,Byy,p1,p2,q1,q2,delta,r_Agedreht,phi_Agedreht,
            r_Bgedreht,phi_Bgedreht: REAL;
            BEGIN;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            r_Agedreht := rDreh(Ax,Ay,alphaB,alphaC,1);
40 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            phi_Agedreht := phiDreh(Ax,Ay,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            r_Bgedreht := rDreh(Bx,By,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
45         phi_Bgedreht := phiDreh(Bx,By,alphaB,alphaC,1);

            Axx:= xKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
            Ayy:= yKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
            Bxx:= xKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);
50         Byy:= yKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);

            p1 := Axx - Bxx;

```

```

p2 := Ayy - Byy;
q1 := DIx - Axx;
q2 := DIy - Ayy;

5      delta:= abs(arccos((p1*q1 + p2*q2)

/sqrt((sqr(p1)+sqr(p2))*(sqr(q1)+sqr(q2))),GRAD));
      K1:= Bx + ((delta - deltaIp1)/(deltaIp2 - deltaIp1))*(Ax - Bx);
      K2:= By + ((delta - deltaIp1)/(deltaIp2 - deltaIp1))*(Ay - By);
10     IF delta < deltaIp1 Then
        BEGIN;
        K1:= Bx;
        K2:= By;
        END;
15     IF delta > deltaIp2 Then
        BEGIN;
        K1:= Ax;
        K2:= Ay;
        END;
20     K_alt;
        K1Ip:= K1;
        K2Ip:= K2;

        END;
25     (***** Ende eines Teilprogramms
        *****)

(* *)
      PROCEDURE wirkstelleId(alphaB,alphaC:REAL);
30     VAR Axx,Ayy,Bxx,Byy,p1,p2,q1,q2,delta,r_Agedreht,phi_Agedreht,
        r_Bgedreht,phi_Bgedreht: REAL;
        BEGIN;
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt; {Salkin-Naj}
        r_Agedreht := rDreh(AStrichx,AStrichy,alphaB,alphaC,1);
35 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt; {Ekir}
        phi_Agedreht:= phiDreh(AStrichx,AStrichy,alphaB,alphaC,1);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt; {Krid}
        r_Bgedreht := rDreh(BStrichx,BStrichy,alphaB,alphaC,1);
40 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        phi_Bgedreht:= phiDreh(BStrichx,BStrichy,alphaB,alphaC,1);

        Axx:= xKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
        Ayy:= yKartes(r_Agedreht,phi_Agedreht);
        Bxx:= xKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);
45        Byy:= yKartes(r_Bgedreht,phi_Bgedreht);

        p1 := Axx - Bxx;
        p2 := Ayy - Byy;
        q1 := DIx - Axx;
50        q2 := DIy - Ayy;

        delta:= abs(arccos((p1*q1 + p2*q2)

```

```

/sqrt((sqr(p1)+sqr(p2))* (sqr(q1)+sqr(q2))),GRAD));
      K1:= BStrichx + ((delta - deltaId1)/(deltaId2
5      - deltaId1))*(Astrichx -
BStrichx);
      K2:= BStrichy + ((delta - deltaId1)/(deltaId2
      - deltaId1))*(Astrichy -
BStrichy);
      IF delta < deltaId1 Then
10      BEGIN;
      K1:= BStrichx;
      K2:= BStrichy;
      END;
      IF delta > deltaId2 Then
15      BEGIN;
      K1:= Astrichx;
      K2:= Astrichy;
      END;
      K_alt;
20      K1Id:= K1;
      K2Id:= K2;
      END;

(*****
25 ***
Es folgen Funktionen zur Hebelarmbestimmung an den intrinsischen Muskeln.
*****)
      FUNCTION IpHebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
30      BEGIN;
      wirkstelleIp(alphaB,alphaC);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
      IpHebelC:= intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
      END;
35 (***** Ende eines Teilprogramms
*****)

(* *)
      FUNCTION IpHebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
40      BEGIN;
      wirkstelleIp(alphaB,alphaC);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
      IpHebelB:= intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
      END;
45 (***** Ende eines Teilprogramms
*****)

(* *)
      FUNCTION IdHebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
50      BEGIN;
      wirkstelleId(alphaB,alphaC);
{7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;

```

```

        IdHebelC:= intrinsicbeugerC(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
    END;
    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)
5
    (* *)
    FUNCTION IdHebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
    BEGIN;
        wirkstelleId(alphaB,alphaC);
10 {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
        IdHebelB:= intrinsicbeugerB(alphaB,alphaC,DIx,DIy);
    END;

    (***** Ende eines Teilprogramms
    *****)
15
    FUNCTION MCPstreckhebelC(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
        VAR fiI, erI, fiM, erM, p, q, MCPdorsalhebelC,MCPhilfhebelC:
    REAL;
    BEGIN;
20     IF (alphaC <= my)
        THEN BEGIN;
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            fiI := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
25     erI := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
            fiM := -phiPolar(MDx,MDy);
            erM := rPolar(MDx,MDy);
            p:= 2*RD*erI*(erI-erM*cos((fiI+fiM)*pi/180))
                / (sqr(erI)-
30     2*erM*erI*cos((fiI+fiM)*pi/180)+sqr(erM));
            q:= sqr(erI)*(sqr(erM)-sqr(erM)*sqr(sin((fiI+fiM)*pi/180)))
                / (sqr(erI)-
    2*erM*erI*cos((fiI+fiM)*pi/180)+sqr(erM));
            MCPdorsalhebelC:= abs(-(p/2)-sqrt(sqr(p/2)-q));
35     IF MCPdorsalhebelC > RC[1]
        THEN MCPphilfhebelC:= MCPdorsalhebelC
            ELSE MCPphilfhebelC:= RC[1];
            MCPstreckhebelC := MCPphilfhebelC;
            END
40     ELSE BEGIN;
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
            fiI := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
    {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
45     erI := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
            I1 := xKartes(erI,fiI);
            I2 := yKartes(erI,fiI);
            w1 := I1 + Mc2x;
            w2 := I2 + Mc2y;
            v2 := 1;
50     p_halbe := w1*v2*w2/(sqr(RC1_alt) - sqr(w2));
            kuh := (sqr(RC1_alt*v2)-sqr(w1*v2))/(sqr(RC1_alt)-sqr(w2));
            v1 := -p_halbe - sqrt(sqr(p_halbe) - kuh);

```

```

t      := - (v1*I1 + v2*I2) / (sqr(v1) + sqr(v2));
S1     := I1 + t*v1;
S2     := I2 + t*v2;
MCPPhilfhebelC:= abstand(0,0,S1,S2);
5      MCPstreckhebelC:= MCPPhilfhebelC;
      END;
      END;
      (***** Ende eines Teilprogramms
      *****)
10     (* *)
      FUNCTION MCPstreckhebelB(alphaB,alphaC:REAL):REAL;
      VAR  fiI, erI, HebelC,hebelB: REAL;
      BEGIN;
15     {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
      fiI     := phiDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
      {7.4.} IF Daten_neu THEN Daten_alter_Mittelpunkt;
      erI     := rDreh(Ix[1],Iy[1],alphaB,alphaC,1);
      HebelC  := MCPstreckhebelC(alphaB,alphaC);
20
      hebelB:= HebelC + abs(R[1]*cos((pi/180)*(alphaC - fiI
      + arccos(HebelC/erI,grad))));
      MCPstreckhebelB:= HebelB;
      END;
25
      (* *)
      (***** Ende eines Teilprogramms
      *****)
30     PROCEDURE kraftverteiler;
      VAR  wink3, winkelIP, DIPdiff :REAL;
      BEGIN;
35     wink3 := 1.3*alpha3; (* Faktor 1.3, weil in natura
      DIP-Auslenkung immer
      etwas kleiner ist. *)
      winkelIP := alpha2 + wink3;
      DIPdiff := wink3 - alpha2;
40
      IPanteil:= (winkelIP/(alIPEstern-alIPE)) - (alIPE/(alIPEstern-
      alIPE));
      IF IPanteil < 0 THEN IPanteil:= 0;
      IF IPanteil > 1 THEN IPanteil:= 1;
45
      DIPanteil:= 0.5*DIPdiff/alBereich + 0.5;
      IF DIPanteil < 0 THEN DIPanteil:= 0;
      IF DIPanteil > 1 THEN DIPanteil:= 1;
50
      Landsmeer := LandsMinStrecke + (alpha2/LandsmMaxWinkel)
      *(LandsmMaxStrecke-
      LandsMinStrecke);

```

```

IF alpha2 > LandsmMaxWinkel THEN Landsmeer:= LandsmMaxStrecke;
IF alpha2 < 0 THEN Landsmeer:= LandsMinStrecke;

```

```

END;

```

5

```

(***** Ende eines Teilprogramms
*****)

```

```

PROCEDURE AnatDatenAusgabe;

```

10

```

BEGIN;

```

```

WRITELN(daten,'Zugrunde gelegte anatomische Daten:
Datum:_____');

```

```

WRITELN(daten);

```

15

```

WRITELN(daten,'alpha1 = ',alpha1:7:0, ' alpha2 =
',alpha2:7:0, ' alpha3 = ',alpha3:7:0);

```

```

WRITELN(daten,'Lastwinkel = ',lastwinkel:7:0, ' Last =
',last:7:0);

```

```

WRITELN(daten);

```

20

```

WRITELN(daten,'RC[1] = ',RC[1]:7:2, ' RC[2] =
',RC[2]:7:2, ' RC[3] = ',RC[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'RC1_neu = ',RC1_neu:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'Mc2x = ',Mc2x:7:2, ' Mc2y =
',Mc2y:7:2, ' my (æ) = ',my:7:2,'ø');

```

25

```

WRITELN(daten,'RB[1] = ',RB[1]:7:2, ' RB[2] =
',RB[2]:7:2, ' RB[3] = ',RB[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'R[1] = ',R[1]:7:2, ' R[2] =
',R[2]:7:2, ' R[3] = ',R[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'FPx[1] = ',FPx[1]:7:2, ' FPx[2] =
',FPx[2]:7:2, ' FPx[3] = ',FPx[3]:7:2);

```

30

```

WRITELN(daten,'FPy[1] = ',FPy[1]:7:2, ' FPy[2] =
',FPy[2]:7:2, ' FPy[3] = ',FPy[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'FSx[1] = ',FSx[1]:7:2, ' FSx[2] =
',FSx[2]:7:2);

```

35

```

WRITELN(daten,'FSy[1] = ',FSy[1]:7:2, ' FSy[2] =
',FSy[2]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'HPx[1] = ',HPx[1]:7:2, ' HPx[2] =
',HPx[2]:7:2, ' HPx[3] = ',HPx[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'HPy[1] = ',HPy[1]:7:2, ' HPy[2] =
',HPy[2]:7:2, ' HPy[3] = ',HPy[3]:7:2);

```

40

```

WRITELN(daten,'HSx[1] = ',HSx[1]:7:2, ' HSx[2] =
',HSx[2]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'HSy[1] = ',HSy[1]:7:2, ' HSy[2] =
',HSy[2]:7:2);

```

45

```

WRITELN(daten,'Ix[1] = ',Ix[1]:7:2, ' Ix[2] =
',Ix[2]:7:2, ' Ix[3] = ',Ix[3]:7:2);

```

```

WRITELN(daten,'Iy[1] = ',Iy[1]:7:2, ' Iy[2] =
',Iy[2]:7:2, ' Iy[3] = ',Iy[3]:7:2);

```

50

```

WRITELN(daten,'obergrenze[1]= ',obergrenze[1]:4,
obergrenze[2]= ',obergrenze[2]:4, ' obergrenze[3]= '
,obergrenze[3]:4);

```

```

        WRITELN(daten, 'DIx      = ', DIx:7:2, '      DIy      =
', DIy      :7:2);
        WRITELN(daten, 'DLx      = ', DLx:7:2, '      DLy      =
', DLy      :7:2);
5      WRITELN(daten, 'Mdx      = ', Mdx:7:2, '      Mdy      =
', Mdy      :7:2, '      RD      = ', RD:7:2);
        WRITELN(daten, 'Ax      = ', Ax:7:2, '      Ay      =
', Ay      :7:2);
10     WRITELN(daten, 'Bx      = ', Bx:7:2, '      By      =
', By      :7:2);
        WRITELN(daten, 'AStreichx = ', AStreichx:7:2, '      AStrichy =
', AStrichy:7:2);
        WRITELN(daten, 'BStreichx = ', BStreichx:7:2, '      BStrichy =
', BStrichy:7:2);
15     WRITELN(daten, 'Lx      = ', Lx:7:2, '      Ly      =
', Ly      :7:2);
        WRITELN(daten, 'L1      = ', L1:7:2, '      L2      =
', L2      :7:2, '      L3      = ', L3:7:2);
        WRITELN(daten);
20     WRITELN(daten, 'deltaIp1 = ', deltaIp1:7:2, '      deltaIp2 =
', deltaIp2:7:2);
        WRITELN(daten, 'deltaId1 = ', deltaId1:7:2, '      deltaId2 =
', deltaId2:7:2);
        WRITELN(daten, 'dAB      = ', dAB:7:2, '      d0      =
', d0      :7:2, '      dT1     = ', dT1:7:2);
25     WRITELN(daten, 'alIPE     = ', alIPE:7:2, '      alIPEstern =
', alIPEstern:7:2, '      alBereich = ', alBereich:7:2);
        WRITELN(daten);
30     WRITE(daten, 'programm1 = ', programm1:3);
        IF programm1 = '1'
        THEN WRITELN(daten, '      Ip wirkt immer auf die
Interphalangealgelenke.')
        ELSE WRITELN(daten, '      Streckkraft-Verteiltheorie verteilt Ip auf
Interphalangealgelenke.');
```

```

35     WRITE(daten, 'programm2 = ', programm2:3);
        IF programm2 = '1'
        THEN WRITELN(daten, '      E wirkt nie auf die
Interphalangealgelenke.')
        ELSE WRITELN(daten, '      Streckkraft-Verteiltheorie verteilt E auf
Interphalangealgelenke.');
```

```

40     WRITE(daten, 'programm3 = ', programm3:3);
        IF programm3 = '1'
        THEN WRITELN(daten, '      PIP-Hebelarm-Schrumpfung durch Landsmeer-
Band.')
```

```

45     ELSE WRITELN(daten, '      Kein Landsmeer-Effekt.');
```

```

        WRITELN(daten);
        WRITELN(daten);
        END;
        (***** Ende eines Teilprogramms
50     *****)
```

```

procedure DateiTaufe;
var name:string[60];
begin
  write('Name der Wertedatei eingeben: ');
5   readln(name);
   name:='c:\bp\WERTE_La\' +name+'.txt';
   assign(daten,name);
end;

10
(*****
*****
In der folgenden Prozedur werden die neuen Koordinaten der sechs
Mittelpunkte
15 und der Fingerspitze nach vorgegebener Auslenkung berechnet.

*****
*****)
PROCEDURE punktdrehung;
20   VAR helper, verschieber: REAL;
   BEGIN;
   punktx[0]:= RC[3]+L3; punkty[0]:=0; (* Fingerspitzenkoordinaten *);
   (* DIP-Drehung:
           punkt[1] entspricht M1C
25           2   entspricht M1B
           ...
           6   entspricht M3B      *);
   punktx[5]:= 0; punkty[5]:= 0;
   punktx[6]:= xKartes(R[3],180+alpha3C);
30   (* xDreh(-R[3],0,alpha3B,alpha3C,3); *)
   punkty[6]:= yKartes(R[3],180+alpha3C);
   (* yDreh(-R[3],0,alpha3B,alpha3C,3); *)
   helper:= punktx[0];
35   punktx[0]:= xDreh(punktx[0],punkty[0],alpha3B,alpha3C,3);
   punkty[0]:= yDreh(helper ,punkty[0],alpha3B,alpha3C,3);

   (* PIP-Drehung: *);
   verschieber:= L2+RC[2]-RC[3];
   punktx[3]:= 0; punkty[3]:= 0;
40   punktx[4]:= xKartes(R[2],180+alpha2c);
   (* xDreh(-R[2],0,alpha2B,alpha2c,2); *)
   punkty[4]:= yKartes(R[2],180+alpha2c);
   (* yDreh(-R[2],0,alpha2B,alpha2c,2); *)
   helper:= punktx[0];
45   punktx[0]:= xDreh(punktx[0]+verschieber,punkty[0],alpha2B,alpha2c,2);
   punkty[0]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[0],alpha2B,alpha2c,2);
   helper:= punktx[5];
   punktx[5]:= xDreh(punktx[5]+verschieber,punkty[5],alpha2B,alpha2c,2);
   punkty[5]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[5],alpha2B,alpha2c,2);
50   helper:= punktx[6];
   punktx[6]:= xDreh(punktx[6]+verschieber,punkty[6],alpha2B,alpha2c,2);
   punkty[6]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[6],alpha2B,alpha2c,2);

```

```

    (* MCP-Drehung: *);
verschieber:= L1+RC[1]-RC[2];
IF alpha1C > my
5 THEN BEGIN
    punktx[1]:= MC2x;
    punkty[1]:= MC2y;
    punktx[2]:= xKartes(R1_neu, (alpha1C+180)) + MC2x;
    punkty[2]:= yKartes(R1_neu, (alpha1C+180)) + MC2y;
10 END
ELSE BEGIN
    punktx[1]:= 0;
    punkty[1]:= 0;
    punktx[2]:= xKartes(R1_alt, (alpha1C+180));
15 punkty[2]:= yKartes(R1_alt, (alpha1C+180));
    END;
    helper:= punktx[0];
    punktx[0]:= xDreh(punktx[0]+verschieber,punkty[0],alpha1B,alpha1C,1);
    punkty[0]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[0],alpha1B,alpha1C,1);
20 helper:= punktx[5];
    punktx[5]:= xDreh(punktx[5]+verschieber,punkty[5],alpha1B,alpha1C,1);
    punkty[5]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[5],alpha1B,alpha1C,1);
    helper:= punktx[6];
    punktx[6]:= xDreh(punktx[6]+verschieber,punkty[6],alpha1B,alpha1C,1);
25 punkty[6]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[6],alpha1B,alpha1C,1);
    helper:= punktx[3];
    punktx[3]:= xDreh(punktx[3]+verschieber,punkty[3],alpha1B,alpha1C,1);
    punkty[3]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[3],alpha1B,alpha1C,1);
    helper:= punktx[4];
30 punktx[4]:= xDreh(punktx[4]+verschieber,punkty[4],alpha1B,alpha1C,1);
    punkty[4]:= yDreh(helper +verschieber,punkty[4],alpha1B,alpha1C,1);

    END;

35 PROCEDURE koordinatenAusgabe;
    VAR zahl:REAL;
    BEGIN;
    WRITE ('M1C = (' ,punktx[1]:6:2,punkty[1]:7:2,' ');
    WRITE ('M2C = (' ,punktx[3]:6:2,punkty[3]:7:2,' ');
40 WRITELN('M3C = (' ,punktx[5]:6:2,punkty[5]:7:2,' ');
    WRITE ('M1B = (' ,punktx[2]:6:2,punkty[2]:7:2,' ');
    WRITE ('M2B = (' ,punktx[4]:6:2,punkty[4]:7:2,' ');
    WRITELN('M3B = (' ,punktx[6]:6:2,punkty[6]:7:2,' ');
    WRITE('Spitze: (' ,punktx[0]:6:2,punkty[0]:7:2,' ');
45 READLN(zahl);
    END;

```

```

50 (*****
    *****
    Die folgende Prozedur dient zur Bestimmung der Hebelarme der äusseren
    Kraft.

```

Dazu werden die Abstände der Mittelpunkte zur Kraftwirkungslinie ermittelt.

 *****)

5

```
PROCEDURE aeussereKraftHebel;
  VAR KWLrichtx, KWLrichty, betrag, diskriminante: REAL;
  BEGIN;
    (* Als St tzvektor der Kraftwirkungslinie dient der Ortsvektor der
10 neuen
    Koordinaten der Fingerspitze (punktX[0],punktY[0]). Den
    Richtungsvektor
    der KWL erh,,lt man durch Drehung des Richtungsvektors der Endphalanx
    (punktX[0]-punktX[6],punktY[0]-punktY[6]) um den Lastwinkel: *)
```

15

```
    KWLrichtx:= xKartes (rPolar (punktX[0]-punktX[6],punktY[0]-punktY[6]),
    phiPolar (punktX[0]-punktX[6],punktY[0]-
punktY[6])+lastwinkel);
```

20

```
    KWLrichty:= yKartes (rPolar (punktX[0]-punktX[6],punktY[0]-punktY[6]),
    phiPolar (punktX[0]-punktX[6],punktY[0]-
punktY[6])+lastwinkel);
```

```
    betrag:=sqrt (sqr (KWLrichtx)+sqr (KWLrichty));
```

```
    KWLrichtx:= KWLrichtx/betrag;      (* Normierung des Richtungsvektors *)
```

```
    KWLrichty:= KWLrichty/betrag;
```

25

```
    FOR zeile:= 1 TO 6 DO
```

```
      BEGIN;
```

```
        diskriminante:= sqr (punktX[zeile]-punktX[0])
        +sqr (punktY[zeile]-
```

30

```
punktY[0])
        -sqr ((punktX[zeile]-punktX[0])*KWLrichtx
        +(punktY[zeile]-
punktY[0])*KWLrichty);
```

```
        IF (diskriminante<0) and (diskriminante>-0.001) THEN
```

35

```
        diskriminante:=0;
        hebelaussen[zeile]:= sqrt ( diskriminante );
```

```
        h[zeile,7]:= hebelaussen[zeile]*(-last);
```

```
        hh[zeile,7]:= h[zeile,7];
```

40

```
      END;
```

```
    END;
```

```
(* Die nächste Prozedur stellt die Hebelarmmatrix zusammen. Die 7. Spalte
wurde in der Prozedur 'aeussereKrafthebel' mit dem Drehmomentvektor der
45 aeusseren Kraft beschrieben. *)
```

```
PROCEDURE innereHebel;
```

```
  BEGIN;
```

50

```
    h[1,1]:= -beugehebelC (alpha1B,alpha1C,1);
```

```
    h[1,2]:= h[1,1];
```

```
    h[1,3]:= MCPstreckhebelC (alpha1B,alpha1C);
```

```

h[1,4]:= -lumbricalhebelC(alpha1B,alpha1C);
h[1,5]:= -IdHebelC(alpha1B,alpha1C);
h[1,6]:= -IpHebelC(alpha1B,alpha1C);

5   h[2,1]:= -beugehebelB(alpha1B,alpha1C,1);
    h[2,2]:= h[2,1];
    h[2,3]:= MCPstreckhebelB(alpha1B,alpha1C);
    h[2,4]:= -lumbricalhebelB(alpha1B,alpha1C);
    h[2,5]:= -IdHebelB(alpha1B,alpha1C);
10  h[2,6]:= -IpHebelB(alpha1B,alpha1C);

    h[3,1]:= -beugehebelC(alpha2B,alpha2c,2);
    h[3,2]:= h[3,1];
    h[3,3]:= RC[2];
15  h[3,4]:= h[3,3];
    h[3,5]:= h[3,3];
    h[3,6]:= h[3,3];

    h[4,1]:= -beugehebelB(alpha2B,alpha2c,2);
20  h[4,2]:= h[4,1];
    h[4,3]:= streckhebelB(alpha2B,alpha2c,2);
    h[4,4]:= h[4,3];
    h[4,5]:= h[4,3];
    h[4,6]:= h[4,3];

25  h[5,1]:= 0;
    h[5,2]:= -beugehebelC(alpha3B,alpha3C,3);
    h[5,3]:= RC[3];
    h[5,4]:= h[5,3];
30  h[5,5]:= h[5,3];
    h[5,6]:= h[5,3];

    h[6,1]:= 0;
    h[6,2]:= -beugehebelB(alpha3B,alpha3C,3);
35  h[6,3]:= streckhebelB(alpha3B,alpha3C,3);
    h[6,4]:= h[6,3];
    h[6,5]:= h[6,3];
    h[6,6]:= h[6,3];

40  kraftverteiler;

    h[5,4]:= DIPanteil * h[5,4];
    h[5,5]:= DIPanteil * h[5,5];
    h[6,4]:= DIPanteil * h[6,4];
45  h[6,5]:= DIPanteil * h[6,5];

    IF programm1 = '1'
    THEN BEGIN;
        h[5,6]:= DIPanteil * h[5,6];
50    h[6,6]:= DIPanteil * h[6,6];
        END
    ELSE BEGIN;

```

```

        h[5,6]:= IPanteil * DIPanteil * h[5,6];
        h[6,6]:= IPanteil * DIPanteil * h[6,6];
        h[3,6]:= IPanteil * h[3,6];
        h[4,6]:= IPanteil * h[4,6];
5      END;

      IF programm2 = '1'
      THEN BEGIN;
10      h[3,3]:= 0;
        h[4,3]:= 0;
        h[5,3]:= 0;
        h[6,3]:= 0;
        END
      ELSE BEGIN;
15      h[3,3]:= IPanteil * h[3,3];
        h[4,3]:= IPanteil * h[4,3];
        h[5,3]:= IPanteil * DIPanteil * h[5,3];
        h[6,3]:= IPanteil * DIPanteil * h[6,3];
        END;
20

      IF programm3 = '1'
      THEN BEGIN;
        h[3,4]:= h[3,4]-Landsmeer;
        h[4,4]:= h[4,4]-Landsmeer;
25      h[3,5]:= h[3,5]-Landsmeer;
        h[4,5]:= h[4,5]-Landsmeer;
        END;

      FOR zeile:= 1 TO 6 DO
30      BEGIN;
        FOR spalte:= 1 TO 6 DO
          BEGIN;
            hh[zeile,spalte]:= h[zeile,spalte];
          END;
35      END;
      END;

      PROCEDURE pivot;
40      VAR helper: REAL;
      BEGIN;
        z:= arbeitsindex;
        REPEAT
          z:= z+1;
45      UNTIL (abs(h[z,arbeitsindex])>0.00001) OR (z>6);
        IF z>6 THEN
          BEGIN;
            h[arbeitsindex,arbeitsindex]:=1;
            WRITE('MIST');
50      END
          ELSE
            BEGIN;

```

```

        FOR spalde:= 1 TO 7 DO
        BEGIN;
            helper:= h[z,spalde];
            h[z,spalde]:= h[arbeitsindex,spalde];
5           h[arbeitsindex,spalde]:= helper;
            END;
        END;
    END;

10  PROCEDURE gaussElimination;
    BEGIN;

        FOR arbeitsindex:= 1 TO 5 DO
        BEGIN;
15         IF abs(h[arbeitsindex,arbeitsindex])<0.00001 THEN pivot;
            FOR zeile:= arbeitsindex+1 TO 6 DO
            BEGIN;
                FOR spalte:= arbeitsindex+1 TO 7 DO
                BEGIN;
20                 h[zeile,spalte]:= h[zeile,spalte]-
                    (h[arbeitsindex,spalte]
                    *h[zeile,arbeitsindex]/h[arbeitsindex,arbeitsindex]);
                    END;
                    h[zeile,arbeitsindex]:= 0;
25                 END;
                END;
            END;

            FOR zeile:= 2 TO 6 DO
30             BEGIN;
                FOR spalte:= 1 TO zeile-1 DO
                BEGIN;
                    h[zeile,spalte]:= 0;
                END;
            END;
35         END;
        END;

    PROCEDURE loesungsvektor;
    BEGIN;
40     IF ((h[1,1]=0) OR (h[2,2]=0) OR (h[3,3]=0) OR (h[4,4]=0) OR (h[5,5]=0)
        OR (h[6,6]=0)) THEN nulldivision := TRUE
        ELSE BEGIN;
            nulldivision := false;
            Ip:= h[6,7]/h[6,6];
45         Id:= (h[5,7]-h[5,6]*Ip)/h[5,5];
            LL:= (h[4,7]-h[4,5]*Id-h[4,6]*Ip)/h[4,4];
            EE:= (h[3,7]-h[3,4]*LL-h[3,5]*Id-h[3,6]*Ip)/h[3,3];
            PP:= (h[2,7]-h[2,3]*EE-h[2,4]*LL-h[2,5]*Id-h[2,6]*Ip)/h[2,2];
            SS:= (h[1,7]-h[1,2]*PP-h[1,3]*EE-h[1,4]*LL-h[1,5]*Id-
50         h[1,6]*Ip)/h[1,1];
            END;
        END;

```

```

Procedure residuumBestimmung;
  BEGIN;
    residuum:= 0;
5    FOR zeile:= 1 TO 6 DO
      BEGIN;
        residuum:= residuum+abs( hh[zeile,1]*SS+hh[zeile,2]*PP+hh[zeile,3]*EE
          +hh[zeile,4]*LL+hh[zeile,5]*Id+hh[zeile,6]*Ip-hh[zeile,7]
10      );
      END;
    END;

PROCEDURE loesungsvektorausgabe;
15  BEGIN;
    WRITELN('Der L"sungsvektor lautet:');
    WRITELN(' (S,Pl,E,L,Id,Ip) = (',SS:6:2,',',',PP:6:2,',',',EE:6:2,',',',
20  LL:6:2,',',',Id:6:2,',',',Ip:6:2,',') ');
    END;

PROCEDURE matrixausgabe;
25  BEGIN;
    WRITELN('Die Matrix H: ');
    FOR zeile:= 1 TO 6 DO
      BEGIN;
30      WRITE('|');
      FOR spalte:= 1 TO 6 DO
        BEGIN;
          WRITE(h[zeile,spalte]:7:2);
          END;
          WRITE(' | ');
35      WRITE(h[zeile,7]:7:2);
          WRITE(' |');
          WRITELN;
        END;
        READLN(wort);
40      IF wort = 'n' THEN h[2,2]:=sqrt(-2);          (*brutaler Ausstieg*)
      END;

(* Die naechsten beiden Prozeduren dienen zur Ausgabe der berechneten
Werte.
45  Es kann gewaehlt werden, wie umfangreich die Ausgabe sein soll.*)

PROCEDURE kurzausgabe;
  BEGIN;
50  CLRSCR;
    WRITELN;WRITELN;
    WRITELN(' (aC1,aB1) = (',alpha1C:4:1,',',',alpha1B:4:1,',') ',

```

```

' (aC2,aB2) = (' ,alpha2c:4:1,',' ,alpha2B:4:1,')',
' (aC3,aB3) = (' ,alpha3C:4:1,',' ,alpha3B:4:1,')');

WRITELN('Die Matrix H: ');
5 FOR zeile:= 1 TO 6 DO
  BEGIN;
    WRITE('|');
    FOR spalte:= 1 TO 6 DO
      BEGIN;
10      WRITE(hh[zeile,spalte]:7:2);          (*          hh          *)
      END;
      WRITE(' |      |');
      WRITE(hh[zeile,7]:7:2);              (*          hh          *)
      WRITE(' |');
15      WRITELN;
    END;
    WRITELN(' (S,Pl,E,L,Id,Ip) = (' ,SS:6:2,',' ,PP:6:2,',' ,EE:6:2,',' ,
LL:6:2,',' ,Id:6:2,',' ,Ip:6:2,')');
20    WRITELN(daten,' (aC1,aB1)=( ,alpha1C:5:2,',' ,alpha1B:5:2,')',
' (aC2,aB2)=( ,alpha2c:5:2,',' ,alpha2B:5:2,')',
' (aC3,aB3)=( ,alpha3C:5:2,',' ,alpha3B:5:2,')');

25  (*    WRITELN(daten,'Die Matrix H: ');
    FOR zeile:= 1 TO 6 DO
      BEGIN;
        WRITE(daten,'|');
        FOR spalte:= 1 TO 6 DO
          BEGIN;
30          WRITE(daten,hh[zeile,spalte]:7:2);
          END;
          WRITE(daten,' |      |');
          WRITE(daten,hh[zeile,7]:7:2);
35          WRITE(daten,' |');
          WRITELN(daten);
        END;
        *)
        WRITELN(daten,' (S,Pl,E,L,Id,Ip) = (' ,SS:6:2,',' ,PP:6:2,',' ,EE:6:2,',' ,
LL:6:2,',' ,Id:6:2,',' ,Ip:6:2,')');
        residuumbestimmung;
        WRITELN('Residuum: ',residuum:5);
        WRITELN(daten,'
Residuum: ',residuum:5);
45      END;

(* Die Gesamtwinkel ALPHAi mit i=1,2,3 werden zerlegt in ALPHAiC und
ALPHAiB.
50  Die Gleichgewichtslagen mit ausschliesslich positiven Muskelkraefte
werden
aussortiert, denn nur sie sind biomechanisch sinnvoll. *)

```

```

PROCEDURE gleichgewichtslagen;
  BEGIN;
    alpha1C:= startwinkellC-schritt1;          (* Anfangswinkel *)
5    alpha2c:= startwinkel2C-schritt2;
    alpha3C:= startwinkel3C-schritt3;
    wort:= 'j';

    REPEAT
10    alpha1C:= alpha1C+schritt1;              (* Schrittweitensteuerung *)
    alpha1B:= alpha1-alpha1C;
      REPEAT
        alpha2c:= alpha2c+schritt2;          (* Schrittweitensteuerung *)
        alpha2B:= alpha2-alpha2c;
15      REPEAT
        alpha3C:= alpha3C+schritt3;          (* Schrittweitensteuerung *)
        alpha3B:= alpha3-alpha3C;

        punktdrehung;
20    { koordinatenausgabe; }
        aeussereKraftHebel;
        innereHebel;
        (* servicedatenAusgabe; *)
        (* testmatrix; *)
25    { matrixausgabe; }
        gaussElimination;
        { matrixausgabe; }
        loesungsvektor;
        IF nulldivision
30      THEN BEGIN
          WRITELN(' (aC1,aB1) = (',alpha1C:4:1,',',alpha1B:4:1,')',
                ' (aC2,aB2) = (',alpha2c:4:1,',',alpha2B:4:1,')',
                ' (aC3,aB3) = (',alpha3C:4:1,',',alpha3B:4:1,')',
                ' Nulldivision!');
35      WRITELN(daten,' (aC1,aB1) = (',alpha1C:4:1,',',alpha1B:4:1,')',
                ' (aC2,aB2) = (',alpha2c:4:1,',',alpha2B:4:1,')',
                ' (aC3,aB3) = (',alpha3C:4:1,',',alpha3B:4:1,')',
Nulldivision!');
          END
40      ELSE BEGIN;
        loesungsvektorausgabe;
        residuumbestimmung;
        GOTOXY(1,1);
        WRITELN(' (aC1,aB1) = (',alpha1C:4:1,',',alpha1B:4:1,')',
45          ' (aC2,aB2) = (',alpha2c:4:1,',',alpha2B:4:1,')',
          ' (aC3,aB3) = (',alpha3C:4:1,',',alpha3B:4:1,')');
        WRITELN;
        IF ( (SS>=0) and (PP>=0) and (EE>=0) and (LL>=0) and (Ip>=0)
          and (Id>=0) ) {OR (residuum > 0.0001)}
50      THEN BEGIN;
          kurzausgabe;
          WRITELN;

```

```

                END;

                END;

5          UNTIL (alpha3C >= endwinkel3C) or (wort = 'n');
            alpha3C:= startwinkel3C-schritt3;          (* Anfangswinkel
*)
            UNTIL (alpha2c >= endwinkel2C) or (wort = 'n');
            alpha2c:= startwinkel2C-schritt2;          (* Anfangswinkel
10 *)
            UNTIL (alpha1C >= endwinkel1C) or (wort = 'n');

            END;

15
(***)
Das Hauptprogramm ist nur eine Komposition der einzelnen Komponenten:
(***)
20 (***)

        BEGIN;
        anfang:
            CLRSCR;
25            wertzuweisung;
            Lastdaten;
            Daten_alter_Mittelpunkt;
            programmwahl;

30            DateiTaufe;
            REWRITE ( daten );

            AnatDatenAusgabe;
            gleichgewichtslagen;
35

            CLOSE (daten);
            WRITE('Harm, m"chtest du das Programm wirklich beenden? (j/n) ');
            READLN(wort);
            IF wort = 'n' THEN GOTO anfang;
40            End.

```

5.1.2.2 Die Unit *La_unit1*

```

45 unit La_unit1;

interface
    FUNCTION abstand(axx, ayy, bxx, byy: REAL):REAL;
    FUNCTION rPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
    FUNCTION phiPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
50    FUNCTION xKartes(r,phi : REAL) : REAL;
    FUNCTION yKartes(r,phi : REAL) : REAL;

```

```

VAR   RB,RC,RC2,FPx,FPy,FSx,FSy,HPx,HPy,HSx,HSy,Ix,Iy,R:
                                           ARRAY[1..3]           OF REAL;
obergrenze:                             ARRAY[1..3]           OF INTEGER;
5     DIx, DIy, DLx, DLy, Mdx, Mdy, RD, Ax, Ay, Bx, By, Lx, Ly:REAL;
AStrichx, AStrichy, BStrichx, BStrichy, L1, L2, L3:      REAL;
deltaIp1, deltaIp2, deltaId1, deltaId2, dAB, d0, dT1:    REAL;
SS, PP, EE, LL, Ip, Id, LIId, EIp, BB:                  REAL;
alphaB, alphaC, alphaB3, alphaC3, alphaC2, alphaB2, al2, al3,
wer, ner, schrittB, schrittC, detvorher, startAlphaB,
10   startAlphaC,
      aa, aaa, bbb ,bbbb, cc ,ccc, dd, ddd, EEEE, BBBB : REAL;
      i,j,k,m,n,index,aas,zeile,zeile2,zeile3:           INTEGER;
      wort, word, programm1, programm2, letzterDurchgang:
STRING[90];
15   rBB, x, y, x1, x2, y1, y2, psi, er, phi, theta, hilf,
      hilfe, help, m1, m2, tC, tB, g1, g2, K1, K2, det, merker:REAL;
      K1Id, K2Id, K1Ip, K2Ip, hillfe :                  REAL;
      TBB, TCC, TBplusB, TBminusB, TBplusC, TBminusC, TCplusB,
TCminusB,
20   TCplusC, TCminusC :                               REAL;
      TBpB, TBmB, TBpC, TBmC, TCpB, TCmB, TCpC, TCmC:
STRING[10];
      dehnIP, dehnId, dehnP, dehnS, dehnL, dehnE, ww, qq, tt, kk, gg,
FsteigIP, FsteigId, FsteigP, FsteigS, FsteigL, FsteigE, nn: REAL;
25   alIPE, alIPEstern, alBereich, IPanteil, DIPanteil   :REAL;
      LIId3, EE3, Ip3, EE2, Ip2, LL3                    :REAL;
      negIntrinsic, nennerB, nennerC                   :REAL;
      cmerker, bmerker, EEmerker, LLmerker, IPmerker, LIIdmerker,
SSmerker, PPmerker, detmerker , Lfehler, LLAndersberechnet: REAL;
30   IpSchritt, LIIdSchritt, LIIdLimit, IpLimit        :REAL;
      daten                                             :TEXT;
      Mc2x,Mc2y                                         :REAL;
      Daten_neu, nulldivision
:Boolean;
35   {Schalter, ob am MCP neuer oder alter Datensatz}
      my                                               :REAL;
      {Grenzwinkel beim MCP, ab wo kleinerer Kreis beginnt}
      x_neu, y_neu, phiDrehMyAlt, rDrehAlt, r_Dreh, I1, I2 :REAL;
      v1, v2, w1, w2: REAL;
40   RC1_alt, RC1_neu, RB1_alt, R1_alt, FPx1_alt, FPy1_alt :REAL;
      FSx1_alt, FSy1_alt, HPx1_alt, HPy1_alt, HSx1_alt, Ix1_alt :REAL;
      Iy1_alt, DIx_alt, DIy_alt, DLx_alt, DLy_alt, Ax_alt :REAL;
      Ay_alt, Bx_alt, By_alt, AStrichx_alt, AStrichy_alt :REAL;
      BStrichx_alt, BStrichy_alt, Lx_alt, Ly_alt, R1_neu :REAL;
45   HSy1_alt, Mdx_alt, Mdy_alt, p_halbe, kuh, S1, S2, t :REAL;
{6.4.} K1_alt, K2_alt, Dx_alt, Dy_alt, x_alt, y_alt, Dx, Dy,
      xxx, yyy, schrott:REAL;
      alpha1, alpha2, alpha3,alpha1C, alpha2C, alpha3C, alpha1B,
      alpha2B, alpha3B, lastwinkel, last: REAL;
50   startwinkel1C, startwinkel1B, startwinkel2C, startwinkel2B,
      startwinkel3C, startwinkel3B: REAL;
      endwinkel1C, endwinkel1B, endwinkel2C, endwinkel2B, endwinkel3C,

```

```

        endwinkel3B, schritt1, schritt2, schritt3: REAL;
        punktx, punkty, hebelaussen:          ARRAY[0..7]      OF
REAL;
        h, hh:                                ARRAY[0..7,0..7]OF
5 REAL;
        spalte, spalde, z, arbeitsindex:  INTEGER;
        residuum: REAL;
        programm3:
10 STRING[20];
        Landsmeer, LandsmMaxWinkel, LandsmMaxStrecke, LandsMinStrecke:
REAL;

        PROCEDURE wertzuweisung;
        PROCEDURE Daten_neuer_Mittelpunkt;
15 PROCEDURE Daten_alter_Mittelpunkt;
        PROCEDURE K_alt;

20 implementation

        PROCEDURE wertzuweisung;
        (*****
        **
25 In dieser Prozedur wird den einzelnen Variablen ihr jeweiliger anatomischer
Wert zugewiesen. Die Bedeutung der einzelnen Variablen wird im Kapitel
"Ana-
tomische Daten" erläutert.
        *****)
30 BEGIN
        RC1_alt := 6.9          ; RC[2] := 4.4 ; RC[3] := 3.0
;
        RC1_neu := 5.8 ;
35 RB1_alt := 10.3;
        RB[1] := RB1_alt      ; RB[2] := 5.5 ; RB[3] := 3.9
;
        R1_alt := RB1_alt - RC1_alt;
        R1_neu := RB1_alt - RC1_neu;
40 R[2] := RB[2] - RC[2];
        R[3] := RB[3] - RC[3] ;
        FPx1_alt :=-11 ; FPx[2] :=-10 ; FPx[3] :=-3.5 ;
        FPy1_alt :=-10 ; FPy[2] :=-6.5 ; FPy[3] :=-4 ;
        FSx1_alt :=-11 ; FSx[2] :=-10 ;
45 FSy1_alt :=-10 ; FSy[2] :=-6.5 ;
        HPx1_alt := 8 ; HPx[2] := 10 ; HPx[3] := 6 ;
        HPy1_alt :=-8 ; HPy[2] :=-5.5 ; HPy[3] :=-3 ;
        HSx1_alt := 8 ; HSx[2] := 10 ;
        HSy1_alt :=-8 ; HSy[2] :=-5.5 ;
50 Ix1_alt := 8.5 ; Ix[2] := 8 ; Ix[3] := 6 ;
        Iy1_alt := 5 ; Iy[2] := 4 ; Iy[3] := 3 ;
        obergrenze[1]:= 90; obergrenze[2]:= 100; obergrenze[3]:= 70 ;

```

```

DIx_alt :=-4.5 ; DIy_alt :=-1 ;
DLx_alt :=-3 ; DLy_alt :=-7.5 ;
Mdx_alt := 1 ; Mdy_alt := 3.5 ; RD := 3.9 ;
5 Ax_alt := 8.5 ; Ay_alt := 5 ;
Bx_alt := 13 ; By_alt := 5 ;
AStrichx_alt := 27 ; AStrichy_alt := 4 ;
BStrichx_alt := 46 ; BStrichy_alt := 4 ;
Lx_alt := BStrichx_alt ; Ly_alt := BStrichy_alt ;
10 L1 := 45 ; L2 := 25 ; L3 := 16 ;
deltaIp1 := 33 ; deltaIp2 := 43 ;
deltaId1 := 20 ; deltaId2 := 22 ;
dAB := 7 ; d0 := 1 ; dT1 := 3 ;
alIPE := -20 ; alIPEstern:= 80 ; alBereich := 20
;
15 LandsmMaxwinkel:= 65 ; LandsmMaxStrecke:= 2; LandsMinStrecke:= 0.5;

negIntrinsic := 0;

Daten_neu:=false; {zun,,chst alte Daten}
20
my:=45; {Grenzwinkel am MCP}
Mc2x:=(RC1_alt-RC1_neu)*cos(my*pi/180); {neuer zweiter Mittelpunkt
am}
Mc2y:=- (RC1_alt-Rc1_neu)*sin(my*pi/180); {MCP mit kleinerem Radius}
25 K1_alt := 0; K2_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
Dx_alt := 0; Dy_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
x_alt := 0; y_alt := 0; (* werden sp,,ter initialisiert.*)
END;

30
PROCEDURE Daten_neuer_Mittelpunkt;
BEGIN
RC[1] := RC1_neu ;
R[1] := R1_neu ;
35 FPx[1] := FPx1_alt - Mc2x ;
FPy[1] := FPy1_alt - Mc2y ;
FSx[1] := FSx1_alt - Mc2x ;
FSy[1] := FSy1_alt - Mc2y ;
40 HPx[1] := HPx1_alt - Mc2x ;
HPy[1] := HPy1_alt - Mc2y ;
HSx[1] := HSx1_alt - Mc2x ;
HSy[1] := HSy1_alt - Mc2y ;
Ix[1] := Ix1_alt - Mc2x ;
Iy[1] := Iy1_alt - Mc2y ;
45 DIx := DIx_alt - Mc2x ; DIy := DIy_alt - Mc2y
;
DLx := DLx_alt - Mc2x ; DLy := DLy_alt - Mc2y
;
Mdx := Mdx_alt - Mc2x ; Mdy := Mdy_alt - Mc2y
50 ;
Ax := Ax_alt - Mc2x ; Ay := Ay_alt - Mc2y
;

```

```

        Bx      := Bx_alt - Mc2x      ;      By      := By_alt - Mc2y
;
        AStrichx := AStrichx_alt - Mc2x;      AStrichy := AStrichy_alt -
5      Mc2y;
        BStrichx := BStrichx_alt - Mc2x;      BStrichy := BStrichy_alt -
        Mc2y;
        Lx      := BStrichx          ;      Ly      := BStrichy
;
10      {6.4.} K1      := K1_alt - Mc2x      ;      K2      := K2_alt - Mc2y
;
        {6.4.} Dx      := Dx_alt - Mc2x      ;      Dy      := Dy_alt - Mc2y
;
        {6.4.} x      := x_alt  - Mc2x      ;      y      := y_alt  - Mc2y
;
15      Daten_neu:=true;          {neue Daten gewaehlt}
        END;

PROCEDURE Daten_alter_Mittelpunkt;
BEGIN
20      RC[1]      := RC1_alt      ;
        R[1]      := R1_alt      ;
        FPx[1]    := FPx1_alt    ;
        FPy[1]    := FPy1_alt    ;
25      FSx[1]    := FSx1_alt    ;
        FSy[1]    := FSy1_alt    ;
        HPx[1]    := HPx1_alt    ;
        HPy[1]    := HPy1_alt    ;
        HSx[1]    := HSx1_alt    ;
        HSy[1]    := HSy1_alt    ;
30      Ix[1]     := Ix1_alt     ;
        Iy[1]     := Iy1_alt     ;
        DIx      := DIx_alt     ;          DIy      := DIy_alt     ;
        DLx      := DLx_alt     ;          DLy      := DLy_alt     ;
        Mdx      := Mdx_alt     ;          Mdy      := Mdy_alt     ;
35      Ax       := Ax_alt     ;          Ay       := Ay_alt     ;
        Bx       := Bx_alt     ;          By       := By_alt     ;
        AStrichx := AStrichx_alt;          AStrichy := AStrichy_alt;
        BStrichx := BStrichx_alt;          BStrichy := BStrichy_alt;
        Lx       := BStrichx     ;          Ly       := BStrichy     ;
40      {6.4.} K1      := K1_alt     ;          K2       := K2_alt     ;
        {6.4.} Dx      := Dx_alt     ;          Dy       := Dy_alt     ;
        {6.4.} x       := x_alt     ;          y       := y_alt     ;

        Daten_neu:=false          ;          {alte Daten gewaehlt}
45      END;

PROCEDURE K_alt;
BEGIN
        IF Daten_neu
50      THEN BEGIN
        {6.4.}      K1_alt := K1+Mc2x;
        {6.4.}      K2_alt := K2+Mc2y;

```

```

                END
{6.4.} ELSE BEGIN
{6.4.}     K1_alt := K1;
{6.4.}     K2_alt := K2;
5  {6.4.}     END;
        END;

10
(*****
**
Die nächsten fünf Funktionen dienen zur Berechnung des Abstandes zweier
Punkte und zur Bestimmung der Polar- bzw. der kartesischen Koordinaten
15 eines
Punktes.
*****
***)

20     FUNCTION  abstand(axx, ayy, bxx, byy: REAL):REAL;
        BEGIN;
            abstand:= sqrt(sqr(axx-bxx)+sqr(ayy-byy));
        END;
(***** Ende eines Teilprogramms
25 *****)

(* *)
        FUNCTION  rPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
        BEGIN
30         rPOLAR:= sqrt(xx*xx + yy*yy);
        END;
(***** Ende eines Teilprogramms
*****

35 (* *)
        FUNCTION phiPolar (xx,yy : REAL) : REAL;
        VAR phi_Polar: REAL;
        BEGIN
40         IF (xx = 0)
            THEN BEGIN;
                IF (yy>0) THEN phi_Polar:= -90
                    ELSE phi_Polar:= 90;
                END
            ELSE phi_Polar:= -arctan(yy/xx)*180/pi;
45
            phiPolar:= phi_Polar;
            IF xx<0 THEN phiPolar:= phi_Polar + 180;

        END;
50 (***** Ende eines Teilprogramms
*****

```

```
(* *)
  FUNCTION xKartes(r,phi : REAL) : REAL;
    BEGIN
5      xKartes:= r*cos(phi*pi/180);
      END;
  (***** Ende eines Teilprogramms
  *****)

10 (* *)
    FUNCTION yKartes(r,phi : REAL) : REAL;
      BEGIN
        yKartes:= -r*sin(phi*pi/180);
      END;
15 end.
```

5.2 Literaturverzeichnis

Albus, G.: Persönliche Mitteilungen, Göttingen (1997, 2000, 2001)

An, K.-N., E. Y. S. Chao, K. R. Kenton: Analysis of muscle and joint loads in: Van Mow, C. , W. C. Hayes: Basic orthopaedic biomechanics. Raven Press, Ltd., New York 1991, S. 25-50

Backhouse, K. M., W. T. Catton: An Experimental Study of the Functions of the Lumbrical Muscles in the human Hand. J. Anat. 88, 133-141 (1954)

Benninghoff, A.: Anatomie 1, hrsg. von K. Fleischhauer, 13./14. Aufl., Urban & Schwarzenberg München, Wien, Baltimore 1985

Cohen, M.J., L. Kaplan: Histology and ultrastructure of the human flexor tendon sheath. J. Hand Surg. 12A, 25-29 (1987)

Engelhardt, E., H. M. Schmidt: Zur klinischen Anatomie der Dorsalaponeurose der Finger beim Menschen. Verh. Anat. Ges. 81, 311-313 (1987)

Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Bd.1: Anatomie der Gelenke. G. Fischer Verlag, Jena 1904, S. 275 -278

Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Bd.3: Unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln. G. Fischer Verlag, Jena 1911, S. 406 -409

Fischer, O.: Kinematik organischer Gelenke. Vieweg-Verlag, Braunschweig 1907

Frohse, F., M. Fränkel: Die Muskeln des menschlichen Armes. In: K. von Bardeleben. Handbuch der Anatomie des Menschen, zweite Abteilung, zweiter Teil. Gustav Fischer Verlag, Jena 1908, S. 225-239

Hoch, J., H. Fritsch, C. Frenz: Busch-Fraktur, Knöcherner Strecksehnenausriß oder Fraktur der dorsalen Endphalanxbasis — Synonyme?, Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 26, 237-245 (1994)

Ikebubuchi, Y., T. Murakami, A. Ohtsuka: The interosseous and lumbrical muscles in the human hand, with special reference to the insertions of the interosseous muscles. Acta Med. Okayama 42, 327-334 (1988)

Kapandji, I. A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Band 1. Obere Extremität, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart 1992, S. 196-199

- Kaplan, E. B.: Functional and Surgical Anatomy of the Hand, J. B. Lippincott Company, Philadelphia 1965, S. 98-107
- Landsmeer, J. M. F.: Anatomical and functional investigations on the articulation of the human fingers. Acta anat (Basel) 25/ Suppl. 24, 1-66 (1955)
- Lanz, U.: Physiologie der Sehnenheilung. In: Nigst, H., D. Buck-Gramcko, H. Millesi.: Handchirurgie. Bd. 2. Thieme Verlag, Stuttgart 1983, S. 28.1-28.7
- Leijnse, J. N. A. L.: Why the lumbrical muscle should not be bigger – a force model of the lumbrical in the unloaded human finger, J. Biomechanics. Vol 30, Nos. 11/12, 1107-1114 (1997)
- Leijnse, J. N. A. L.: Measuring force transfers in the deep flexors of the musician's hand: theoretical analysis, clinical examples, J. Biomechanics. Vol 30, No. 9, 873-882 (1997)
- Leijnse, J. N. A. L.: A graphic analysis of the biomechanics of the massless bi-articular chain. Application to the proximal bi-articular chain of the human finger, J. Biomechanics. Vol 29, No. 3, 355-366 (1996)
- Leijnse, J. N. A. L., J. J. Kalker: A two-dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger, J. Biomechanics. Vol 28, No. 3, 237-249 (1995)
- Lipinski, K.: Kinematik und Statik des menschlichen Metakarpophalangealgelenkes unter Berücksichtigung des Musculus lumbricalis, Staatsexamensarbeit Göttingen 1996
- Long, C., M. E. Brown: Electromyographic kinesiology of the hand: muscles moving the long finger, J. Bone and joint surg. Vol. 46 A, No. 8, 1683-1706 (1964)
- Muhl, Z. F.: Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening, J. Morphol., 173, 285-292 (1982)
- Nägerl, H.: Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen, Habil.-schrift Göttingen 1990
- Nägerl, H.: Persönliche Mitteilung, Göttingen 2002
- Nägerl, H.: Persönliche Mitteilung, Göttingen 2002a
- Nägerl, H.: Persönliche Mitteilung, Göttingen 2002b
- Netter, F. H., hrsg. von W. Firbas: Farbatlanten der Medizin Bd. 7 Bewegungsapparat I, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 1992, S. 60

- Rauber, A., F. Kopsch: Anatomie des Menschen, Lehrbuch und Atlas, Bd. I: Bewegungsapparat, hrsg. von B. Tillmann und G. Töndery, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York 1987
- Schmidt, H.-M., U. Lanz: Chirurgische Anatomie der Hand, Hippokrates Verlag, Stuttgart 1992
- Schultz, E., J. Fanghänel: Mitteilung über eine Konservierungsflüssigkeit für anatomisches Präpariermaterial, Z. Med. Labortechn. 3, 329–332 (1962)
- Shrewsbury, M. M., R. K. Johnson: A systematic Study of the Oblique Retinaculum Ligament of the Human Finger: Its Structure and Function. J. Hand Surg. 2, 194-199 (1977)
- Smith: Metrical variation in the thumb, index and middle finger among four samples of both sexes, Skeletal Radiology. Vol. 20, 353-362 (1991)
- Sobotta, J.: Atlas der Anatomie des Menschen 1. Band. Urban & Schwarzenberg, München 1982
- Stack, H. G.: Muscle function in the finger, J. of bone and joint surgery. Vol 44 B, No. 4, 899-909 (1962)
- Straub, G.: Die Wiederherstellung traumatisch durchtrennter Fingerbeugesehnen an der chirurgischen Universitätsklinik Erlangen in den Jahren 1981 und 1982. Med. Diss., Univ. Erlangen-Nürnberg 1989
- Strauch, B., W. de Moura: Digital flexor tendon sheath: An anatomic study. J. Hand Surg. 10A, 785-789 (1985)
- Toldt, C., F. Hochstetter: Anatomischer Atlas 1. Bd. Gegenden des menschlichen Körpers – Knochen, Bänder, Muskeln. Urban und Schwarzenberg, Berlin, Wien 1937, S. 338
- Waldeyer, A., A. Mayet: Anatomie des Menschen Bd.1, W. de Gruyter, Berlin, New York 1993a
- Waldeyer, A., A. Mayet: Anatomie des Menschen Bd.2, W. de Gruyter, Berlin, New York 1993b
- Woittiez, R. D., P. A. Huijing, H. B. K. Boom, R. H. Rozendal: A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles, J. Morphol. 182, 95-113 (1984)

Youm, Y., T. E. Gillespie, A. E. Flatt, B. L. Sprague: Kinematic investigation of normal MCP joint, *J. Biomech.* Vol. 11, 109-118 (1978)

Ziehn, C.: Die Gelenkflächenmorphologie der Articulationes metacarpophalangeales II-V unter Berücksichtigung funktioneller Aspekte. *Med. Diss., Univ. Göttingen* 1995

Zuckschwerdt, L., E. Emminger, F. Biedermann, H. Zettel: *Wirbelgelenk und Bandscheibe. Hippokrates, Stuttgart* 1960

5.3 Danksagung

Herrn Prof. Dr. J. Fanghänel als meinen anatomischen Lehrer danke ich für die Überlassung des Themas, für die Bereitstellung des Leichenmaterials sowie für die hilfreichen Anregungen während der Untersuchungen in Greifswald und in weiteren Diskussionen.

Herrn Prof. Dr. H. Nägerl gilt mein Dank für die zahlreichen interessanten Diskussionen und für die vielfältigen Anregungen, die dazu beitrugen, dass ich diese Arbeit mit Freude anfertigen konnte.

Herrn Prof. Dr. D. Kubein-Meesenburg danke ich für sein stetes Interesse und für die großzügige Förderung der Arbeit.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Priv. Doz. Dr. Koppe vom Institut für Anatomie Greifswald für die tatkräftige Unterstützung während der Präparationen und für die überaus interessanten und hilfreichen Informationen zur Anatomie des Menschen bedanken. Mein Dank gilt auch Frau M. Morning, die uns bei den Präparationen immer helfend und freundlich zur Seite stand.

Impulse und Ideen, die in Diskussionen mit Mitarbeitern unserer Arbeitsgruppe entstanden sind, haben ihren Teil zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen. Dafür möchte ich mich stellvertretend bei Herrn S. Kramer und bei Herrn Dr. H. Dathe bedanken.

Frau S. C. Domnick stellte freundlicher Weise ihre Finger zum Fotografieren zur Verfügung. Außerdem gilt mein Dank Frau S. Kollosche, Frau M. Krist, Frau K. Patzer, Frau K. Tenzer, Herrn A. Bonk und Herrn M. Burfeind.