

**Aus der Klinik für Handchirurgie
des Rhön-Klinikums
Campus Bad Neustadt an der Saale**

Direktoren:

Professor Dr. med. Karl-Josef Prommerberger

Professor Dr. med. Jörg van Schoonhoven

**Über das Druck- und Kraftverteilungsmuster an der Hand beim Zylindergriff
nach verschiedenen Versteifungsoperationen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

vorgelegt von

Angela Reger

aus Hamburg

Würzburg, Mai 2019



Referent: Prof. Dr. med. Karl-Josef Prommersberger

Korreferent: Prof. Dr. med. Rafael Jakubietz

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Januar 2020

Die Promovendin ist Ärztin

Ich widme diese Arbeit
Jack, Michael und Nani
sowie
Ruth Lina Grochaut

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	3
1.1	Handgelenk	9
1.1.1	Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Handgelenkes	9
1.1.2	Pathomechanismus des karpalen Kollaps	12
1.1.3	Die mediokarpale Teilarthrodese des Handgelenkes	15
1.1.4	Die Vollversteifung des Handgelenkes	15
1.2	Fingergelenke	17
1.2.1	Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Finger- und Daumengelenke	17
1.2.2	Anatomische Grundlagen des Greifens	21
1.2.3	Fingergelenksarthrosen	26
1.3	Grundlagen der Kraftmessung bzw. Handkraftmessung	31
1.4	Druck- und Kraftverteilung innerhalb der Hand	35
1.5	Ziel / Fragestellung	39
2.	Patienten und Methoden	40
2.1	Studiendesign	40
2.2	Patienten	40
2.2.1	Patienten der Handgelenksgruppe	41
2.2.2	Patienten der Fingergruppe	43
2.3	Klinische und radiologische Nachuntersuchung (NU)	45
2.3.1	Klinische und radiologische NU der Handgelenksgruppe	45
2.3.2	Klinische und radiologische NU der Fingergruppe	46

2.4	Manographie	47
2.4.1	Gerätemerkmale und Hinweise zur Auswertung	47
2.4.2	Durchführung der Manographie	52
2.4.3	Auswertung Manographie der Handgelenksgruppe	55
2.4.4	Auswertung Manographie der Fingergruppe	56
2.5	Statistik	57
3.	Ergebnisse	58
3.1	Ergebnisse der Handgelenksgruppe	58
3.1.1	Klinische und radiologische Ergebnisse	58
3.1.2	Ergebnisse der Manographie	59
3.2	Ergebnisse der Fingergruppe	63
3.2.1	DIP-Arthrodesen	63
3.2.1.1	Klinische und radiologische Ergebnisse	63
3.2.1.2	Ergebnisse der Manographie	64
3.2.2	PIP-Arthrodesen	77
3.2.2.1	Klinische und radiologische Ergebnisse	77
3.2.2.2	Ergebnisse der Manographie	78
4.	Diskussion	94
4.1	Gruppe der Teil- bzw. Vollversteifungen am Handgelenk	94
4.2	Gruppe der Fingergelenksversteifungen	100
5.	Zusammenfassung	109
6.	Literaturverzeichnis	110
7.	Danksagung	
8.	Lebenslauf	

1. EINLEITUNG

Die Unversehrtheit und Funktionstüchtigkeit der menschlichen Hand ist eine wichtige Voraussetzung für ein unbeschwertes Bewältigen vieler Alltagssituationen in unserem täglichen Leben und somit für eine gute Lebensqualität. Für eine intakte Greiffunktion ist die Funktion der Gelenke, deren motorische Steuerung, aber auch die Sensibilität wichtig. Sind eine oder mehrere Komponenten gestört, beeinträchtigt dies Betroffene in unterschiedlichem Ausmaß.

Durch die besondere Exponiertheit der Hände sind Verletzungen sehr häufig. So waren z.B. im Jahre 2014 laut einer Pressemitteilung der Berufsgenossenschaft Energie, Textil, Elektro und Medienerzeugnisse vom 31.05.2015 die Hände bei Arbeitsunfällen das am häufigsten verletzte Körperteil (über 22000 gemeldete Verletzungen, entspricht knapp 40% aller meldepflichtigen Arbeitsunfälle).

Nicht immer lassen sich dauerhafte Folgeschäden verhindern. Insbesondere Gelenkschäden können in einem Gelenkverschleiß (posttraumatische Arthrose) münden, verbunden mit zunehmender Bewegungseinschränkung und Schmerzen des betroffenen Gelenkes sowie verminderter Belastungsfähigkeit der ganzen Hand. Sind die Beschwerden trotz konservativer Behandlung für die Betroffenen intolerabel, ist als Lösung nur noch ein operatives Vorgehen anzubieten. Bei fortgeschrittenen Gelenkschäden kommen hierbei häufig keine wiederherstellenden (rekonstruktiven) Eingriffe mehr in Frage, sondern nur noch sogenannte Rettungsoperationen.¹ Hierbei werden zerstörte Gelenkabschnitte durch Entfernen (Resektionsarthroplastik) oder Fusion bzw. Versteifung (Arthrodese) der betroffenen Gelenkflächen ausgeschaltet. Dies führt im Allgemeinen zu einer Beschwerdelinderung mit verbesserter Gebrauchsfähigkeit der Hand, aber auch zu unvermeidlichen, verbleibenden Einschränkungen.²⁻¹⁴ Versteifungsoperationen heben die Beweglichkeit einzelner Gelenke auf und vermindern damit die Flexibilität der gesamten Hand, wenngleich zugunsten verminderter Schmerzen sowie verbesserter Stabilität und Kraft. Durch eine fixierte Gelenkposition werden aber auch die biomechanischen Eigenschaften aller Muskel-Sehnen-Einheiten beeinflusst, die über das versteifte Gelenk verlaufen, so dass auch die motorische Steuerung distal gelegener Handabschnitte verändert wird.¹⁵⁻¹⁸

Zum Erreichen der maximalen Griffkraft ist die Fähigkeit des Menschen sein Handgelenk adäquat zu positionieren von Bedeutung.¹⁹ Der Einfluss der Handgelenkstellung auf die maximale Griffkraft wurde in mehreren Studien betont.¹⁸⁻²⁵ Die tiefen und oberflächlichen Fingerbeuger sowie der M. flexor pollicis longus haben ihren Ursprung am Unterarm. Auf ihrem Weg zu ihren Ansätzen kreuzen ihre Sehnen das Handgelenk, die Karpometakarpalgelenke (CMC) und die Finger- bzw. Daumengelenke. Die Position all dieser Gelenke beeinflusst die aktiven und passiven Kraft-Längen-Eigenschaften der kreuzenden Muskel-Sehnen-Einheit und somit die Griffkraft. Umgekehrt werden durch die passiven Eigenschaften der extrinsischen Finger- und Handgelenkmuskulatur sowohl die Handstellung als auch die Handbewegungen wesentlich beeinflusst.¹⁵ Laut O'Driscoll und Mitarb. positioniert ein Proband mit einem gut beweglichen und schmerzfreien Handgelenk dieses spontan in dem individuell besten Winkel hinsichtlich Extension und Ulnardeviation, um den maximal möglichen Kraftgriff zu vollführen.¹⁹ Die Autoren bezeichnen dies als die „selbst gewählte Handgelenkposition“, die bei 20 gesunden Probanden einer Handgelenkstellung von durchschnittlich 25° Extension und 7° Ulnardeviation entsprach. Im Gegensatz dazu fanden Haque und Kahn die stärkste Griffkraft in Neutralposition des Handgelenkes (n=15).²¹

Weitere Studien untersuchten mithilfe von entsprechenden Orthesen, welche Handgelenkposition für eine Versteifungsoperation hinsichtlich der optimalen Kraftentfaltung am günstigsten ist.^{15-18,20} Die Ergebnisse sind uneinheitlich und schwanken zwischen 0-45° Extension und 0-15° Ulnardeviation. Wenig Augenmerk wurde bei diesen Studien daraufgelegt, dass sich die biomechanischen Verhältnisse ändern, wenn Objekte unterschiedlicher Größe gegriffen werden. Das Größenverhältnis zwischen Finger und Objekt führt zu unterschiedlicher Beugung der Fingergelenke und verändert damit die Vorspannung der Muskel-Sehnen-Einheit.¹⁷ O'Driscoll und Mitarb. beschreiben, dass beim Greifen kleinerer Objekte das Handgelenk stärker überstreckt wird.¹⁹

Zahlreiche Studien belegen, dass die maximale Griffkraft nach Versteifungsoperationen des Handgelenks vermindert ist (Tab.1).^{5-8,11,13,14,22-30} Im Schnitt werden 70-86% der Kraft der gesunden Gegenseite nach Vollversteifung und 65-90% nach Teilversteifung erreicht. Studien, die Teil- und Vollversteifungen direkt miteinander verglichen,

kommen zu dem Schluss, dass die Griffkraft nach einer Vollversteifung stärker vermindert ist (Ø 24 %) als nach einer Teilversteifung (Ø 22 %).^{3,11} Zudem wird in einigen Studien eine verminderte Geschicklichkeit der operierten Hand beschrieben.^{31,32}

Die meisten Studien untersuchten die Handkraft mittels Jamar-Dynamometer, so dass nur die Grobkraft der gesamten Hand erfasst wurde.^{27,31-33} Eine gezielte Untersuchung der Fingerkräfte nach Handgelenksversteifung wurde nach unserem Kenntnisstand bisher noch nicht publiziert.

Tab. 1: Durchschnittliche Griffkraft in % der gesunden Gegenseite nach Rettungsoperation am Handgelenk

Autoren (Jahr d. Veröffentlichung)	Nach Vollversteifung (VHV)	Nach Teilversteifung (MKTA)
Krakauer et al. ¹¹ (1994)	72,7%	78,5%
Krimmer et al. ⁴ (2000)	72%	65%
Wieloch et al. ² (2006)	85,5%	79,9%
Mühdorfer-Fodor et al. ³ (2015)	73%	76%
Field et al. ²⁷ (1996)	74%	
Adey et al. ⁵ (2005)	79%	
Nydick et al. ²⁶ (2013)	70%	
Ashmead et al. ¹⁰ (1994)		80%
Wyrick et al. ¹³ (1995)		74%
Krimmer und Lanz ⁹ (1996)		80%
Sauerbier et al. ²⁹ (2000)		65%
Dacho et al. ⁶ (2006)		76 %
Merrell et al. ¹⁴ (2008)		82%
Mulford et al. ¹² (2009)		75%
Winkler et al. ⁸ (2010)		89,5%
Neubrech et al. ⁷ (2012)		84,9%
Luegmair et al. ²⁸ (2012)		70%
Cha et al. ³⁰ (2013)		81,8%
	Ø 75,2%	Ø 77,2%

Ebenso hat die Stellung der Fingergelenke Auswirkungen auf die Vorspannung der Muskel-Sehnen-Einheiten, welche über diese Gelenke laufen. Bain und Mitarb. fanden an 10 gesunden Freiwilligen heraus, dass der funktionelle Bewegungsumfang beim Verrichten alltäglicher Dinge (getestet mit dem Sollerman³⁴-Test) im Durchschnitt für die Grundgelenke 19-71°, für die Mittelgelenke 23-87° und für die Endgelenke 10-64° beträgt.³⁵ Dies entsprach 48%, 59% bzw. 60% des möglichen Gesamtbewegungsumfangs der entsprechenden Gelenke.

Beim kraftvollen Greifen eines Gegenstandes passen sich normalerweise die Finger der Form des Greifobjekts an, so dass diese möglichst großflächig der Oberfläche anliegen. Gemessen an zylindrischen Greifobjekten nehmen bei abnehmender Zylindergröße die Beugewinkel der Fingergelenke zu, gleichzeitig steigen die Fingerkräfte an.^{16,17,36,37}

Nach Versteifung eines Fingergelenkes kann sich der entsprechende Finger nicht mehr den verschiedenen Objektgrößen anpassen, so dass eine Beeinträchtigung der Greiffunktion anzunehmen ist. Welcher Gelenkwinkel für eine Fingergelenksarthrodese günstig ist, wurde in der Literatur oftmals diskutiert.^{38–41} Hierbei ist zu beachten, dass je nach Stellung eines versteiften Fingergelenkes auch die Funktion der benachbarten Gelenke am gleichen Strahl durch die Landsmeer'schen Ligamente^{42,43} sowie durch die Verbindungen zwischen Strecksehnenmittel- und –seitenzügel^{44,45} beeinträchtigt werden. Da die tiefen Beugesehnen (FDP) der ulnaren drei Finger einen gemeinsamen Muskelbauch haben, aber auch der relativ eigenständige FDP-Muskel des Zeigefingers Verbindungen zum ulnaren FDP-Muskelbauch aufweist, beeinflusst eine eingeschränkte Fingerbeweglichkeit auch die Kraft der übrigen Finger über den Quadriga-Effekt.^{40,46,47} Insbesondere eine Einschränkung der Zeigefingerbeugung beeinflusst die Nachbarfinger, umgekehrt weniger.

In-vivo-Untersuchungen zu den funktionellen Folgen einer Fingergelenksversteifung bei operierten Patienten sind schwierig, weil in den meisten Fällen Schäden weiterer Fingergelenke die Auswirkung einer *einzelnen* Fingergelenksarthrodese überlagern. Somit findet man in der Literatur überwiegend experimentelle Studien mit Simulierung einer Versteifung mit entsprechenden Schienen. Diese können jedoch die lokalen Verhältnisse beeinflussen, und es kann keine physiologische Anpassung wie nach einer Operation stattfinden. Trotzdem geben diese Studien wertvolle Hinweise auf die Funktion der angrenzenden Gelenke^{42,43} sowie auf einen Einfluss auf die Geschicklichkeit.^{31,33,40,47} Zusätzlich wird eine Reduktion der Griffkraft der übrigen Finger bzw. der gesamten Hand beschrieben.^{40,46–48}

Für den alltäglichen Gebrauch der Hand ist die besondere Geschicklichkeit unserer Finger, positioniert durch Handgelenk und Mittelhand, für viele Tätigkeiten entscheidend. Diese wird in der Regel durch Funktionstests, wie z.B. den Sollerman³⁴-Test oder den Jebsen⁴⁹-Test dokumentiert.

Einzelne Handfunktionen werden üblicherweise in der Praxis anhand von etablierten Parametern geprüft, wie z.B. die Beweglichkeit einzelner Gelenke oder die Fähigkeit, bestimmte Griffformen wie Grobgriff, Schlüsselgriff oder Spitzgriff auszuführen. Ferner wird gemessen, wieviel Kraft in diesen Griffformen aufgebaut werden kann. In Anbetracht der Komplexität des Greifens erscheinen die genannten Parameter relativ unspezifisch, um das diffizile Zusammenspiel von 15 Fingergelenken, zwei Daumengelenken, fünf Karpometakarpalgelenken (einschließlich des sehr beweglichen Daumensattelgelenkes), 16 extrinsischen Muskeln und noch weit mehr intrinsischen Muskeln sowie die Zügelung von Gelenken durch unzählige Bänder umfassend zu untersuchen. Viele Studien bestimmen die Gesamtkraft der Hand isometrisch mittels Messung mit dem Jamar-Dynamometer.^{27,31-33,40} Dies ist ein hydraulisches Messinstrument mit zwei parallelen Handgriffen, deren Abstand in fünf Stufen verstellt werden kann. In der Literatur wird mehrfach darauf hingewiesen, dass gerade die von den Fingerspitzen übertragenen Kräfte hierbei nicht adäquat erfasst werden.⁵⁰⁻⁵² In anderen Studien werden speziell die Fingerkräfte mit Tasten-Dynamometern gemessen.^{16,46,47,53,54} In weiteren Studien kamen spezielle Vorrichtungen zur Anwendung wie Federzugschlaufen²⁴, Zylinder mit einzelnen Drucksensoren^{16,55,56} oder einzeln an die Finger montierte Drucksensoren.^{57,58}

Eine bildliche Darstellung und Auswertung des Greifens war bis jetzt nur sehr aufwändigen Verfahren vorbehalten, welche nur wenig plastisch-anschauliche Ergebnisse lieferten.^{36,37,52,57,59-62}

Eine neuartige Möglichkeit „Greifen“ anschaulich und trotzdem messbar abzubilden, ist die Manugraphie, bei der ein elektronischer Handabdruck erzeugt wird, der gleichzeitig die lokal aufgebrachte Kraft in guter Auflösung abbildet. Als Greifobjekt dienen hierbei Zylinder mit unterschiedlichem Umfang, welche mit einer weichen Matrix ummantelt sind. In diese Matrix sind lückenlos Drucksensoren eingebettet, deren Werte einzeln und kontinuierlich registriert werden können. Verschiedene graphische Darstellungsmöglichkeiten erlauben besondere Aspekte des Greifmusters unterschiedlich hervorzuheben (Abb. 1).

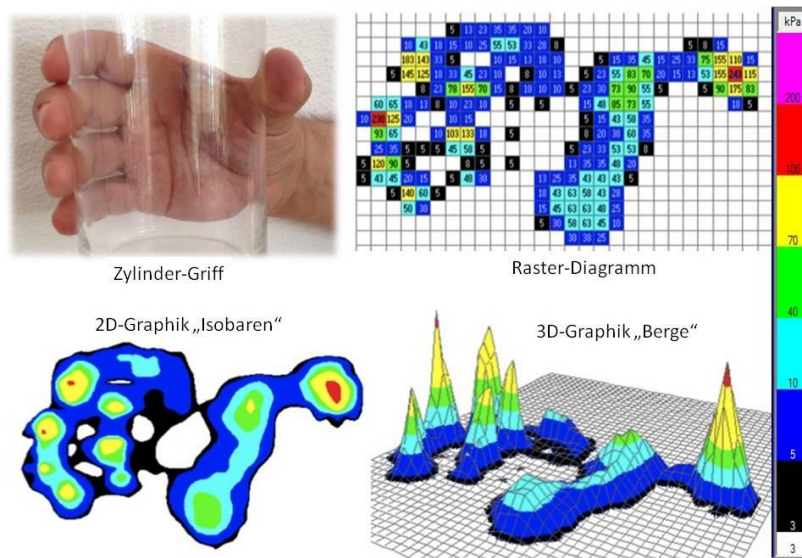


Abb. 1: Manugraphie: zweidimensionale bzw. dreidimensionale Darstellung eines „Handabdrucks“. Die unterschiedlichen Farben, in der 3D-Graphik auch die Höhe der Berge, entsprechen der Stärke des auf die Zylinderoberfläche aufgetragenen, lokalen Drucks.

Das Manugraphy-System (Firma novel®, München) erlaubt sowohl die Gesamtkraft im Zylindergriff, als auch die Kräfte in frei wählbaren Arealen separat zu messen. Ein solches Verfahren wurde bereits durch Welcome und Mitarb. angewandt, allerdings wurden die Messfelder nicht anatomischen Strukturen zugeordnet.⁶²

In dieser Doktorarbeit soll die Wechselwirkung zwischen einer Gelenkversteifung und der motorischen Steuerung der Hand und deren Auswirkung auf das Greif- und Kraftverteilungsmuster mittels Manugraphie untersucht werden.

Gegenstand der Untersuchungen waren zum einen Versteifungsoperationen am Handgelenk in Form einer vollständigen Handgelenksversteifung (VHV) bzw. einer Teilversteifung (mediokarpale Teilarthrodese, MKTA) des Handgelenkes, zum anderen Fingergelenksversteifungen in Form von End- und Mittelgelenksversteifungen.

1.1 Handgelenk

1.1.1 Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Handgelenkes

Die Hand bewegt sich gegenüber dem Unterarm in einer Vielzahl neben- und hintereinander geschalteter Gelenke, hier insbesondere am Karpus bzw. der Handwurzel. Diese besteht aus 8 Handwurzelknochen, die zwei Handwurzelreihen bilden: die proximale, körpernahe Handwurzelreihe mit Kahnbein, Mondbein und Dreiecksbein (plus Erbsenbein), und die distale bzw. körperferne Handwurzelreihe mit großem und kleinem Vieleckbein, Kopfbein und Hakenbein (Abb. 2).



Abb. 2: Röntgenbild linkes Handgelenk (Quelle: © Institut für Diagnostische, Interventionelle und Pädiatrische Radiologie, Inselspital Bern)

Bei allen Stellungsänderungen im Raum wechselt der Karpus jeweils seine Form, wobei jeder einzelne Knochen für sich eigene Bewegungen in Form von Translation, Rotation und Verkipfung durchführt.⁶³

Das sogenannte proximale Handgelenk, Articulatio radiocarpalis, verbindet die beiden Unterarmknochen (Elle und Speiche) beweglich mit der proximalen Handwurzelreihe.

Es wird in ein radiokarpales und ein ulnokarpales Kompartiment unterteilt. In Mittelstellung der Hand korrespondieren das Kahnbein und radiale Flächenanteile des Mondbeins mit den beiden Radiusfacetten (Fovea scaphoidea und Fovea lunata) und bilden das radiokarpale Kompartiment. Die ulnaren Flächenanteile des Os lunatum und das Os triquetrum artikulieren dagegen mit dem ulnokarpalen Komplex, zusammen bilden diese drei Strukturen das ulnokarpale Kompartiment.⁶³

Distale und proximale Handwurzelreihe sind in der s-förmigen *Articulatio mediocarpalis* verzahnt.⁶⁴ Die Bewegungsausschläge des Gelenkes sind durch den innigen Kontakt der Skelettanteile sowie die festen Bandverbindungen des Gelenkes eingeschränkt.⁶³ Die sich ergänzenden Bewegungsausschläge in der *Articulatio radiocarpalis* und *mediocarpalis* ergeben eine Extension von ca. 80° sowie eine Flexion von ca. 85° im Handgelenk. Die Bewegungsachse des Handgelenkes verläuft etwas distal des radiokarpalen Gelenkspaltes durch den „Hals“ des Os capitatum und etwa durch die Mitte des Os triquetrum. Die Achse der Radialduktion (15-25°) und Ulnarduktion (40-50°) steht senkrecht zur vorigen und läuft durch den „Kopf“ oder „Hals“ des Os capitatum.⁶³

Nach den Vorstellungen von Lichtman und Mitarb. besteht der Karpus aus einem unter Spannung stehenden, dynamischen Ringsystem der Handwurzelknochen.⁶⁵ Dieses muss in seinem Zusammenhalt durch Bänder lückenlos sein. Der distale Anteil des Rings ist durch kurze interossäre Faserstrukturen (karpale Bänder) sowohl interkarpal als auch karpometakarpal recht fest fixiert. Der proximale Komplex ist beweglicher und erlaubt damit einen größeren Bewegungsumfang zwischen Unterarmknochen und Handwurzel. Letztendlich sind die karpalen Bänder für das geordnete Zusammenspiel der Handwurzelknochen und damit für den komplexen Bewegungsablauf des Handgelenkes verantwortlich. Die hierfür angelegten Bänder sind in drei Schichten angeordnet: in der oberflächlichen, der tiefen und der mittleren Schicht.

Die oberflächliche Schicht wird vom *Retinaculum extensorum* streckseitig und vom *Retinaculum flexorum* beugeseitig gebildet. Die Faserzüge dieser beiden Strukturen bilden lt. Kuhlmann eine sogenannte „extraartikuläre Schleuder“, die zur Rotationsstabilität des Karpus beiträgt.⁶⁶

Die mittlere Schicht besteht aus den radiokarpalen Bändern, zusätzlich beugeseitig aus proximalem und distalem V-Band sowie streckseitig aus dem dorsalen V-Band sowie dem triangulären Faserknorpelkomplex (TFCC).

Palmar sind die Bänder dicker und fester (Abb. 3). Dorsal sind die Bänder breitflächiger und dünner angelegt (Abb. 4).

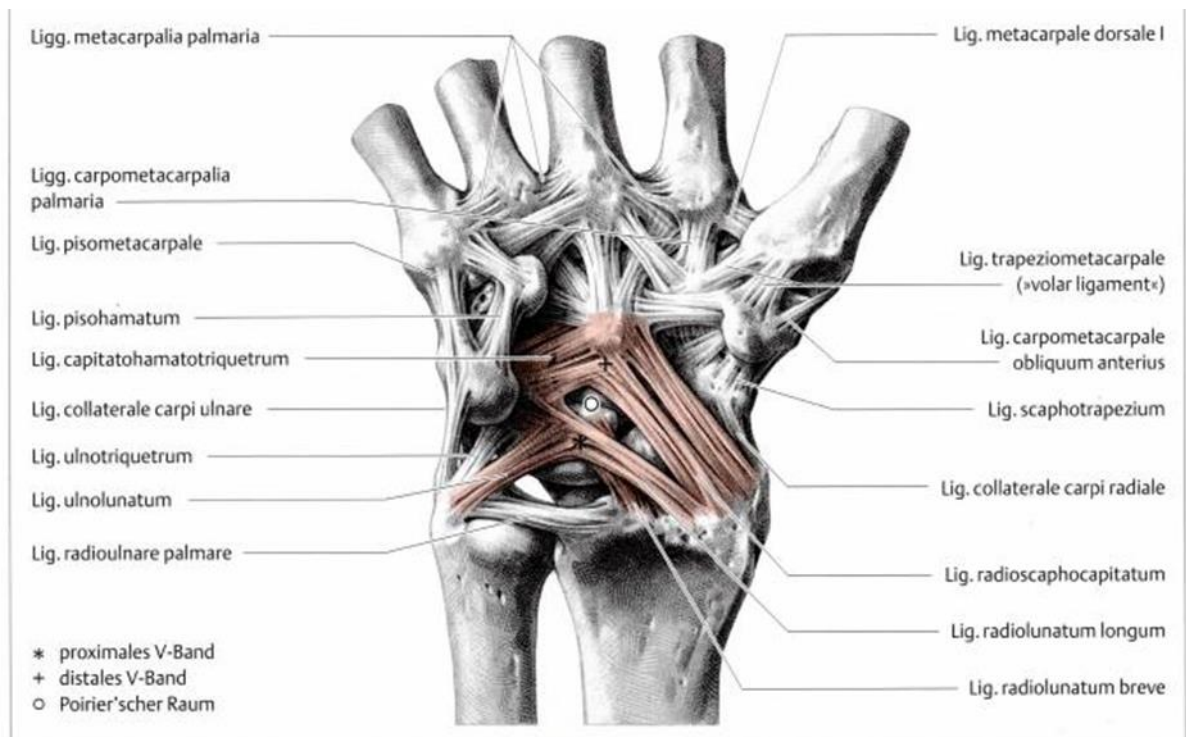


Abb. 3: Karpale Bandsysteme einer rechten Hand von palmar sowie palmare Bänder des Daumensattelgelenkes. Aus Schmidt-Lanz: Chirurgische Anatomie der Hand (2003)

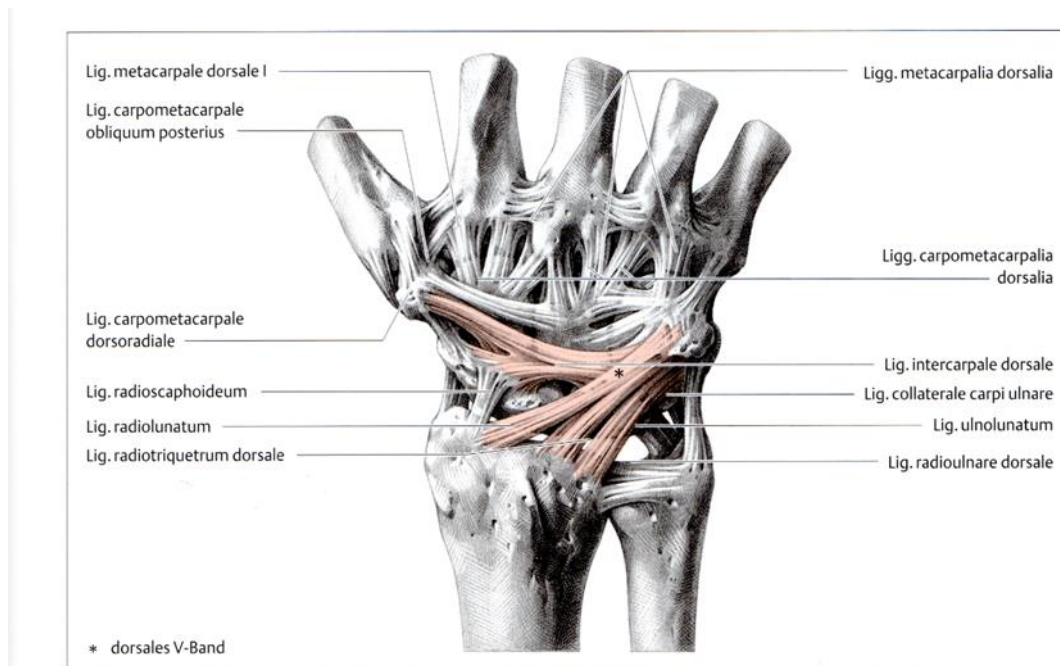


Abb. 4: Karpale Bandsysteme einer rechten Hand von dorsal sowie dorsale Bänder des Daumensattelgelenkes. Aus Schmidt-Lanz: Chirurgische Anatomie der Hand (2003)

In der tiefen Schicht schließlich findet man die karpometakarpalen Bänder sowie die interossären Bänder (Lig. capitohamatum, Lig. scaphotrapezium, Lig. scapholunatum, Lig. lunotriquetrum).

Die Handwurzel wird vor allem durch die Kraft der Unterarmmuskeln in axialer Richtung belastet. All ihre „Bauteile“, sowohl Knochen als auch Bänder, werden in den Kraftfluss einbezogen. Damit kann zwar deren Masse klein gehalten werden, die Schädigung auch nur eines der beteiligten Elemente führt jedoch rasch zu einer Dekompensation des karpalen Gefüges und konsekutiv zur Überbeanspruchung der übrigen Anteile. Das „Bauprinzip“ der Handwurzel besteht in der leicht verschieblichen Anordnung der acht Handwurzelknochen in zwei Reihen zur Übertragung axialer Kräfte zwischen Mittelhand und Unterarm und in der vorwiegend queren bis schrägen Orientierung des Bandapparates. Damit können die Bänder einerseits die bei axialer Kompression auftretenden queren Zugspannungen aufnehmen, andererseits durch ihre langsam zunehmende Spannung die Endphasen der Bewegung dämpfen.⁶⁴

1.1.2 Pathomechanismus des karpalen Kollaps

Entzündliche Gelenkerkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis sowie bakterielle Infektionen können eine großflächige Zerstörung des Handgelenks nach sich ziehen. Wesentlich häufiger ist jedoch die posttraumatische Arthrose des Handgelenks. Laut Watson und Ryu⁶⁷ entstehen verschleißbedingte Veränderungen oder auch Arthrose des Handgelenkes in ca. 95% der Fälle vor allem in der Region rund um das Kahnbein, insbesondere zwischen Skaphoid und Radiusstyloid und breitet sich im weiteren Verlauf auf das gesamte radioskaphoidale Gelenk aus. Ursache sind Gefügestörungen der Handwurzel, die in den meisten Fällen durch einen Unfall (z.B. Sturz auf die gestreckte Hand oder Anpralltrauma) entstehen.

Häufig kommt es auch zur Zerreißung der Bandverbindung zwischen Kahn- und Mondbein (skapholunäres Band, SL-Band), die im weiteren Verlauf zu einer Flexionsstellung des Skaphoids und zur zunehmenden Verkippung des Mondbeins nach dorsal führt. Das flektierte Skaphoid liegt nicht mehr kongruent in der Fossa skaphoidea, subluxiert

bei Beugung des Handgelenkes nach dorsal und „reitet“ dabei auf der dorsalen Radiuskante.

Im weiteren Verlauf kommt es zu einem Auseinanderweichen dieser beiden Handwurzelknochen. Bei statisch vergrößertem Abstand zwischen dem Skaphoid und dem Lunatum spricht man von der skapholunären Dissoziation. Diese ermöglicht dem Kapitulum ein Tiefertreten in den entstandenen skapholunären Raum. Bei arthrotischen Veränderungen aufgrund dieser karpalen Gefügestörung spricht man vom Kollaps des Karpus, wobei sich die arthrotischen Veränderungen von radiokarpal weiter nach mediokarpal ausbreiten. Dieser karpale Kollaps wird von Watson und Mitarb. ^{67,68} auch „SLAC-wrist“ genannt (**s**capholunare **a**dvanced **c**ollapse) und in 3 Stadien eingeteilt: im Stadium 1 beschränkt sich die Arthrose lediglich auf den Griffelfortsatz der Speiche (Processus styloideus radii) und die korrespondierende Gelenkfläche am Skaphoid, im Stadium 2 weiten sich die arthrotischen Veränderungen zum Radio-skaphoidalgelenk nach proximal aus. Im Stadium 3 ist zusätzlich das Mediokarpalgelenk betroffen (Abb. 5). Über einen relativ langen Zeitraum bleibt der radiolunäre Gelenkabschnitt unversehrt, weil die körpernahe (proximale) Gelenkfläche des Os lunatum trotz Verkippung in dieser Position kongruent zur Fossa lunata bleibt.

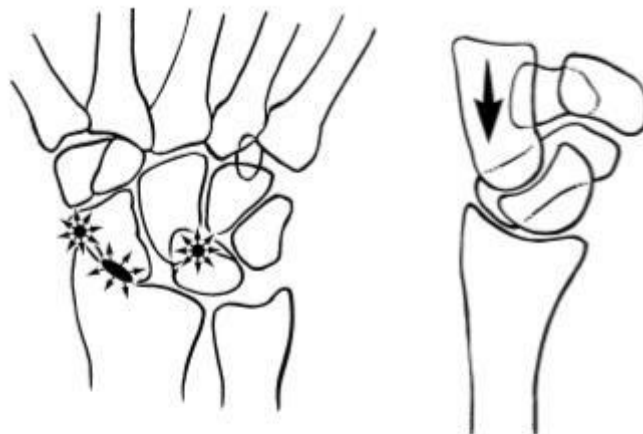


Abb. 5: SLAC-Wrist. Krimmer und Mitarb.: „Der posttraumatische karpale Kollaps (SLAC- und SNAC-wrist) – Stadieneinteilung und therapeutische Möglichkeiten“, Handchir. Mikrochir. Plast. Chir., 1997; 29: 228-33. ⁶⁹

Analog zur skapholunären Dissoziation kann ein karpaler Kollaps auch durch eine Kahnbeinpseudarthrose entstehen; es kommt zur „SNAC-wrist“ (scaphoid nonunion advanced collapse). Die Einteilung in drei Stadien entspricht der SLAC-wrist-Einteilung. Bei der „SNAC-wrist“ kommt es aufgrund einer Kahnbeinpseudarthrose zu arthrotischen Veränderungen des distalen Kahnbeinfragmentes sowie der korrespondierenden Gelenkfläche am Radius (Fossa scaphoidea) in den Stadien 1 und 2. Typischerweise bleibt die Gelenkfläche zwischen dem proximalen Kahnbeinpol und der Fossa scaphoidea unversehrt. Im Stadium 3 degeneriert durch die Verkippung der Handwurzel dann auch das Mediokarpalgelenk (Abb. 6).²⁹

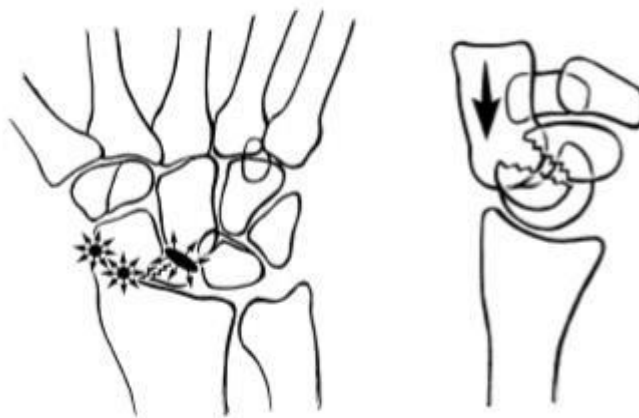


Abb. 6: SNAC-Wrist. Krimmer und Mitarb.: „Der posttraumatische karpale Kollaps (SLAC- und SNAC-wrist) – Stadieneinteilung und therapeutische Möglichkeiten“, Handchir. Mikrochir. Plast. Chir., 1997; 29: 228-33.⁶⁹

Hierbei bleiben die proximale Gelenkfläche des Lunatums und die korrespondierende Gelenkfläche am Radius (Fossa lunata) ebenfalls sehr lange arthrosefrei, weshalb auch hier die mediokarpale Teilversteifung als Therapieoption in Frage kommt.

1.1.3 Die mediokarpale Teilarthrodese des Handgelenkes (MKTA)

Bei intolerablen Beschwerden und nach Ausschöpfen der konservativen Behandlungsmöglichkeiten ist ein operatives Vorgehen indiziert. So lange beim karpalen Kollaps die proximale Gelenkfläche des Mondbeins und die korrespondierende Radiusgelenkfläche (Fossa lunata) noch intakt sind, kommt hierfür die mediokarpale Teilversteifung als operative Maßnahme in Frage.

Bei dieser Operation wird das Kahnbein komplett entfernt und zur Stabilisierung der übrigen Handwurzel eine mediokarpale Fusion unter Reposition der eingetretenen Fehlstellung von Lunatum und Kapitatum durchgeführt.^{29,70} Mit dieser Operation bleibt eine wertvolle Restbeweglichkeit über das radiolunäre Segment erhalten.

Die Osteosynthese der verbliebenen Handwurzelknochen (Lunatum, Triquetrum, Kapitatum, Hamatum) ist auf verschiedene Weise möglich, z.B. mit der sog. „Spider-Plate“, einer winkelstabilen, kreisrunden Platte, welche die vier Handwurzelknochen mit jeweils zwei Schrauben fixiert, was spinnenbeinartig anmutet. Eine andere Möglichkeit sind entsprechende Kompressionsklammern oder auch eine Fixation mit Kirschner-Drähten.

Die in diese Studie eingeschlossenen Patienten wurden nach der in der Klinik für Handchirurgie Bad Neustadt üblichen OP-Technik mit Hilfe von Kirschner-Drähten operiert.^{29,70}

1.1.4 Die Vollversteifung des Handgelenkes

Wenn alle Handgelenksabschnitte geschädigt und stark schmerzhaft sind und / oder bereits eine deutliche Bewegungseinschränkung besteht, ist die komplette Versteifung des Handgelenkes seit vielen Jahren ein bewährtes Therapieverfahren. Häufige Indikationen sind fortgeschrittene Stadien z.B. der Lunatumnekrose, einer rheumatoiden Arthritis oder auch eines karpalen Kollapses. Wenngleich die Aufgabe der Gelenkbeweglichkeit schwer wiegt, profitieren viele Patienten von einer Stabilisierung eines biomechanisch dekompenzierten Handgelenks.³³ Durch eine Versteifung wird die verlorene, motorische Kontrolle des Handgelenkes kompensiert, so dass die Hand und

die Finger wieder besser und wirkungsvoll für Greifaktivitäten eingesetzt werden können.

Als Beschreiber der OP-Technik berichten Hastings und Mitarb.³³ auch über ausgezeichnete, voraussehbare Resultate, insbesondere in Bezug auf die Schmerzreduktion. Seit vielen Jahren ist daher eine Versteifung des Handgelenkes das Verfahren der Wahl, vor allem wenn eine definitive Versorgung gewünscht wird und/oder bereits vorausgegangene Operationen ohne Erfolg blieben.

Sehr gebräuchlich ist bei dieser Operation die Verwendung einer kräftigen Platte zur Osteosynthese, die proximal am Radius und distal meist am Metakarpale-III-Knochen fixiert wird. In den Anfängen wurde hierfür häufig eine 3,5 mm dynamische Kompressions-Platte verwendet, später setzte sich die von der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) entwickelte AO-Arthrodesenplatte als Standardimplantat durch, welche sich durch eine Verjüngung der Platte nach distal hin sowie eine vorbestehende Biegung im Bereich der Handwurzel mit einer resultierenden Handgelenksstellung von ca. 10° Extension auszeichnet. Da diese Platte weniger aufragt, sind auch durch das Osteosynthesematerial hervorgerufene Probleme, wie z.B. Strecksehnenirritationen, wesentlich seltener. Da die herkömmliche Arthrodesenplatte das Karpometakarpalgelenk des III. Strahls (Carpometacarpale III-Gelenk: CMC III) überbrückt, wurde eine gleichzeitige Arthrodesese dieses Gelenk anfangs von einigen Autoren favorisiert. Nach einer vergleichenden Studie von Nagy und Buehler⁷¹ wird dies jedoch nicht mehr empfohlen. Viel zu häufig kam es nach CMC-III-Arthrodesese zu schmerzhaften, revisionspflichtigen Pseudarthrosen, die nicht selten zum Schrauben- oder Plattenbruch führten. Diese Komplikation tritt nicht bzw. seltener auf, wenn das CMC-III-Gelenk durch die Platte lediglich überbrückt wird. Dies kann durchaus zu einer Plattenlockerung und zum Materialbruch führen, solche Probleme werden jedoch durch die Entfernung der Platte weitgehend gelöst.⁷¹

Um Probleme durch die Überbrückung des Karpometakarpalgelenkes III zu vermeiden, vertritt ein neueres, kürzeres Platten-Implantat das Konzept der distalen Verankerung im Handwurzelbereich. Mit einer solchen multidirektionalen, winkelstabilen Platte kann eine stabile Fixation distal unter Aussparung des CMC-III-Gelenkes erreicht werden.⁷²

Das Standardverfahren der Klinik für Handchirurgie zur Handgelenksversteifung, welches auch bei den hier untersuchten Patienten angewendet wurde, beinhaltet die Resektion der pathologisch veränderten Gelenkflächen, Auffüllung der Defekte mit autologer Spongiosa aus dem Radius und Stabilisierung mit der AO-Handgelenk-Arthrodesenplatte. Die Technik wurde von Kalb und Prommersberger im Jahre 2009 veröffentlicht.⁷³

1.2 Fingergelenke

1.2.1 Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Finger- und Daumengelenke

Die Finger II bis V der Hand sind dreigliedrig, sie bestehen jeweils aus proximaler, mittlerer und distaler Phalanx, welche über zwei Gelenke miteinander verbunden sind. Diese interphalangealen (IP-) Gelenke sind proximal das Mittelgelenk (proximales Interphalangealgelenk: PIP) und distal das Endgelenk (distales Interphalangealgelenk: DIP). Die Verbindung der Fingerglieder zur Mittelhand besteht über die Grundgelenke (Metakarpophalangealgelenke: MCP).

Die Grundgelenke sind ellipsoid aufgebaut. Die relativ großen, aber nicht ganz runden Metakarpaleköpfe stehen an den Basen der Grundglieder im Verhältnis recht kleinen Gelenkpfannen gegenüber.⁶³ Die Grundgelenke werden durch Kollateralbänder (Lig. collaterale und Lig. collaterale accessorium) gesichert, welche schräg von proximal dorsal nach palmar distal ziehen. Zusätzlich findet sich ein Bandzug, das Lig. phalangoglenoidale, welches von Hakstian und Tubiana⁷⁴ beschrieben wurde. Dieses Band entspringt seitlich an der Basis des Grundgliedes und zieht schräg über die Ansatzfasern des Lig. collaterale hinweg und strahlt teilweise seitlich in die beugeseitige Faserknorpelplatte, die palmare Platte, ein bzw. geht nach proximal in das A1-Ringband über. Dieses Band sorgt aufgrund seines Verlaufs in erheblichem Maße für ein flächendeckendes Gleiten im Grundgelenk.⁶³

Auf der Beugeseite der Gelenke finden sich die bereits erwähnten palmaren Platten, welche an den proximalen Basen direkt am Knorpelrand der Grundglieder angeheftet sind und nach proximal keilförmig auslaufen und dünner werden. Sie weisen in ihrem

distalen Anheftungsgebiet eine „Biegefalz“ auf und fungieren insbesondere am Grundgelenk als eine Art Gelenkklippe, welche dem Metakarpalekopf eine erweiterte Unterstützungsfläche liefert. Zudem beteiligen sie sich mit ihrer palmaren Fläche an der Bildung der fibrösen Anteile der Beugesehnscheide. Die distalen, faserknorpeligen Anteile der palmaren Platten der Grundgelenke sind über das Lig. metacarpale transversum profundum, dem tiefen queren Hohlhandband, miteinander verbunden, welches sich in radioulnarer Richtung in der Hohlhand aufspannt und so eine wichtige Verstrebung der distalen Mittelhand darstellt.⁷⁵

Um eine Kontraktur des Kollateralbandapparates durch eine längere Ruhigstellung zu verhindern, sollten die Grundgelenke entsprechend im gespannten Zustand, was einer Beugung von ca. 80° entspricht, ruhiggestellt werden.⁶³

Die Mittel- und Endgelenke stellen modifizierte Scharniergelenke dar. Neben den Hauptbewegungen Beugen und Strecken sind auch Seitneigungen und Rotationen möglich.⁶³ Diese werden gleichsam von einem Kapsel-Band-Apparat geführt, hier insbesondere durch die Seitenbänder (Lig. collaterale und Lig. collaterale accessorium, Abb. 7) zur Gewährung der seitlichen Stabilität. Dorsal findet sich eine Verstärkung durch die Dorsalaponeurose, auf der Beugeseite ebenfalls eine stärkere Faserknorpelplatte, die palmare Platte. Deren fibröse Fasern bilden auch hier Anteile der Beugesehnscheide. Am PIP-Gelenk läuft die palmare Platte nach proximal hin schwalbenschwanzartig aus und wird im Gegensatz zu den Grundgelenken durch Zügelbänder, die „check-rein-ligaments“, verstärkt und am Grundglied fixiert.⁷⁶ Diese finden sich auch an der palmaren Platte des Endgelenkes. Die palmare Platte des Endgelenkes besitzt an ihrem distalen Biegefalz einen etwas geräumigeren Gelenkrecessus und weist laut Bowers⁷⁷ proximal keine knöcherne Anheftung auf. Dadurch ist sie weit anfälliger für eine Hyperextension.

In Höhe des Mittelgelenkes findet sich auf der Streckseite unter dem Mittelzügel der Strecksehne (Tractus intermedius) ebenfalls eine regelhaft vorkommende, dorsale Faserknorpelplatte, die einen Teil der Gelenkkapsel darstellt.⁷⁸ Neben der Zügelung des Strecksehnenapparates und der Vergrößerung des Drehmomentes der Strecksehne trägt sie zur zusätzlichen Stabilisierung des PIP-Gelenkes bei.⁶³

Da die fibrösen Fasern der palmaren Platten von Mittel- und Endgelenk Teil der Beugesehne sind, vergrößern sie in Streckstellung den Abstand der Beugesehnen zur Beugeachse und schaffen somit günstige Hebelverhältnisse für die erste Phase der Beugung.⁶³

Die Mittelgelenke können bis max. 100° gebeugt werden, die Endgelenke bis 90°. Eine Streckung ist im DIP-Gelenk bis 10° möglich.

Die Grundgelenke weisen einen Bewegungsumfang von maximal 90° Beugung und eine (Über-) Streckung bis 45° auf. Dies ist vor allem beim Greifen größerer Gegenstände von Vorteil.

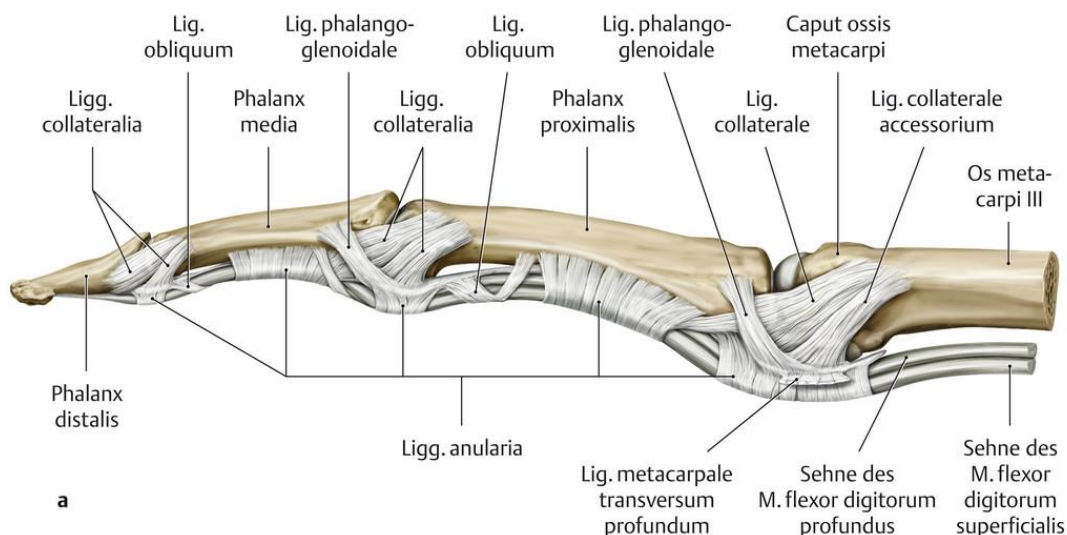


Abb. 7: Knöcherner Anteil, Kapsel-Band-Apparat (Seitenbänder und akzessorische Bänder) sowie oberflächliche und tiefe Beugesehne inkl. Ringbandsystem eines dreigliedrigen Fingers (Quelle: Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al., Hrsg. Prometheus LernAtlas - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage. Thieme; 2011)

Der Daumen spielt beim Greifen eine wichtige Rolle. Seine Opponierbarkeit macht die differenzierte Greiffähigkeit der menschlichen Hand möglich (Abb. 8). Die Daumenspitze erreicht Anteile der Handfläche, die jenseits der distalen Hohlhandbeugefurche liegen und kann die Palmarflächen aller Finger abtasten.⁶³

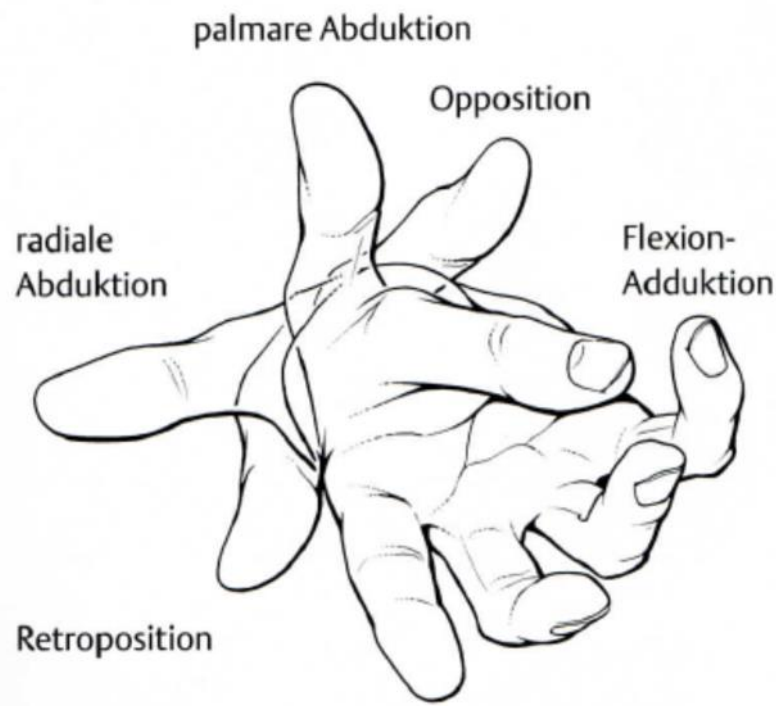


Abb. 8: Bewegungen des Daumens. Stellung des Daumens in der Ansicht von vorn. Aus Schmidt, Lanz: Chirurgische Anatomie der Hand, 2003

Das Daumengrundgelenk beschreibt als Eigelenk zwei Freiheitsgrade mit den Bewegungsrichtungen Extension und Flexion bzw. Abduktion und Adduktion. Beim Daumenendgelenk (IP-Gelenk) handelt es sich um ein reines Scharniergelenk mit den Bewegungsebenen Extension und Flexion.

Analog zu den Fingern finden sich an Grund- und IP-Gelenk des Daumens Kollateralbänder (Ligg. collaterale und Ligg. collaterale accessorium). Diese strahlen am Grundgelenk auf der Beugeseite fächerförmig in die hier vorhandenen Sesambeine ein. Diese werden zusätzlich von den Sehnen des M. flexor pollicis brevis (radial) und M. adductor pollicis (ulnar) sowie dem A1-Ringband gezügelt. Die Beugesehne des Daumens, die Flexor-pollicis-longus-Sehne, läuft hier palmar in einer konkaven Rinne.⁶³

Das IP-Gelenk weist bezüglich seines Kapselbandapparates im Großen und Ganzen dieselben Konstruktionsmerkmale wie die DIP-Gelenke der Finger auf.⁶³ Allerdings kommt auch in Höhe des IP-Gelenkes häufig ein in die Kapsel eingelassenes Sesambein vor.

1.2.2 Anatomische Grundlagen des Greifens

Es existieren verschiedene Greifformen, die auch als Funktionsgriffe bezeichnet werden und wie folgt definiert sind^{63,79}:

- Die einfachste elementare Greifform stellt der Hakengriff dar, der schon mit einem einzelnen gebeugten Finger ausgeführt werden kann. Ein opponierter Daumen ist für diese Greifform nicht nötig. Beim Einsatz mehrerer Finger spricht man vom Koffergriff.
- Als lateraler Spitzgriff sei der Zigarettengriff zwischen Zeige- und Mittelfinger erwähnt. Demgegenüber setzt der Schlüsselgriff bereits die Adduktion des Daumens an den Zeigefinger voraus.
- Der Grobgriff oder auch Kraftgriff stellt eine Greifform *mit* Oppositionsbewegung des Daumens dar, bei der der zu greifende Gegenstand mit allen Fingern fest umschlossen und in die Hohlhand gepresst sowie mit dem Daumen umschlossen wird.
- Der Feingriff, auch als sphärischer bzw. Zylindergriff bezeichnet, stellt eine Übergangsform zwischen Grob-/Kraftgriff und Präzisionsgriffen dar. Je nach Größe des Objektes weist der Zylindergriff vornehmlich Elemente des Grobgriffes auf. Je kleiner das Greifobjekt, desto weiter distal wird es mit dem Daumen und auch den Fingern gefasst. Je weiter distal ein Objekt gehalten wird und je mehr dazu die radialen Finger (Zeige- und Mittelfinger) benützt werden, desto präziser lässt es sich manipulieren.
- Präzisionsgreifformen: das Objekt wird mit nur sehr geringer Kraftanstrengung mit den Fingerkuppen gehalten. Hierzu zählen ein Zwei-Finger- oder auch Drei-Finger-Spitzgriff oder auch der Pinzettengriff (=Fingerkuppenspitzgriff).

Motor der Funktionsgriffe ist die extrinsische Muskulatur, welche am Unterarm entspringt, sowie die Handbinnenmuskeln, die intrinsische Muskulatur.

Die dreigliedrigen Finger verfügen jeweils über eine tiefe und oberflächliche Beugesehne, wobei die tiefen Beugesehnen breit an den Basen der Endphalangen II-V ansetzen, und durch ihre Beugefunktion in allen Fingergelenken einen kraftvollen Faustschluss bewirken.⁸⁰

Die oberflächlichen Beugesehen teilen sich in Höhe des Grundgliedes in zwei Schenkel auf, lassen die Sehne der tiefen Fingerbeuger nach palmar hindurchtreten und setzen an den Mittelgliedbasen an. Sie sind in ihrer Hauptfunktion Beuger in den Mittelgelenken sowie in den Grundgelenken der Finger II-V.

Die intrinsische Muskulatur, i.e. Mm. interossei palmares et dorsales und Mm. lumbricales, entspringt palmar der Grundgelenksdrehachse an den Metakarpalia (Mm. interossei) und den Sehnen des M. flexor digitorum profundus (Mm. lumbricales), um auf Höhe der Grundglieder in die Streckaponeurose einzustrahlen. Sie bewirken eine Beugung der Grundgelenke (hauptsächlich Mm. interossei) und eine Streckung der Mittel- und Endgelenke (hauptsächlich Mm. lumbricales).⁸¹

Der regelrechte Bewegungsablauf der einzelnen Gelenke eines Fingers wird durch das Zusammenwirken von extrinsischen und intrinsischen Muskeln sowie durch das Lig. reticulare obliquum (Landsmeer) koordiniert.^{42,82} Dieses Band zieht von einem kleinen Knochenvorsprung im distalen Drittel des Grundglieds und dem A2-Ringband kommend schräg nach distal und dorsal und lagert sich den Seitenzügeln des Streckapparates an. Es liegt palmar zur Drehachse des Mittelgelenkes und inseriert mit der Streckaponeurose dorsal der Bewegungsachse des Endgelenkes.⁶³ Das Band koppelt die Bewegungen im Mittel- und Endgelenk nach Art einer „dynamischen Tenodese“. ^{42,83} Bei Streckung des Mittelgelenkes spannt es sich an und unterstützt damit die Streckung im Endgelenk. Zudem wird die volle Beugung im Endgelenk erst möglich, wenn das Mittelgelenk ebenfalls gebeugt ist.

Diese bereits im Jahre 1958 von Landsmeer⁴² beschriebene Koppelung von Mittel- und Endgelenk über das ORL (oblique retinacular ligament Landsmeer) wurde sowohl von Mentzel und Mitarb.⁸⁴ als auch von Hahn und Mitarb.⁸³ in ihrer Funktion beobachtet bzw. bestätigt.

Die Beugung des Daumenendgliedes wird durch den M. flexor pollicis longus bewerkstelligt. Im Daumengrundglied beugen außer dem eben genannten auch die Sehnen der kurzen Daumenmuskeln (M. flexor pollicis brevis, M. adductor pollicis), welche an den Sesambeinen des Grundgelenkes inserieren. An der Gegenüberstellung des Daumens sind außer dem M. opponens pollicis, die kurzen Daumenmuskeln sowie der M. abductor pollicis longus beteiligt.⁸⁰ Die Opposition ist eine kombinierte Bewegung im Daumensattelgelenk mit einem Rotationsmoment, bei der die Daumenbeere parallel

zu derjenigen des Mittelfingers ausgerichtet wird. Sie schafft die Grundlage für den Präzisions- sowie für den Kraftgriff und somit die Möglichkeit, größere Gegenstände halten zu können.

Die antagonistisch wirkenden Extensoren tragen zum praktischen Vorgang des Greifens ebenfalls bei: Sie dienen in erster Linie dem Öffnen der Hand, um größere Gegenstände zu greifen oder in die Hohlhand zu legen. Ferner spielen sie aber auch eine wichtige Rolle bei der Feinsteuerung des Zugreifens.⁸⁰

Bewegungsabfolge der Fingergelenke

Die Feinsteuerung des Bewegungsablaufs der Finger beim Greifen wurde in mehreren wissenschaftlichen Arbeiten untersucht.^{35–37,57,83,85} Die Arbeitsgruppe um Bain³⁵ unterteilt den Greifvorgang in zwei Phasen: die Transportphase, in der sich die Hand dem Greifobjekt nähert, und die eigentliche Greifphase. Kurz vorm Erreichen des Greifobjekts nimmt die Hand die „pre-grasp-position“ ein, auch als „pre-shaping“ bezeichnet. In dieser Position wird die Hand zum Ergreifen des Objektes geöffnet, was sich durch eine stärkere Extension aller Fingergelenke auszeichnet. Dabei nimmt die Extension aller drei Fingergelenke vom Zeige- zum Kleinfinger zu. Auf dieses „pre-shaping“ folgt das eigentliche Zugreifen, die statische „grasp-position“ wird eingenommen.

Andere Studien stellten die Dynamik des Greifens in den Vordergrund und untersuchten mithilfe eines von der Technischen Universität Berlin entwickelten Sensorhandschuhs (TUB Sensorhandschuh) die Bewegungen der Fingergelenke beim Faustschluss.^{37,84,85} Auch hier wurden verschiedene Phasen beim Greifvorgang beschrieben, die einem wiederkehrenden Muster folgten: Vor dem eigentlichen Zugreifen wurde eine „initiale Bewegung“ beobachtet.³⁷ Diese bestand nach dem Anheben der Hand von der Unterlage (Tisch) zunächst in einer passiven Flexion der Fingerbeuger, gefolgt von einer aktiven Extension der Finger unmittelbar vorm Greifen des Objekts. Diese „initiale Bewegung“ trat in durchschnittlich 52% der Fälle auf und hing von der Größe des Greifobjekts ab. Je größer das Greifobjekt, desto häufiger ihr Auftreten. An den einzelnen Fingergelenken der vier Finger nahm diese Häufigkeit von proximal nach distal hin ab. Sie betrug an den Grundgelenken im Schnitt 64%, an den Mittelgelenken 50% und an den Endgelenken 38%.

Je größer die Beugewinkel der Fingergelenke wurden, desto mehr Zeit wurde für das Vollführen der Beugung benötigt. Die maximale Beugung der Gelenke zeigte eine konstante Anpassung an die Objektgröße, sie nahm mit kleiner werdender Objektgröße zu. Vor allem zeigte sich dies an den Grundgelenken der randständigen Finger (Zeige- und Kleinfinger).

Eine weitere Studie mit dem TUB- Sensorhandschuh gab die Zeitspannen, welche die einzelnen Gelenke für die Beugung zur Faust benötigten, mit einer halben bis einer Sekunde an.⁸⁴ Diese Zeitspannen waren tendenziell in den Mittelgelenken am kürzesten, gefolgt von den Endgelenken. Die längsten Zeitspannen wurden von den Grundgelenken benötigt. In dieser Studie wurde an 10 gesunden Probanden für jeden Finger beim Faustschluss ein charakteristisches Bewegungsprofil aufgezeigt; Mittel- und Endgelenk erscheinen gekoppelt, wobei das Endgelenk stets zeitversetzt auf das Mittelgelenk folgt. Das Fingergrundgelenk verhält sich am Beginn einer Beugung variabler. Es kann entweder die Beugung eines Fingers einleiten oder mit seiner Beugung nach dem Mittelgelenk einsetzen. Der Abschluss der Fingerbeugung vollzieht sich hingegen einheitlich im Grundgelenk. Mittel- und Endgelenk haben ihre Beugung bereits vorher beendet.⁸⁴

Demgegenüber fand Gülke⁸⁵ in einer Studie mit 48 Probanden, dass die Greifbewegung in den Endgelenken beendet wurde. Die Bewegungssequenz der drei Gelenke von jedem Finger wurde hier zeitlich analysiert, zu Beginn und bei Vollendung der Beugung.

So begannen die PIP-Gelenke im Schnitt die Beugung 0,08 s vor den MCP-Gelenken, diese wiederum 0,2 s vor den DIP-Gelenken.

PIP → +0,08 s → *MCP* → +0,2 s → *DIP* Beginn der Beugung

Die MCP-Gelenke beendeten ihre Beugung als erstes, 0,084 s später gefolgt von den PIP-Gelenken und 0,102 s danach von den DIP-Gelenken.

MCP → +0,084 s → *PIP* → +0,102 s → *DIP* Vollendung der Beugung

Diese widersprüchlichen Ergebnisse bezüglich der Bewegungsmuster der einzelnen Fingergelenke bei Beugung und Streckung könnten auf unterschiedlich großen Probandenkollektiven beruhen.

Holguin und Mitarb.⁴⁵ beobachteten ebenfalls die Reihenfolge, in welcher die Fingergelenke eine Beugung einleiten: zu 68% im PIP-Gelenk, bei 25% im PIP und DIP gleichzeitig. Lediglich in 7% wurde die Beugung mit dem DIP eingeleitet. Demgegenüber wurde die Beugung bei 78% im DIP als erstes beendet, in 11% im PIP und bei nur 6% im PIP und DIP gleichzeitig. Die Grundgelenke wurden hier nicht berücksichtigt. Somit unterliegt die zeitliche Abfolge, in welcher die Fingergelenke beim Greifen gebeugt werden, individuellen Unterschieden.

Bewegungsumfänge der Fingergelenke

Die Beweglichkeit der Fingergelenke beim Faustschluss wurde von Mentzel und Mitarb.⁸⁴ mit dem TUB-Sensorhandschuh untersucht, welcher mit 14 Gelenkwinkelsensoren streckseitig über den Finger- und Daumengelenken ausgerüstet ist. Die gemessenen Bewegungsumfänge belaufen sich im Median zwischen 79-97° Beugung an den Grundgelenken, 87-90° an den Mittelgelenken und 52-68° an den Endgelenken. Diese Werte betragen am Daumengrundgelenk 21° und am IP-Gelenk 24°. Es wurde eine Kopplung von Mittel- und Endgelenk beobachtet, wobei das Endgelenk zeitversetzt auf das Mittelgelenk folgte.⁸⁴

Lee und Rim³⁶ beschäftigten sich mit den Fingergelenkwinkeln und den Fingerkräften beim Greifen von zylindrischen Objekten. Anders als bei vielen Studien wurden hier drucksensitive Filme zur Messung der Kraft benutzt, die Winkel wurden mittels „Multi-Kamera-Photometrie“ gemessen. Sie konnten zeigen, dass die Beugewinkel in Grund- und Mittelgelenken bei abnehmender Objektgröße (Durchmesser 25 bis 51 mm = Umfang 80-140 mm) sukzessive zunahm, bei den Endgelenken jedoch relativ konstant blieben (ca. 40°). Daraus schlossen sie, dass die Anpassung der Finger an die Objektgröße vornehmlich in den PIP und MCP und weniger in den DIP stattfindet. Dies steht im Widerspruch zu den Messungen von Gülke und Mitarb.³⁷, die bei einer größeren

Variationsbreite von Zylindergrößen auch eine Anpassung der Endgelenke II bis V gegenüber dem Greifobjekt zwischen 16-38° beobachtet, allerdings signifikant weniger als am Mittelgelenk.³⁷ Die maximale Flexion wird in dieser Studie für alle Zylindergrößen im Mittel mit 28° in den Grundgelenken, 43° in den Mittelgelenken und 26° in den Endgelenken angegeben, dabei war beim Greifen der Anteil der Mittelgelenke an der Beugung am größten bzw. signifikant größer als der Anteil der Grund- bzw. Endgelenke. Diese Beobachtung war für alle Finger konstant und unabhängig von der Größe des Greifobjekts (Durchmesser 4 - 12 cm bzw. Umfang 13 - 38 cm).

1.2.3 Fingergelenksarthrosen (PIP und DIP)

Die Arthrose der Fingermittel- und Endgelenke gehört zu den am häufigsten auftretenden Veränderungen an der Hand.⁸⁶ Vor allem die Arthrose der Endgelenke steht hier im Vordergrund und wurde bereits im Jahre 1802 von William Heberden Senior^{87,88} beschrieben. Im Jahre 1884 berichtete Charles Bouchard über eine ähnliche Erkrankung der Mittelgelenke, welche im Vergleich eine stärkere funktionelle Beeinträchtigung nach sich zieht.⁸⁹ Das Auftreten der Arthrose der Fingergelenke betrifft mehr Frauen als Männer, aber das Verteilungsmuster der betroffenen Fingergelenke ist bei beiden Geschlechtern gleich.⁹⁰

Arthrotische Veränderungen können auf dem Boden einer idiopathischen Arthrose, in Folge eines Infektes, posttraumatisch oder auch bei rheumatoider Arthritis entstehen. Das Hauptsymptom ist der Schmerz. Je nach betroffenem Gelenk hängt der Grad der Beeinträchtigung zudem auch von einer bestehenden Bewegungseinschränkung des Gelenkes ab. Ein weiteres Problem ist bei zunehmender Gelenkzerstörung dessen Stabilität respektive Instabilität. Gerade die Stabilität der Mittelgelenke der radialen Finger ist für einen kräftigen Spitzgriff mit dem Daumen eine wichtige Voraussetzung, wohingegen die arthrotischen Veränderungen der PIP-Gelenke von Mittel-, Ring- und Kleinfinger eine Verringerung der Grobkraft bewirken.⁸⁹

An den Endgelenken können bereits in den Frühstadien bei noch geringen radiologischen Veränderungen Schmerzen auftreten. Leider gibt es in diesen Anfangsstadien kaum Therapiemöglichkeiten.

Führt ein größerer Gelenkerguss zur Ausbildung einer Mukoidzyste, kann man zunächst zuwarten. Bei drohender Mukoidzysten-Perforation, Nagelwachstumsstörung oder bei intolerablen Beschwerden kann die operative Entfernung von störenden Osteophyten und die Resektion der Mukoidzyste Abhilfe schaffen. Bei fortbestehenden, intolerablen Beschwerden sowie bei einer zunehmenden Gelenksdestruktion mit Instabilität ist jedoch die Gelenkversteifung die Methode der Wahl, um stabile und schmerzfreie (bzw. schmerzarme) Verhältnisse zu schaffen.⁸⁹

Im Gegensatz hierzu ist die Entscheidung über die operative Therapie der Mittelgelenke schon etwas komplizierter. Gerade aufgrund der großen funktionellen Einschränkung durch die Versteifung, welche seit Jahrzehnten als Standardverfahren angewendet wird, werden immer wieder auch bewegungserhaltende Therapieverfahren wie die Resektionsarthroplastik mit Interposition eines Silikonspacers oder die Implantation von Gelenkendoprothesen diskutiert. Hier gilt es allerdings neben der klinischen Symptomatik auch die im Röntgenbild sichtbaren Veränderungen in die Überlegungen miteinzubeziehen. Insbesondere eine „schlechte“ Knochenqualität, große Randanbauten oder auch das Vorhandensein von Knochenzysten oder -defekten ist für bewegungserhaltende Operationen ungünstig.

Pellegrini und Burton haben 43 Operationen an den PIP-Gelenken von 24 Patienten nachuntersucht, die zumeist aufgrund der Diagnose „erosive Osteoarthritis“ durchgeführt wurden.⁸⁹ Es kamen drei verschiedene Techniken zur Anwendung: die Resektionsarthroplastik mit Einbringen eines Silikonimplantats (26 x Swanson-Prothese), eine zementierte Prothese (7 x) oder die Versteifung (10 x). Die zementierte Prothese oder die Versteifung kam zur Wiederherstellung der Stabilität vor allem an den radialen Fingern zum Einsatz, an den ulnaren Fingern wurde die Resektionsarthroplastik mit Einbringen eines Silikonimplantats favorisiert. Dabei versagten alle zementierten Prothesen nach einem Nachuntersuchungszeitraum von $\bar{\varnothing}$ 2,25 Jahren aufgrund von Problemen mit dem Elastomer-Anteil (Inlay). Die Versteifungen der radialen Finger boten eine deutliche Verbesserung der Kraft im Pinch-Griff (2- bzw. 3-Finger-Spitzgriff) sowie eine ausgezeichnete Schmerzreduktion. Die Resektionsarthroplastik der ulnaren Finger zeigte einen durchschnittlichen Bewegungsumfang des PIP-Gelenkes von 56° mit einer zufriedenstellenden Schmerzlinderung bei radiologisch nachgewiesener, fortschreitender Knochenresorption im Bereich des Silikonimplantates.

Trotz der oben genannten Probleme wurde die endoprothetische Versorgung der Fingergelenke weiterentwickelt (abriebfreie Materialien, zementfreie Verankerung, anatomischer Gelenkflächenersatz, etc.) und hat inzwischen unter den richtigen Voraussetzungen durchaus ihren Stellenwert.

Ungeachtet dessen ist die Arthrodesse des Mittelgelenkes immer noch das Verfahren der Wahl zur Schmerzreduktion bei Gelenkdeformität bzw. -instabilität, was sich mit einer Prothese nur schwerlich korrigieren lässt.⁹⁰ Eine Versteifungsoperation garantiert bei regulärem Heilungsverlauf eine hohe Wahrscheinlichkeit der postoperativen Schmerzfreiheit bei sicherer Stabilität des Fingers.⁹¹ In einer günstigen Position bietet diese eine adäquate Funktion, auch wenn die Feinmotorik beeinträchtigt wird.⁹⁰

Technik der Mittelgelenksarthrodesse

Verschiedene Techniken der Osteosynthese sind hierbei möglich, nämlich die Zuggurtungsosteosynthese (Abb. 9), Plattenosteosynthese oder auch Schraubenosteosynthese. Ebenso ist über den optimalen Winkel der Versteifung der Mittelgelenke zu diskutieren; in mehreren experimentellen Studien wurde der optimale Versteifungswinkel gesucht, diese Winkel variieren von 0° bis 60°. ^{38,39,41,44,92} Burton⁹³ empfiehlt aufgrund seiner Nachuntersuchungen einen Winkel von 30-40°. In unserer Klinik wird eine Fusion mittels Zuggurtungsosteosynthese in Flexionsstellung von 25° am Zeigefinger, mit zunehmender Beugung zum Kleinfinger hin, angestrebt.

Das Prinzip der Zuggurtung bietet den Vorteil, dass beim aktiven Bewegen der angrenzenden Gelenke eine Kompression auf die Arthrodesse wirkt, hiermit ist eine gute Primärstabilität gegeben. Ferner ist diese Methode kostengünstig, da preiswertes Osteosynthesematerial zum Einsatz kommt.^{90,91}



Abb. 9: Röntgenbild einer Mittelgelenksversteifung links

Hinsichtlich der postoperativ erreichten Griffkraft nach Mittelgelenksversteifung finden sich nur sehr wenige Angaben in der Literatur. So berichten Pellegrini und Burton⁸⁹ über eine durchschnittliche Griffkraft von 27 kg an den operierten dominanten Händen, was einem Kraftverlust von 17% im Vergleich zur Gegenseite entsprach. An den operierten nicht-dominanten Händen wurden im Mittel 15,2 kg erzielt. Bei der Messung der Spitzgriffkraft erreichten die operierten, dominanten Hände eine Kraft von 5,6 kg, die nicht-dominanten 5,7 kg. Unabhängig von der Handdominanz wurde speziell nach Versteifung eines Zeigefingermittelgelenkes eine 1,7-fach höhere Spitzgriffkraft als auf der nicht-operierten Gegenseite erreicht.

Bei Hohendorff und Mitarb.⁹¹ wurde postoperativ eine Griffkraft von durchschnittlich 29 kg gemessen, was einem Plus von 7% im Vergleich zur Gegenseite entsprach.

Die deutlich bessere Griffkraft der betroffenen Hand gegenüber der Gegenseite ist der Tatsache geschuldet, dass in den meisten Fällen eine Polyarthrose mehrerer oder sogar aller Finger vorliegt, so dass eine isolierte Bewertung eines versteiften Gelenkes in den bisher publizierten Studien nicht möglich war.

Technik der Endgelenksarthrodese

Hier hat sich ebenfalls die Methode der Kirschner-Draht-Fixierung seit Jahrzehnten bewährt. Während Burton⁹³ die Technik mit 2 gekreuzten Kirschner-Drähten beschreibt, verwenden wir in der Klinik für Handchirurgie eine etwas abweichende Methode mit einem axialen, das Endgelenk transfixierenden Kirschner-Draht und einer zusätzlichen Drahtnaht (Abb. 10).

Alternativ zu dieser Technik wird von diversen Autoren auch die Verwendung einer Kompressionsschraube, perkutan durch die Fingerbeere eingebracht, beschrieben.⁹⁴⁻¹⁰⁰ Hierbei ist streng darauf zu achten, die Endgelenke in einer 0°-Stellung zu fusionieren, da es ansonsten zum Auswandern der Schraube, zu Frakturen oder auch Nagelbettverletzungen kommen kann. Insgesamt bewirkt eine erfolgreiche Versteifung des Endgelenkes nur eine geringe Funktionseinschränkung und eine allgemeine Verbesserung sowohl der Funktion als auch des äußeren Erscheinungsbildes des Fingers.¹⁰⁰

Die Griffkraft nach Endgelenksversteifung wurde in keiner Studie untersucht.



Abb. 10: Arthrodese eines Mittelfingerendgelenkes nach Entfernung des axialen Drahtes (eigene Quelle)

1.3 Grundlagen der Kraftmessung bzw. Handkraftmessung

Eine Basisuntersuchung der Handfunktion ist die Messung der maximalen statischen Kraft, die über einen kurzen Zeitraum ohne wesentliche Bewegung des Körpers ausgeübt werden kann. Diese definiert die Kraft, welche durch eine willentliche, isometrische bzw. gleichmäßige Muskelkontraktion ausgelöst wird.¹⁰¹ Im Gegensatz dazu sind bei der Ausübung dynamischer Kräfte stets Bewegungen des Körpers mit im Spiel, z.B. Beschleunigung eines Körpers bzw. Änderung der Körperhaltung, die bei der Auswertung einer dynamischen Kraftmessung mitberücksichtigt werden müssen. Da solche Messungen praktisch kaum möglich sind, finden sich in der Literatur speziell für die Hand- oder Fingerkraftmessung nur wenige Untersuchungen, bei denen Kräfte während einer dynamischen Bewegung gemessen wurden.¹⁰²

Für die Messung der statischen Kraft braucht man geeignete Messinstrumente, die je nach Art und Ort der Kraftmessung gut am Körper platziert werden können und dem Probanden während der Nutzung keine Schmerzen bzw. Unbehagen bereiten.

Andere Einflussfaktoren, die eine statische Messung beeinflussen könnten, sollten durch eine möglichst standardisierte Ausführung minimiert bzw. ausgeschaltet werden. Hierzu gehören Anweisungen, die der Proband vor und während einer Messung erhält, die Dauer und Häufigkeit der Messperiode, die Körperhaltung des Probanden während der Messung und die Länge der Pause, die zwischen den einzelnen Untersuchungsgängen gewährt wird.^{101,103} Diese Faktoren werden vom Untersucher im Vorfeld festgelegt und können daher gut kalkuliert und gesteuert werden, nicht zuletzt mithilfe eines entsprechenden, detaillierten Untersuchungsprotokolls. Dieses sollte dem wissenschaftlichen Stand entsprechend standardisiert sein, um so die eigenen Untersuchungsergebnisse mit denen anderer vergleichen zu können.

So sollte das Untersuchungsgerät ergonomisch und komfortabel gestaltet sein und eine möglichst große Kontaktfläche zur Testperson herstellen, um eine maximale Kraftentfaltung zu ermöglichen.¹⁰¹ Die Dauer einer Messung sollte ausreichend lang sein, damit die untersuchte Person ein hohes Kraftniveau erreichen und dieses mindestens 3 Sekunden konstant ohne wesentliche Ermüdung halten kann. Kroemer und

Howard¹⁰⁴ empfehlen eine Messdauer von vier bis sechs Sekunden, gefolgt von definierten Ruhephasen. Um Ermüdungseffekte auszuschalten, werden hierzu Zeitintervalle von mind. 30 bis 60 Sekunden empfohlen.¹⁰⁵

Das Messverfahren sollte in der Lage sein, einen Mittelwert der erreichten Kraft über eine bestimmte Zeitspanne zu errechnen, um Fehler durch z.B. ruckartige Bewegungen oder Erschütterungen zu minimieren. Da über funktionelle Muskelketten eine gemessene Kraft von der gesamten Körperhaltung beeinflusst wird¹⁰², ist eine Messung in einer standardisierten Haltung der Testperson erforderlich. Abweichungen hiervon sollten klar deklariert werden.

Die Untersuchungsergebnisse können ferner vom Informationsgehalt und von der Motivation der getesteten Person beeinflusst werden.¹⁰¹ Aber auch die Art und Weise, wie Anweisungen oder Kommandos gegeben werden, haben Auswirkungen auf das Ergebnis, ebenso wie der Umstand, ob während der Messung motivierende Aufforderungen geäußert werden.^{101,103} Bei experimentellen Messungen sollte daher eine sachlich gehaltene Kommunikation mit den Probanden bereits im Studienprotokoll festgelegt werden. Zusätzlich sollte die Untersuchung ohne finanzielle Anreize für die Testperson sowie in einer ruhigen Umgebung durchgeführt werden, um auch eine emotionale Beeinflussung zu vermeiden.

Einflussfaktoren auf die Griffkraft, welche vom Untersucher nicht beeinflusst werden können, beruhen auf anthropometrischen Daten: Geschlecht, Alter, Körpergröße, Handgröße oder Handspanne eines Probanden etc.

Handkraftmessung

Zur objektiven Messung der Griffkraft bei der Ausübung von Präzisions- oder Kraftgriffen werden vorwiegend Kneif- und Ballondynamometer verwendet. Für die Messung des Kraft-/Grobgriffes hat sich im klinischen Alltag und für klinische Studien das Jamar-Dynamometer als Messinstrument etabliert¹⁰⁶. In der analogen Ausführung des Jamar-Dynamometers lassen sich zwar nur die Maximalwerte (Spitzenwerte) der insgesamt aufgebrauchten Griffkraft messen, trotzdem hat es sich im klinischen Alltag wegen sei-

ner einfachen Handhabung weitgehend durchgesetzt. Digitale Ausführungen des Jamar-Dynamometers ermöglichen eine dynamische Untersuchung mit Erstellung eines Kraft-Zeit-Diagramms, woraus sich eine gemittelte Kraft bestimmen lässt. Wie in Abbildung 11 dargestellt, wird mit dem Jamar-Dynamometer die Handkraft nur unidirektional (grüne Pfeile) gemessen, nämlich in Richtung der versuchten Annäherung zwischen den beiden Griffspannen. Insbesondere die Kraft der Daumen- und Fingerspitzen wird nicht erfasst (blaue Pfeile).⁵¹

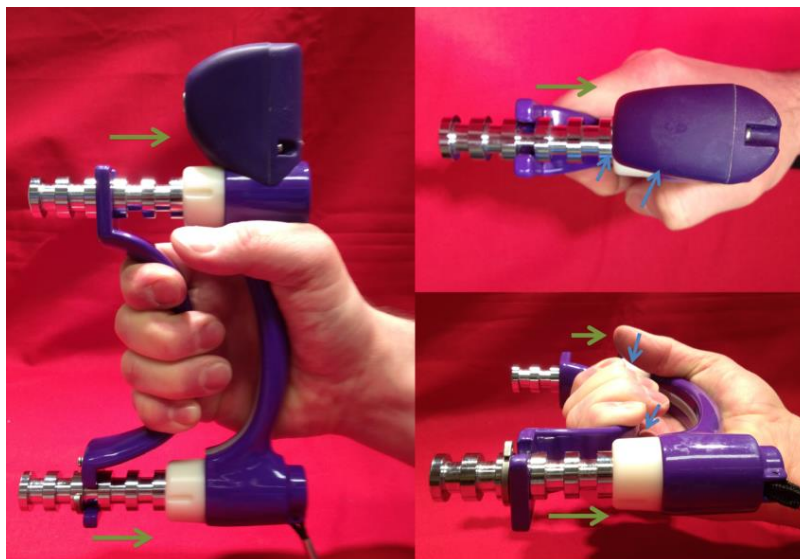


Abb. 11: Mühldorfer-Fodor und Mitarb.⁵¹ „Grip force monitoring on the hand: Manugraphy system versus Jamar dynamometer“ Arch Orthop Trauma Surg. 2014; 134: 1179-88.

In mehreren Studien wurden für das Jamar-Dynamometer Normwerte ermittelt, die als Vergleichswerte zur Beurteilung eines Befundes oder zur gutachterlichen Bewertung herangezogen werden können.^{107,108} Eine aktuelle Publikation von Hahn und Mitarb. konnte aufzeigen, dass allerdings die Durchschnittswerte für die Griffkraft in allen Altersklassen in den letzten 20 Jahren abgenommen haben.¹⁰⁹

Der in fünf Größen verstellbare Griff des Jamar-Dynamometers ermöglicht die Simulation von verschiedenen großen Greifobjekten. Unterschiedliche Messabläufe mit diesem Dynamometer haben sich etabliert: der „five-rung-test“¹¹⁰ beinhaltet die Messung aller fünf Dynamometerstufen in auf- und absteigender Reihenfolge. Alternativ kann eine dreifache Wiederholungsmessung einer einzelnen Griffgröße mit Erholungsphasen durchgeführt werden.^{111,112} Im klinischen Alltag beschränkt man sich häufig darauf,

eine oder zwei der fünf Dynamometer-Stufen, insbesondere die Stufen 2 und 3, zu messen, da mit ihnen die größten Kräfte gemessen werden können.^{112,113}

Da die Stellung der Gliederkette Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk einen Einfluss auf die resultierende Handkraft hat, ist eine standardisierte Sitzposition und Armhaltung Voraussetzung für reproduzier- und vergleichbare Werte.^{108,114} Gemäß der Empfehlung der „American Society of Handtherapists“¹¹⁵ von 1992 sitzt die Testperson hierfür auf einem Hocker ohne Arm- oder Rückenlehne, mit angelegtem Oberarm, neutraler Schulterrotation und mit 90° gebeugtem Ellenbogengelenk. Das Dynamometer bzw. der Zylinder wird im Grobgriff umfasst und senkrecht gehalten, einer Neutralstellung der Unterarmdrehung entsprechend. Eine bestimmte Streckung im Handgelenk wird nicht vorgegeben, da die optimale Streckung im Handgelenk vom Probanden spontan bei maximaler Kraftentfaltung eingenommen wird.¹⁹

Der Einfluss des Geschlechts auf die maximale Griffkraft wurde in einigen Studien beobachtet, wobei Männer statistisch signifikant stärker waren als Frauen.^{61,108,112,114} Die Händigkeit spielte hierbei keine Rolle.¹¹² Allerdings zeigte sich oft eine statistisch signifikante, größere Maximalkraft auf der dominanten - zumeist rechten Seite – im Vergleich zur nicht-dominanten Seite.¹¹²⁻¹¹⁴ Dieser Unterschied wurde jedoch nicht immer beobachtet.¹¹⁶

Eine interessante, heutzutage ethisch nicht mehr vertretbare Untersuchung aus den USA hat bereits Anfang der 1960er Jahre den nicht unerheblichen Einfluss psychologischer Faktoren herausgestellt: In dieser Studie erreichten Probanden, nachdem sie unter massiven Stress oder unter Alkohol- und Drogen-Einfluss gesetzt wurden, bei der erneuten Messung der Griffkraft signifikant höhere Werte als zuvor im „Normalzustand“. Ferner konnten 8 von 10 Probanden auch unter Hypnose deutlich höhere Werte erzielen als zuvor.¹¹⁷

1.4 Druck- und Kraftverteilung innerhalb der Hand

Die Analyse der Druck- und Kraftverteilung der Hand beim Greifen ist bis dato noch wissenschaftlichen Fragestellungen vorbehalten. Grund hierfür ist, dass es bis vor kurzem noch kein käuflich verfügbares Messinstrument gab. Für Studien wurden speziell angefertigte Messvorrichtungen benutzt. Aufgrund des komplizierten Versuchsaufbaus wurden in vielen Studien nur wenige Probanden, seltener Patienten untersucht. Hazelton²⁴ untersuchte an fünf Probanden mittels Federzügen, wieviel Kraft während eines Haken-/Koffergriffes durch das Mittel- oder Endglied eines Fingers in verschiedenen Handgelenksstellungen aufgebracht wurde. Dabei wurden sowohl alle vier Finger gleichzeitig als auch einzelne Finger gemessen.

Kozin⁵³, Talsania⁵⁴ und Mitterhauser¹¹⁸ verwendeten Dynamometer mit mehreren Tasten, die pro Finger einen eigenen Messwert lieferten und untersuchten damit jeweils 21, 50 bzw. 487 Probanden. Amis entwickelte ein Messverfahren, bei dem die Kräfte der einzelnen Fingerglieder beim Greifen eines Zylinders über definierte Kontaktflächen auf Dehnungsmesser mittels Hebelarmen übertragen wurden.¹⁶ Auf diese Weise konnte bei 17 Probanden jeweils die Kraft der einzelnen Fingerglieder gemessen werden. Radhakrishnan und Nagaravindra⁵⁵ führten 1993 Messungen nach einem ähnlichen Prinzip durch. Mit den von ihnen benutzten Zylindern wurden jedoch alle vier Finger gleichzeitig gemessen.

1991 erarbeiteten Jensen und Mitarb. die Grundlagen zur Anwendung von Drucksensoren an den Fingergliedern.⁵⁸ Mentzel führt seit 2001 Untersuchungen mit einem Sensorhandschuh („TUB-Sensorhandschuh“) durch, dessen Innenfläche mit zehn Drucksensoren ausgestattet ist (jeweils einer über dem Grundgelenk und den Endgliedern).^{57,84,119} Er erlaubt eine von Form und Gestalt des Greifobjekts nahezu unabhängige Druckmessung, liefert allerdings kein Kraftverteilungsmuster, sondern nur punktuelle Druckwerte. Das Messverfahren ist aufwändig und experimentellen Tests mit kleinen Probandenzahlen vorbehalten (2001: fünf Probanden, 2011: jeweils zehn Probanden).

Lee und Rim widmeten sich 1991 dem Kraftverteilungsmuster innerhalb der Hand beim Greifen von verschiedenen großen Zylindern, welche mit drucksensiblen Folien umman-

telt wurden.¹²⁰ Untersucht wurden vier gesunde Probanden. Diese aufwändigen Messungen lieferten ein statisches, aber sehr differenziertes, hochaufgelöstes Verteilungsmuster der maximal aufgewendeten Kraft.

Unter arbeitsmedizinischen und ergonomischen Gesichtspunkten wurden die Zusammenhänge zwischen Kraftübertragung und Kontaktfläche bei Zug- und Druckbelastung mithilfe von Zylindern ermittelt, die mit einer elektronischen Sensor-Matte überzogen waren.^{59,62,121} Die Kraftverteilung wurde allerdings nicht anatomischen Regionen der Hand entsprechend analysiert. Auch in diesen Studien wirkten nur wenige Probanden mit (zehn, zwölf bzw. zwanzig).

Mit dem Manugraphy-System der Firma novel® stand erstmals ein standardisiertes, frei käufliches Messinstrument zur Analyse der Druck- und Kraftverteilung der Hand zur Verfügung. Mühldorfer-Fodor und Mitarb. validierten dieses zunächst hinsichtlich der Kraftmessung im Vergleich zum Jamar-Dynamometer.⁵¹ Hierbei konnte dem Manugraphy-System mithilfe eines verhältnismäßig großen Probandenkollektivs (152 gesunde Probanden) eine valide Griffkraftmessung beim Zylindergriff attestiert werden.⁵¹ Die Messung erfolgt dynamisch, so dass eine Kraftkurve über die Zeit zur Auswertung der mittleren Kraft über ein konstantes, isometrisches Niveau, aber auch die Maximalkraft ermittelt werden kann.

Im Vergleich zum Jamar-Dynamometer kann die Gesamtkraft der Hand sogar umfassender gemessen werden. Die Manugraphie bezieht alle Kräfte, welche von der gesamten Kontaktfläche der Hand auf den Messzylinder übertragen werden, in die Messung ein, so dass im Vergleich zur Kraftmessung mit dem Jamar-Dynamometer höhere Kraftwerte ermittelt werden (Abb. 12). Wenngleich die Korrelation zwischen den beiden Messsystemen sehr hoch ist, sind direkte Rückschlüsse vom einem auf den anderen Wert nicht möglich.⁵¹



Abb. 12: Hand im Zylindergriff. Die blauen Pfeile symbolisieren die Kräfte, die von der Kontaktfläche der Hand auf den Zylinder übertragen werden. Mühldorfer-Fodor und Mitarb.⁵¹ „Grip force monitoring on the hand: Manugraphy system versus Jamar dynamometer“ Arch Orthop Trauma Surg. 2014; 134:1179-88.

Das besondere Charakteristikum der Manugraphie liegt allerdings in der Analyse der Kraftverteilung innerhalb der Hand. Eine weiche Matrix, in die 7,07 x 7,07 mm große Drucksensoren (50 mm²) nahtlos eingebettet sind, ummantelt die verschiedenen großen Messzylinder. Diese übertragen in Echtzeit den auf die Sensoren ausgeübten Druck zu einem Computer, so dass bildlich ein "elektronischer Handabdruck" gewonnen werden kann. Letzterer kann weiter analysiert und ausgewertet werden. Mühldorfer-Fodor und Mitarb. fanden bei der Analyse zur Kraftverteilung in der Hand mittels Manugraphie interindividuell große Unterschiede; beim einzelnen Individuum jedoch war die Kraftverteilung an beiden Händen mit einer Abweichung von 1-4% nahezu identisch.⁵¹ Signifikante Unterschiede der Kraftverteilung wurden jedoch bei unterschiedlichen Zylindergrößen beobachtet. In dieser Arbeit wurde der gewonnene „Handabdruck“ während des maximalen Greifens zunächst in 20 Areale unterteilt. Da sich diese sehr genaue Aufteilung der Handfläche für die Fragestellung als zu unübersichtlich erwies, wurden die vier Fingerfelder eines jeden Fingers zu einem Fingerfeld zusammengefasst. Somit resultierten zur Analyse der Lastverteilung der Hand sieben anatomische Untereinheiten (Daumen, Zeige-, Mittel-, Ring- und Kleinfinger sowie Thenar- und Hypothenarbereich).

Diese sieben anatomischen Areale unterschieden sich um 1-7% ($P < 0.001$), am stärksten ausgeprägt am Daumen. Mit zunehmender Zylindergröße wurde mehr Kraft mit den Endgliedern und weniger mit den Mittelgliedern aufgebracht.

Fingerkräfte / Lastverteilung

In Bezug auf die Kraft zeigten Lee und Rim, dass die maximale Fingerkraft mit abnehmender Zylindergröße zunahm.³⁶ Der prozentuale Anteil der einzelnen Finger an der Gesamtkraft betrug für den Mittelfinger durchschnittlich 32,5%, für den Zeigefinger 29,5%, gefolgt von Ring- und Kleinfinger mit 22,6% bzw. 15,4% (Durchschnittswerte für alle Zylindergrößen zusammen).

Der Anteil eines einzelnen Fingergliedes an der Fingerkraft war bei den Endgliedern am größten (50%), gefolgt vom Grundglied (32%). Am wenigsten steuerte das Mittelglied mit 18% bei. Die von den Grund- und Endgliedern ausgeübte Kraft variierte mit der Zylindergröße, während die Mittelglieder bei allen Zylindergrößen eine relativ gleichmäßige Kraft beibehielten.

Demgegenüber berichten Mentzel und Mitarb., dass beim Kraftgriff (Zylindergriff) bei kleinen Zylindergrößen die Kraft an Zeige-, Mittel- und Ringfinger vor allem über die Grundgelenke ausgeübt wird.¹¹⁹ Mit zunehmender Zylindergröße jedoch wurde die Kraft immer mehr auf die Endglieder verlagert (die Mittelglieder/Mittelgelenke der Finger wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt). Am Kleinfinger wurden allerdings schon bei kleinem Zylinderdurchmesser die größten Werte am distalen Sensor gemessen. Damit zeigte der Kleinfinger bereits bei kleineren Zylindergrößen ein Kraftverteilungsmuster, wie es an den größeren Fingern erst mit zunehmendem Durchmesser des Zylinders zu beobachten war.¹¹⁹ Die Größe der Zylinder wurde nicht exakt angegeben, scheint aber eine größere Spanne (vier verschiedene Größen) zu umfassen.

Mühdorfer-Fodor und Mitarb. untersuchten die physiologische Kraftverteilung innerhalb der Hand im Zylindergriff an 152 gesunden Probanden und verglichen die dominante mit der nicht-dominanten Hand, ferner auch die Kraftverteilung bei drei verschiedenen Zylindergrößen.¹¹⁶ Die Kraftverteilung der dominanten Seite wurde mit der

nicht-dominanten Hand verglichen, ferner auch die Kraftverteilung bei drei verschiedenen Zylindergrößen. Zudem wurde der Kraftanteil der einzelnen Fingerglieder analysiert. Die Ergebnisse waren bezüglich der dominanten oder nicht-dominanten Seite sehr ähnlich, allerdings variierte die Kraftverteilung beträchtlich bei den verschiedenen Zylindergrößen (s.o.).

Die Analyse der Kraftverteilung der einzelnen Fingerglieder ergab, dass der prozentuale Anteil der Endglieder mit zunehmender Zylindergröße anstieg, während der Anteil der proximalen Fingerglieder sich verringerte, was sich mit den Arbeiten von Lee und Rim¹²⁰ bzw. Mentzel und Mitarb.¹¹⁹ deckt. Allerdings war eine große interindividuelle Schwankung beim Kraftverteilungsmuster erkennbar, so dass nicht von einem universellen Kraftverteilungsmuster der Hand gesprochen werden kann, sondern nur von einem individuellen Muster. Daher empfiehlt es sich beide Hände im Vergleich zu analysieren. Im Falle einer eingeschränkten Funktion einer Hand kann die gesunde Gegenseite als Vorlage bzw. Vergleich dienen.¹¹⁶ Zusätzlich sollten zur Untersuchung der Kraftverteilung verschiedene Zylindergrößen herangezogen werden.¹¹⁶

1.5 Ziel / Fragestellung

In dieser Doktorarbeit soll die Wechselwirkung zwischen einer Gelenkversteifung und der motorischen Steuerung der Hand und deren Auswirkung auf das Greif- und Kraftverteilungsmuster mittels Manographie untersucht werden.

Ziel ist die Klärung der Frage:

- Wie wirken sich verschiedene Versteifungsoperationen an der Hand auf die Griffkraft und das Kraftverteilungsmuster der Hand beim Zylindergriff aus?

Gegenstand der Untersuchungen waren zum einen Versteifungsoperationen am Handgelenk in Form einer vollständigen Handgelenksversteifung (**VHV**) bzw. einer Teilversteifung (mediokarpale Teilarthrodese, **MKTA**) des Handgelenkes, zum anderen Fingergelenksversteifungen in Form von End- und Mittelgelenksversteifungen.

2. Patienten und Methoden

2.1 Studiendesign

In dieser retrospektiven Studie wurden zwei Gruppen von Patienten nachuntersucht: In die erste Gruppe wurden Patienten nach vollständiger oder Teilversteifung des Handgelenks eingeschlossen (Handgelenksgruppe), in die zweite Gruppe Patienten mit einer Versteifung des End- oder Mittelgelenks eines Fingers (Fingergruppe). Die Ein- bzw. Ausschlusskriterien werden unter „2.2 Patienten“ erläutert. Neben den üblichen klinischen und radiologischen Untersuchungsparametern wurden die Griffkraft und die Kraftverteilung innerhalb der Hand mittels Manographie gemessen.

Das Studienprotokoll entspricht den ethischen Richtlinien der Erklärung von Helsinki von 1975 und der "Good Clinical Practice" und erhielt vorab ein positives Votum der institutionellen Ethikkommission (Ethik-Kommission der RKA-Kliniken Bad Neustadt, Sitzung vom 19.04.2012).

2.2 Patienten

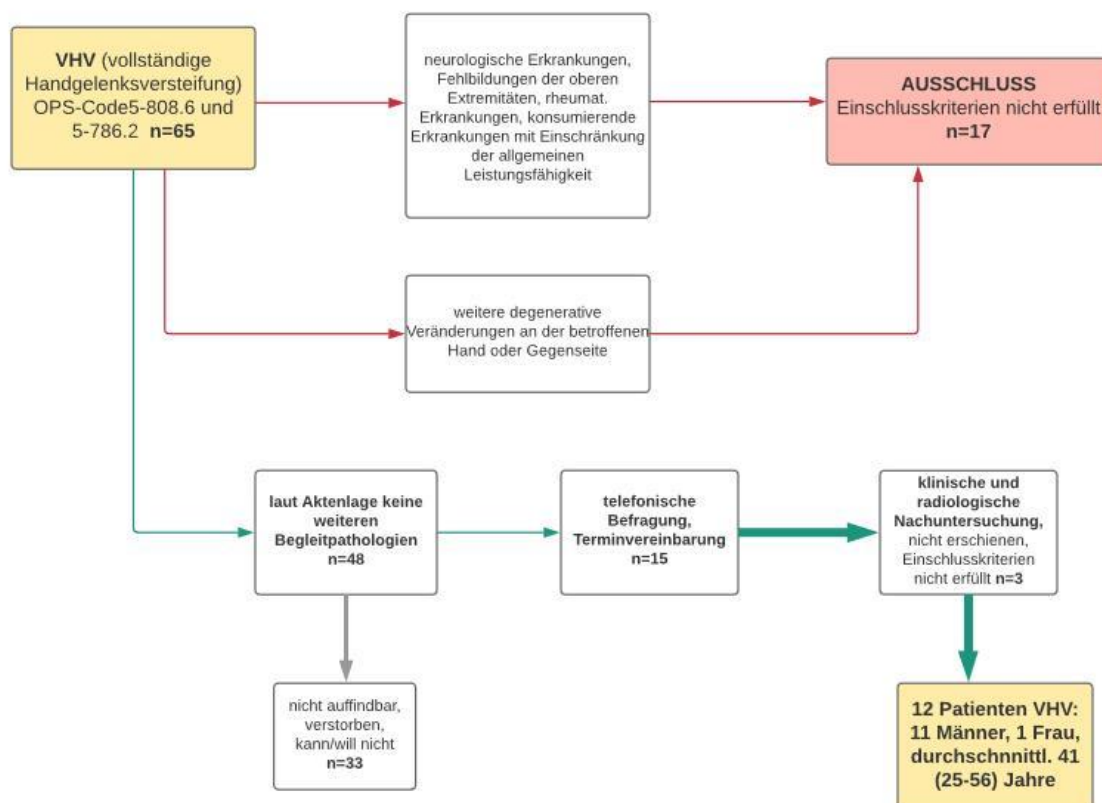
Es wurden Patienten zwischen 18 und 65 Jahren eingeschlossen. Um den Effekt der Versteifungsoperation von anderweitigen Pathologien abgrenzen zu können, galten neurologische Erkrankungen, Fehlbildungen der oberen Extremitäten, Erkrankungen aus dem rheumatischen Formenkreis oder andere konsumierende Erkrankungen mit Einschränkung der allgemeinen Leistungsfähigkeit als Ausschlusskriterium. An der betroffenen Hand durften keine Verletzungen oder degenerativen Veränderungen außer am betroffenen Gelenk vorliegen, auch sollte im Vorfeld oder nach den Versteifungsoperationen keine schwere Infektion an der Hand bestanden haben. Die Versteifung musste mindestens 12 Monate zurückliegen und vollständig knöchern verheilt sein. Die gegenseitige Hand durfte ebenfalls weder durch Verschleiß noch durch eine stattgehabte oder aktuelle Verletzung beeinträchtigt sein.

Aus diesem Grund schied ein Großteil der Patienten nach Versteifungsoperationen aus, da z.B. Fingergelenksversteifungen überwiegend bei Polyarthrose der Fingergelenke durchgeführt werden. Aufgrund der hier vorliegenden Beeinträchtigung von

Nachbarfingern oder auch der kontralateralen Hand mussten diese Patienten ausgeschlossen werden. Auch bei Patienten mit Handgelenksversteifung bestehen häufig Handgelenksveränderungen beidseitig, so dass auch hier viele Patienten ausgeschlossen wurden. Im Wesentlichen kamen daher Patienten mit posttraumatischer Arthrose nach Verletzung eines einzelnen Gelenks in Frage.

2.2.1 Patienten der Handgelenksgruppe

Anhand der OPS-Codes und der Operationsprotokolle wurden Patienten mit vollständiger Handgelenksversteifung (**VHV**) sowie Patienten mit mediokarpaler Teilarthrose (**MKTA**) herausgefiltert, die im Zeitraum von 2004 bis 2010 in der Klinik für Handchirurgie operiert wurden. Die Akten der Patienten wurden hinsichtlich Ein- und Ausschlusskriterien durchsucht und die Patienten telefonisch über die Studie informiert und hinsichtlich Ein- und Ausschlusskriterien sowie ihrem Interesse, an einer Nachuntersuchung teilzunehmen, befragt. So konnten für die Handgelenksgruppe insgesamt 24 Patienten selektiert werden (Abb. 13).



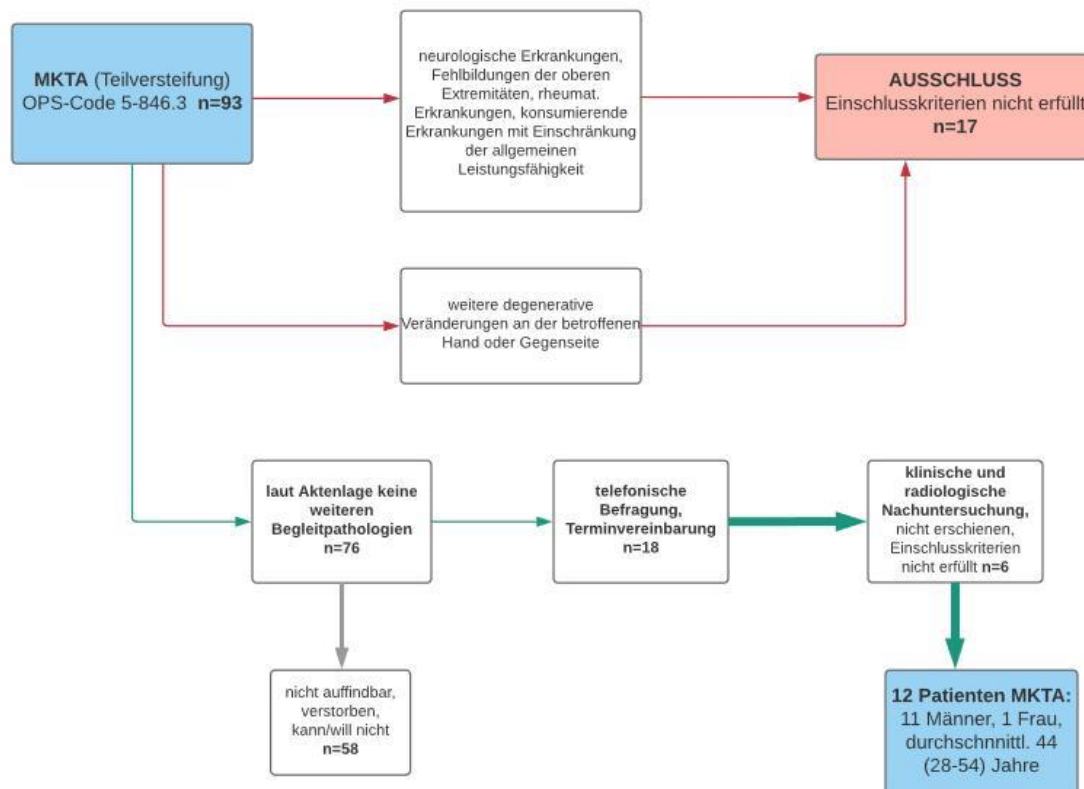


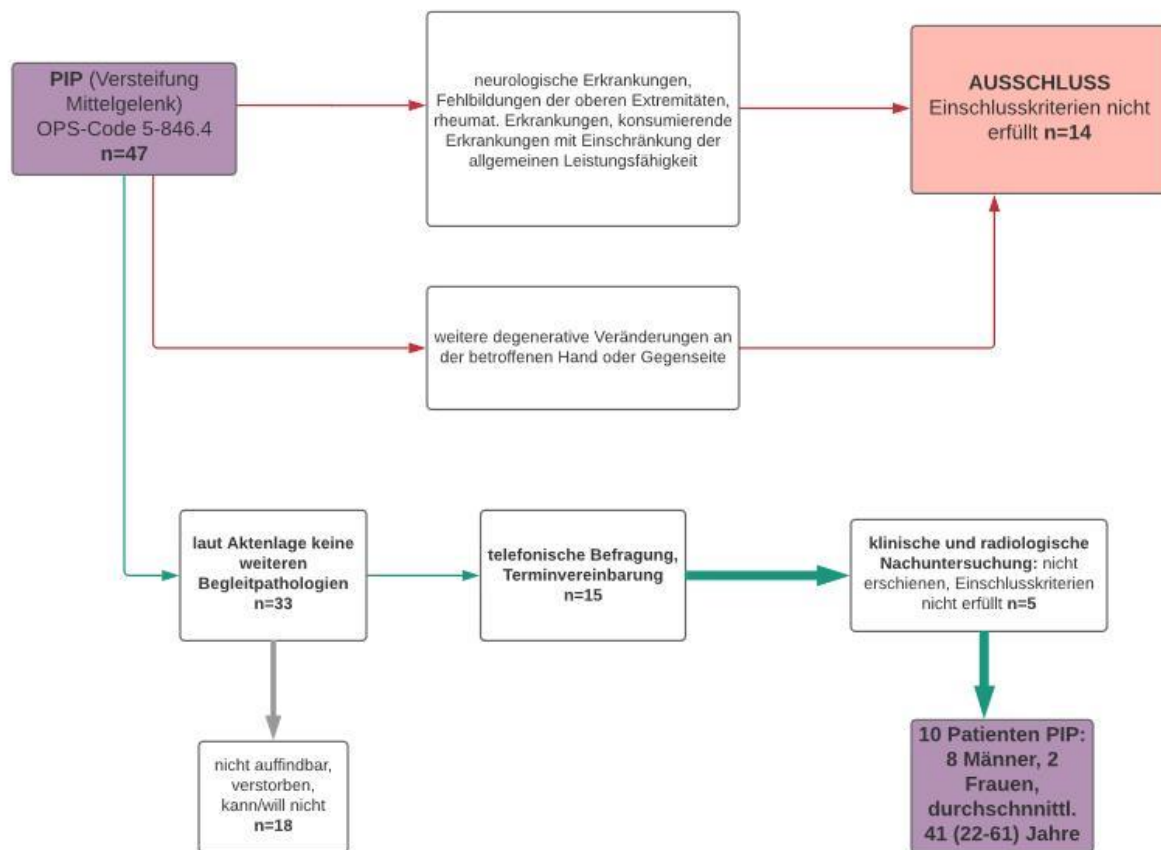
Abb. 13: Patientenselektion Handgelenksgruppe (VHV und MKTA)

Von diesen 24 Patienten hatten 12 Patienten eine vollständige Handgelenksversteifung (**VHV**) und 12 Patienten eine Teilversteifung (**MKTA**). In beiden Untergruppen waren jeweils 11 Patienten männlich, eine Patientin war weiblich und bei 10 von 12 Patienten war in beiden Gruppen die dominante Seite betroffen.

Die Patienten mit **VHV** waren zum Zeitpunkt der Untersuchung durchschnittlich 41 Jahre (25-56 Jahre) alt, bei den Patienten nach **MKTA** lag das Durchschnittsalter bei 44 Jahren (28-54 Jahre). Der Nachuntersuchungszeitraum betrug bei den Vollversteifungen im Durchschnitt 57 Monate (19-100 Monate), bei den Teilversteifungen 71 Monate (20-98 Monate).

2.2.2 Patienten der Fingergruppe

Wie auch in der Handgelenksgruppe wurden anhand des OPS-Codes und der Operationsprotokolle Patienten mit Versteifungsoperationen eines Fingermittel- (**PIP**) oder -endgelenks (**DIP**) über das elektronische Patientenverwaltungsprogramm herausgefiltert. Die Versteifungsoperationen der PIP-Gelenke wurden in der Klinik für Handchirurgie zwischen 2002 und 2011 durchgeführt, die DIP-Arthrodesen im Zeitraum von 2002 bis 2010. Die Akten dieser Patienten wurden auf Hinweise zu Ein- und Ausschlusskriterien durchsucht, zudem wurden die Patienten telefonisch über die Studie informiert und in Bezug auf die Ein- bzw. Ausschlusskriterien sowie ihrem Interesse, an einer Nachuntersuchung teilzunehmen, befragt (Abb. 14). Insbesondere durfte nur ein einzelnes Fingergelenk betroffen sein, bei ansonsten intakten Verhältnissen der übrigen Fingergelenke beider Hände.



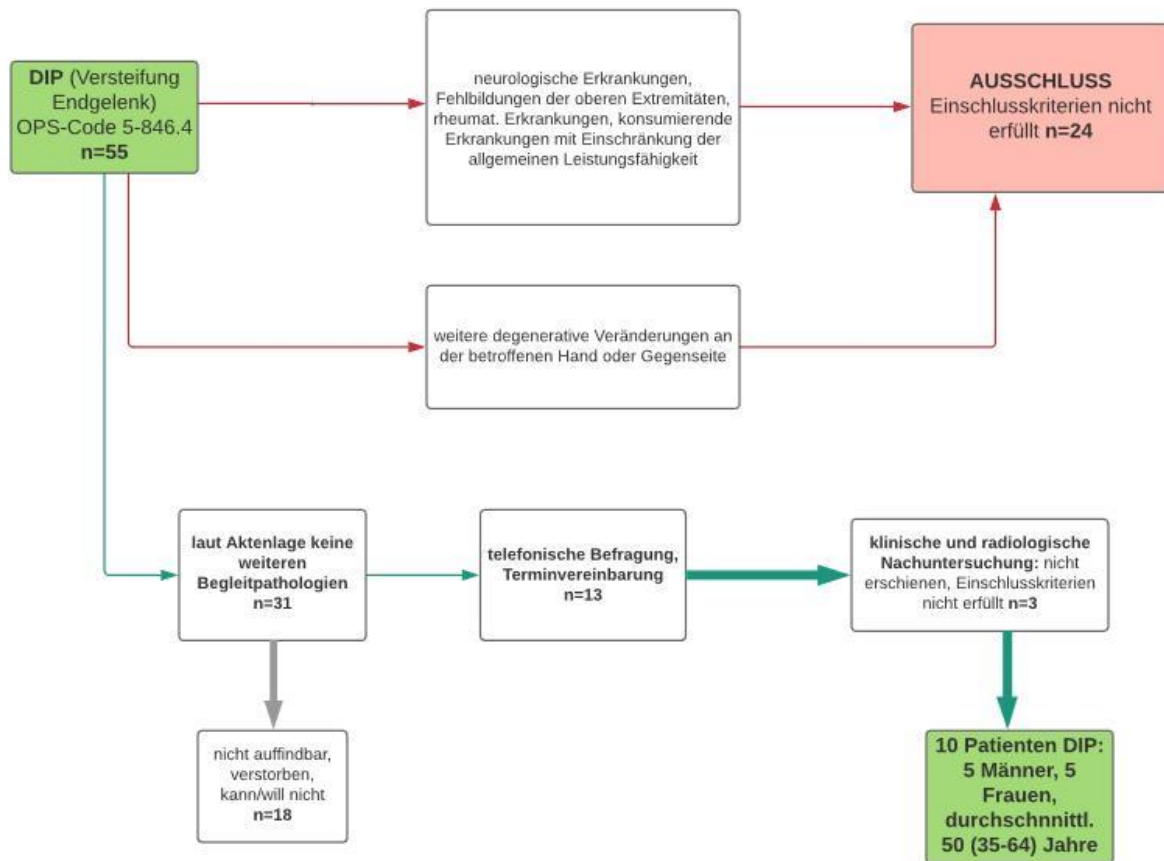


Abb. 14: Patientenselektion Fingergruppe (PIP und DIP)

Für die Fingergruppe konnten insgesamt 20 Patienten, davon 10 mit Versteifung eines Mittelgelenkes (**PIP**-Arthrodesen) und 10 mit Versteifung eines Endgelenkes (**DIP**-Arthrodesen) rekrutiert werden. Von den 10 Patienten mit **PIP**-Arthrodesen waren 8 männlichen und 2 weiblichen Geschlechts. Das Durchschnittsalter lag hier bei 41 (22-61) Jahren. Bei 4 Patienten war die dominante Seite betroffen. Der Nachuntersuchungszeitraum betrug im Durchschnitt 59 Monate (17-121 Monate).

Die Gruppe der **DIP**-Arthrodesen bestand aus jeweils 5 Männern und Frauen, ihr Durchschnittsalter lag bei 50 (35-64) Jahren. Hier war bei 6 Patienten die dominante Seite betroffen. Hier lag der Nachuntersuchungszeitraum durchschnittlich bei 52 Monaten (20-120 Monate).

2.3 Klinische und radiologische Nachuntersuchung

Nach telefonischer Anfrage und Terminvereinbarung wurden die Patienten schriftlich zur geplanten Untersuchung eingeladen. Eine genaue Beschreibung der geplanten Untersuchung, eine Einwilligungserklärung sowie ein DASH-Fragebogen¹²² (Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand) wurden den Patienten vorab zugeschickt.

Die Untersuchungen fanden im Zeitraum von Mai 2012 bis März 2013 statt. Zu diesem Zweck wurde in der Handchirurgischen Klinik des Rhön-Klinikums in Bad Neustadt an der Saale eine „Mess-Station“ in einem separaten Studienraum für den gesamten Untersuchungszeitraum eingerichtet. Die Mess-Station umfasste einen Untersuchungstisch, ein Goniometer, einen Laptop, einen Scanner, das Manugraphy-Systems der Firma novel® mit den entsprechenden Zylindern und eine Datenübermittlungseinheit sowie eine Videokamera. Alle Messungen fanden während der üblichen Arbeitszeiten zwischen 7:00 und 18:00 Uhr statt.

Am Untersuchungstermin wurde den Patienten erneut der Studienablauf erläutert und, sofern keine weiteren Fragen bestanden, die Einwilligungserklärung zur Teilnahme an der Studie von Untersucherin und Patient gemeinsam unterzeichnet.

Es wurden die Basisdaten der Studienpatienten erfasst: Geburtsdatum / Alter, Geschlecht, Handdominanz, betroffene Hand, Tag der Operation, Folgeoperationen sowie der Nachuntersuchungszeitraum.

Das subjektive Operationsergebnis hinsichtlich Schmerzen in Ruhe und unter Belastung wurde anhand einer visuellen Analogskala (VAS 0-10) abgefragt. Funktionseinschränkungen wurden anhand des DASH-Scores quantifiziert (0 = keine Einschränkung, 100 = maximale Einschränkung).

2.3.1 Klinische und radiologische Nachuntersuchung der Handgelenksgruppe

Es wurde zunächst erfasst, ob eine VHV oder eine MKTA durchgeführt wurde. Die Beweglichkeit beider Handgelenke für Extension/Flexion, Ulnar-/ Radialduktion sowie Supination /Pronation wurde bei den Patienten mit MKTA mittels Goniometer gemessen.

Das betroffene Handgelenk wurde in 2 Ebenen (posterior-anterior und seitlich) geröntgt, um den knöchernen Durchbau der Arthrodeuse und intakte Nachbargelenke zu bestätigen. Die Stellung der vollversteiften Handgelenke in sagittaler (Extension/Flexion) und koronarer Ebene (Ulnar-/Radialduktion) wurde gemessen.

2.3.2 Klinische und radiologische Nachuntersuchung der Fingergruppe

Es wurde zunächst erfasst, welches Gelenk an welchem Finger versteift ist. Zur Messung der Fingerverkürzung nach Versteifung eines Fingergelenkes wurden beide Hände mithilfe eines Lesegerätes gescannt. Auf der Scanner-Oberfläche befindet sich ein Gitterraster mit einer Größe von 1x1 cm pro Quadrat, so dass die Verkürzung des versteiften Fingers, gemessen von der Grundgliedbeugefurche bis zur Fingerspitze, im Vergleich zur gesunden Gegenseite bestimmt werden konnte.

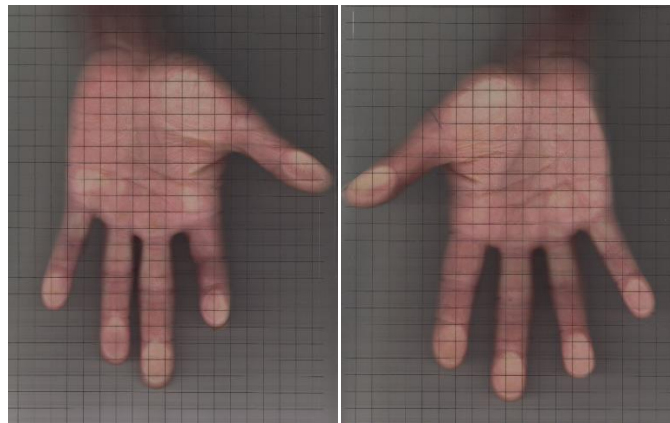


Abb. 15: Beispiel einer Scanneraufnahme beider Hände. Deutlich sichtbar ist die funktionelle Verkürzung des linken Zeigefingers nach Mittelgelenksversteifung durch Gelenkresektion und fixierte Beugestellung.

Der betroffene Finger wurde in zwei Ebenen (posterior-anterior und seitlich) geröntgt, um den knöchernen Durchbau der Versteifung nachzuweisen und um pathologische Veränderungen der angrenzenden Gelenke auszuschließen. Auch die Versteifungswinkel der fusionierten Fingergelenke wurden anhand der Röntgenbilder bestimmt.

2.4 Manographie

2.4.1 Gerätemerkmale und Hinweise zur Auswertung

Bei diesem System handelt es sich um das PLIANCE-Manugraphy-System der Firma novel® (München, Deutschland, Abb. 16).



Abb. 16: Messstation mit Zylindern und Auswertungscomputer

Zur Messung der Griffkraft und der Kraftverteilung innerhalb der Hand wurden drei Kunststoffzylinder mit verschieden großen Umfängen (100 mm, 150 mm, 200 mm) verwendet, die mit einer digitalen Druckmess-Matrix ummantelt sind. Diese Matrix besteht aus einer weichen Kunststoffmatte, die nahezu nahtlos mit Druckmess-Sensoren bestückt ist. Ein einzelner Sensor ist werksseitig für eine Belastung bis zu 600 Kilopascal (kPa) ausgelegt.

Die Dichte dieser kapazitiven Sensoren in der Mess-Matrix beträgt bei allen Zylindern $2/\text{cm}^2$. Die Größe eines solchen Sensors beträgt $7,07 \times 7,07 \text{ mm}$ (50 mm^2), so dass sich für die unterschiedlich großen Zylinder folgende Gesamtzahlen an Sensoren ergeben: Beim kleinen Zylinder sind dies 448 (14×32), beim mittleren 672 (21×32) und 896 (28×32) Sensoren beim großen Zylinder.

Für die Messung wird jeweils ein Zylinder an den Auswertungs-Computer angeschlossen, anschließend kalibriert die Geräte-Software die einzelnen Sensoren entsprechend des aktuellen Luftdrucks. Zur Untersuchung wird der Zylinder vom Probanden

im Grobgriff umfasst und auf Kommando mit der Hand kräftig zgedrückt. Es handelt sich hierbei um eine isometrische Messung.

Die Messdaten werden zeitgleich zur Berechnung an den angeschlossenen Computer übertragen. Die gerätespezifische Software erlaubt verschiedene, dynamische Darstellungen der Daten. Zusätzlich zur Angabe des ausgeübten Drucks in absoluten Zahlenwerten (Kilopascal, kPa) wird ein Druck-Zeit-Diagramm erstellt. Es ist auch eine dynamische Darstellung der Messfolien in Form eines „Handabdruckes“ möglich, auf der die aktuellen Messwerte jedes einzelnen Sensors in Kilopascal (kPa) ablesbar sind (Abb. 17).

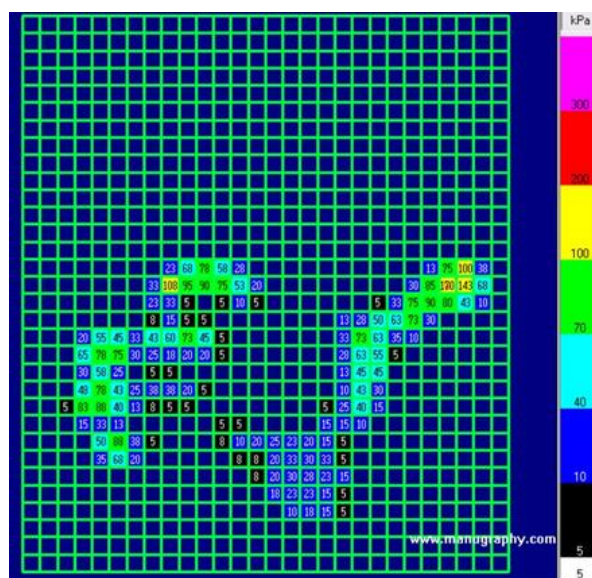


Abb. 17: Beispiel einer Druckverteilungsmessung der linken Hand mit dem 200mm-Zylinder bei Arthrose des Zeigefingermittelgelenkes

Wahlweise erfolgt die Darstellung zweidimensional als Raster oder als dreidimensionales Pyramidendiagramm (Abb. 18), so dass die Verteilung des gemessenen Gesamtdrucks innerhalb der Handfläche für den Untersucher anschaulich dargestellt wird.

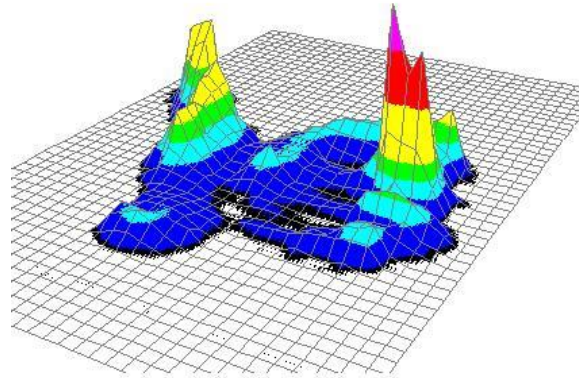
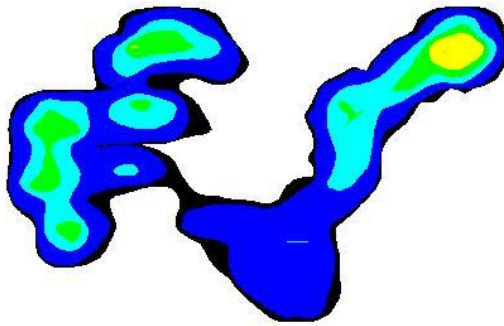


Abb. 18: Darstellung zweidimensional in Isobaren (links) bzw. mittels dreidimensionalem Pyramidendiagramm (rechts)

Schon während der Messung ermittelt die Software die Kraft, die von der untersuchten Hand auf die Zylinderfläche einwirkt. Hierbei wird der gemessene Druck aller Sensoren, auf die mehr Druck als der zuvor kalibrierte Luftdruck einwirkt, summiert und mittels der Formel „Kraft = Druck (kPa) pro Fläche (cm²)“ in Newton (N) berechnet. Zusätzlich wurden mittels der Geräte-Software der Kraft-Zeit-Verlauf sowie die Maximalkraft ermittelt (Abb. 19). Aus diesen Daten wiederum wurde die durchschnittliche Kraft im mittleren 3-Sekunden-Intervall einer 5-Sekunden-Messung (im weiteren Verlauf kurz „Durchschnittskraft“ genannt) errechnet.

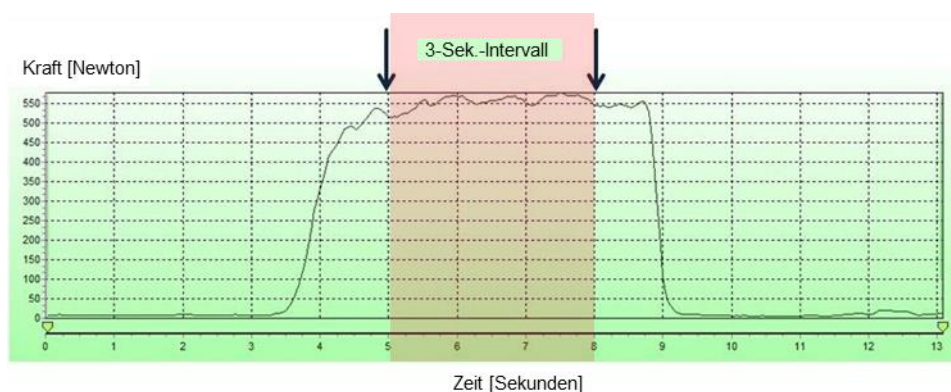


Abb. 19: Beispiel einer Zeit-Kraft-Kurve einer 5-Sekunden-Messung. Für die Durchschnittskraft wird das Plateau im mittleren 3-Sekunden-Intervall herangezogen.

In die gemessenen Druckverteilungsmuster innerhalb der Hand („Handabdrücke“) können mit der Gerätesoftware Messfelder in beliebiger Anzahl, Größe, Form und Lokalisation eingezeichnet werden. Die innerhalb dieser Messfelder applizierte Kraft kann separat angezeigt werden, wobei bei Bedarf einzelne Mess-Sensoren auch nur teilweise einem Feld zugeordnet werden können und die applizierte Kraft entsprechend anteilig berechnet wird.

In jeden dieser Handabdrücke (jeweils einer pro Zylindergröße und für jede Hand; entspricht sechs Handabdrücken pro Proband) wurden, entsprechend der individuellen Anatomie, 20 Messfelder anhand festgelegter Orientierungspunkte nach einem definierten Schema eingezeichnet. Vor jeder einzelnen Messung wurden die entsprechenden Orientierungspunkte (in der Abb. 20 rot dargestellt) durch die Untersucherin mithilfe eines stumpfen Stifts auf der Mess-Matrix markiert, während der Proband den jeweiligen Zylinder locker in der Hand hielt. Dieser vor der eigentlichen Messung vom Computer aufgezeichnete „Handabdruck“ diente dann als „Matrize“ zum späteren Einzeichnen der Messfelder.

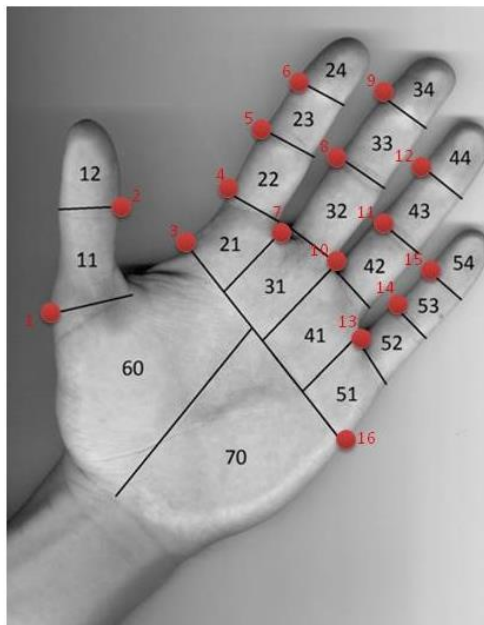


Abb. 20: Lokalisation der Messpunkte (rot) und der Messfelder

Hierbei wurde am Daumen dem Grund- und Endglied anhand der entsprechenden Beugefurchen jeweils ein Feld zugeordnet. Als proximale Begrenzung der Finger wurde für die radialen Finger die proximale Hohlhandbeugefurche, für die ulnaren Finger die distale Hohlhandbeugefurche festgelegt. Die Grundgliedbeugefurche projiziert

sich auf den Übergang zwischen Grundgliedschaft und -metaphyse (siehe Abb. 20). Wie Mentzel^{57,119} ging man von der Arbeitshypothese aus, dass das Fingergrundgelenk mit angrenzendem Mittelhandkopf und Fingergrundgliedbasis eine funktionelle Einheit zum Gegenhalten beim Grobgriff bilden. Somit wurden die Fingergrundglieder in zwei separate Messfelder (proximal und distal) unterteilt: eine Verbindungslinie zwischen dem Endpunkt der proximalen Hohlhandbeugefurche an der radialen Handkante einerseits und dem Endpunkt der distalen Hohlhandbeugefurche an der ulnaren Handkante andererseits diente als proximale Begrenzung der proximalen Grundglied-Messfelder der Finger. Die distale Begrenzung bildete an jedem Finger dessen Grundgelenksbeugefurche. Die distalen Grundglied-Messfelder erstreckten sich zwischen den Grundgelenks- und Mittelgelenkbeugefurchen der jeweiligen Finger. Weiterhin wurde jedem Mittel- und Endglied anhand der charakteristischen Mittel- und Endgelenksbeugefurchen je ein Messfeld zugeteilt. Somit erhielt man für jeden Finger jeweils vier Messfelder.

Die Hohlhand proximal der Hohlhandbeugefurchen, entsprechend der oben genannten Verbindungslinie, wurde durch die Linea vitalis in einen Thenar- sowie einen Hypothenarbereich unterteilt. Insgesamt ergeben sich somit 20 Messfelder zur Unterteilung der Handinnenfläche. Die Felder wurden mit einer zweistelligen Zahl versehen, wobei die erste Ziffer den Strahl angibt und mit der zweiten Ziffer die Felder von proximal nach distal nummeriert wurden (z.B. Zeigefingergrundglied = 21, Daumengrundglied = 11). Thenar- und Hypothenarbereich trugen die Nummern 60 und 70 (Abb. 20).

Software des Manugraphy-Systems zur Datenerfassung und –auswertung

Die Datenerfassung erfolgte mit Hilfe des Computer-Programms „PLIANCE-X 32 RECORDER“ und die Speicherung in der „NOVEL DATABASE MEDICAL“-Datenbank. Mit dem Programm „INTRUDER“ wurde die Maximalkraft sowie die gemittelte Kraft im mittleren 3-Sekunden-Intervall einer 5-Sekunden Messung errechnet („Durchschnittskraft“).

Das Einzeichnen der Messfelder wurde mit dem Programm „CREATION OF ANY AND PERCENT MASKS“ vorgenommen, die Berechnung der einzelnen Feldwerte geschah

mithilfe von „NOVEL PROJECTS“ (alle Programme sind Software-Lösungen der Firma novel®).

Die erhobenen Messdaten (Maximal- und Durchschnittskraft) wurden anschließend automatisch in Microsoft®-Excel-Tabellen für die statistische Auswertung überführt.

2.4.2 Durchführung der Manographie

Vor Beginn der Manographie-Messung wurden den Patienten Beispielfotos gezeigt, um die korrekte Körperhaltung während der Messung und auch die korrekte Haltung des Messzylinders zu verdeutlichen. Gemäß den Richtlinien der *American Society of Hand Therapists*¹⁵ sitzt der Patient auf einem Hocker ohne Lehne mit anliegendem Oberarm, neutraler Schulterrotation und mit 90° gebeugtem Ellenbogengelenk.

Der Messzylinder wurde im Grobgriff umfasst und senkrecht gehalten, entsprechend einer Neutralstellung der Unterarmdrehung. Eine bestimmte Dorsalextension im Handgelenk wurde nicht vorgegeben, da die optimale Position im Handgelenk spontan vom Probanden bei maximaler Kraftentfaltung eingenommen wird (Abb. 21).¹⁹



Abb. 21: Beispiel Sitzposition bei der Messung

Beim Halten des Messzylinders wurde insbesondere darauf geachtet, dass sich die Finger nicht gegenseitig überlappen oder der Daumen über die Finger greift (Abb. 22). Die Finger wurden so an die Zylinder angelegt, dass die Fingerkuppe des längsten

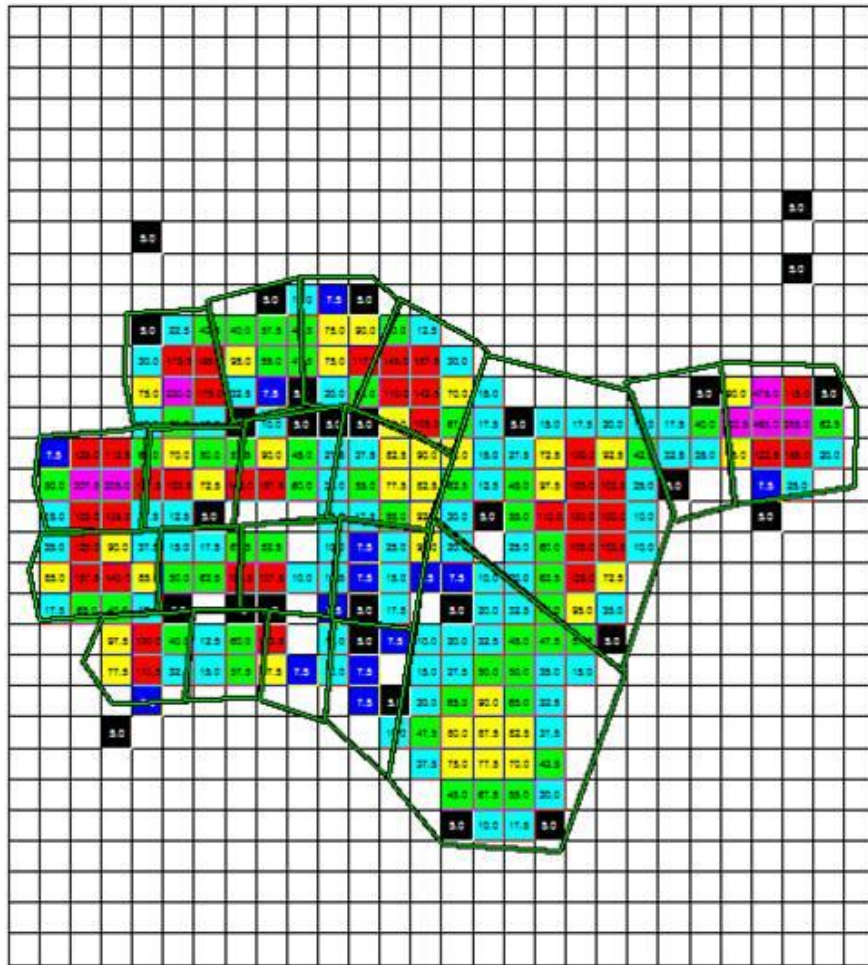
Fingers ca. 5 mm vor dem Folienrand (mit Farbband markiert) zu liegen kam. Dies gewährleistete, dass die Hand komplett auf der Sensormatte abgebildet wurde. Beim kleinsten Zylinder wurde der Daumen neben die anderen Finger an den Zylinder angelegt, um ein Überlappen des Daumens mit den anderen Fingern zu verhindern.



Abb. 22: Position der Finger am Messzylinder

Die Probanden wurden in den Ablauf der Untersuchung eingewiesen. Ihnen wurde erklärt, wie sich die einzelnen Messungen mit Ruhepausen abwechseln.

Vor jeder einzelnen Messung wurde dem Probanden der jeweilige Zylinder in die Hand gegeben; die Testperson sollte diesen zunächst nur locker halten. Während dieses lockeren Haltens des Zylinders wurden von der Untersucherin - wie oben beschrieben - mit einem stumpfen Stift die zuvor an der Hand des Patienten markierten Punkte auf der Sensormatte und damit auf dem computergenerierten Handabdruck markiert. Dies diente zur leichteren Festlegung der Messfelder innerhalb der Hand bei der späteren Auswertung und der Anfertigung des individuellen Handabdrucks („Maske“, Abb. 23). Gleichzeitig wurden die Patienten mit den Messzylindern vertraut gemacht.



200-li

Abb. 23: Beispiel einer „Maske“ eines Handabdrucks links am 200-mm-Zylinder, bei der anhand der Messpunkte die einzelnen Messfelder (20) eingezeichnet wurden

Im Anschluss daran wurden die eigentlichen Messungen durchgeführt. Um die Messphasen in standardisierter Form und mit exakten Zeitabständen einzuleiten bzw. zu beenden, wurden die verbalen Aufforderungen „Drücken“ und „Loslassen“ durch eine digitale Ansage wiedergegeben. Die Patienten wurden während des gesamten Messvorganges nicht weiter angesprochen oder motiviert. Während der Durchführung des Tests waren die Messwerte für die Testperson nicht einsehbar.

Zur Dokumentation der korrekten Durchführung der Messung und um eine spätere Interpretation des Greifmusters zu ermöglichen wurden die ersten 10 Sekunden der

Messung mit einer Videokamera mit frontaler Sicht auf Oberkörper und Arme der Testperson aufgezeichnet.

Zu Beginn einer jeden Messung wurde mit dem kleinsten Zylinder (100 mm) zunächst die linke Seite gemessen. So wurde nun ein „Messzyklus“ mit folgendem Aufbau durchgeführt:

- 5 Sekunden maximales Anspannen des Grob-/Zylindergriffs,
- 10 Sekunden Entspannung ohne den Zylinder loszulassen,
- 5 Sekunden maximales Anspannen,
- 10 Sekunden Entspannung ohne den Zylinder loszulassen,
- 5 Sekunden maximales Anspannen.

Anschließend erfolgte der exakt gleiche Messzyklus mit der rechten Hand. Hierbei ergaben die Messzyklen der rechten und der linken Hand eine „Mess-Serie“. In gleicher Weise wurden anschließend Mess-Serien mit dem mittleren (150mm) und dem großen Zylinder (200mm) durchgeführt.

2.4.3 Auswertung Manographie der Handgelenksgruppe

Es wurde die Gesamt-Handkraft ermittelt, wobei diese als die durchschnittliche Kraft über die mittleren drei Sekunden einer 5-Sekunden-Messung aus drei Messungen definiert wurde. Um individuelle Unterschiede des Kraftniveaus auszugleichen, wurde zusätzlich die prozentuale Kraft im Vergleich zur Gegenseite errechnet.

Wie unter Abschnitt 2.4.1 „Gerätemerkmale und Hinweise zur Auswertung“ beschrieben, wurde anhand der zweidimensionalen Rasterdiagramme der Sensormatrix die Gesamtkontaktfläche der Hand während des maximalen Greifens in 20 Areale unterteilt. Da sich diese sehr genaue Aufteilung der Handfläche für die Fragestellung als zu unübersichtlich erwies, wurden die vier Fingerfelder eines jeden Fingers zu einem Fingerfeld zusammengefasst. Somit resultierten zur Analyse der Lastverteilung der Hand sieben anatomische Untereinheiten (Daumen, Zeige-, Mittel-, Ring- und Kleinfinger sowie Thenar- und Hypothenarbereich). Die Kraft, welche auf die Gesamtkontaktfläche

der Hand ausgeübt wurde, wurde mit 100% beziffert und der prozentuale Anteil der einzelnen, sieben anatomischen Untereinheiten berechnet.

Für jede Zylindergröße wurden die Gesamtkraft bzw. der prozentuale Anteil für jede anatomische Untereinheit der operierten Hand mit der gesunden Gegenseite verglichen. Anschließend wurden diese Werte der VHV-Gruppe mit denen der MKTA-Gruppe verglichen.

2.4.4 Auswertung Manographie der Fingergruppe

Auch hier wurde über die Summe aller belasteten Sensoren auf der Sensor-Matte die Gesamtkraft der Hand für jede Zylindergröße ermittelt, wobei diese als die durchschnittliche Kraft über die mittleren drei Sekunden einer 5-Sekunden-Messung aus drei Messungen festgelegt wurde. Um individuelle Unterschiede des Kraftniveaus auszugleichen, wurde zusätzlich die prozentuale Kraft im Vergleich zur Gegenseite errechnet.

Die Kontaktfläche der Hand wurde, wie unter 2.4.1 „Geräte Merkmale und Hinweise zur Auswertung“ beschrieben, anhand des „Handabdrucks“ in 20 anatomische Areale unterteilt und die anteilige Kraft berechnet. Neben der Kraft, welche von den einzelnen Fingergliedern übertragen wurde, wurde zusätzlich die Kraft der einzelnen Finger durch Summierung der vier Fingerareale ermittelt.

Die gemessene Gesamtkraft der betroffenen Seite wurde für alle drei Zylinder jener der gesunden Gegenseite, nach Mittel- und Endgelenksarthrodesen getrennt, gegenübergestellt und statistisch verglichen. Die Kraft der einzelnen Finger und Fingerglieder wurde für beide Hände ermittelt und diese Werte ebenfalls einander gegenübergestellt.

Die Ergebnisse, unter Berücksichtigung der operierten Finger (Arthrodesen von Zeigefinger- oder Mittelfingerendgelenk bzw. Arthrodesen von Zeige-, Mittel- oder Ringfinger-mittelgelenk), wurden deskriptiv analysiert, da eine Auswertung aufgrund der geringen Fallzahlen wenig sinnvoll erschien.

2.5 Statistik

Die statistische Auswertung der Daten wurde durch einen unabhängigen Statistiker der Universität Würzburg vorgenommen (Herr Dr. Johannes Hain, Lehrstuhl für Mathematik VIII – Statistik).

Bei den Handgelenksversteifungen bzw. -teilversteifungen wurden für jede Zylindergröße Mittelwert, Median, Standardabweichung sowie Minimum und Maximum ermittelt, ferner die Gesamtkraft (in Newton) bzw. der prozentuale Anteil für jede anatomische Untereinheit der operierten Hand mithilfe des Wilcoxon-Tests mit der gesunden Gegenseite verglichen. Anschließend wurden diese Werte der VHV-Gruppe mit denen der MKTA-Gruppe mithilfe des Mann-Whitney-Tests verglichen.

Die deskriptiven Ergebnisse der Gesamt-Handkraft wurden als Durchschnittswerte und Standardabweichungen angegeben. P-Werte $\leq 0,05$ wurden als signifikant betrachtet.

Die Daten der Fingergelenksversteifungen wurden aufgrund der geringen Fallzahlen rein deskriptiv analysiert.

3. ERGEBNISSE

3.1 Ergebnisse der Handgelenksgruppe

3.1.1 Klinische und radiologische Ergebnisse

Zum Nachuntersuchungszeitpunkt (NUS) war bei den Patienten mit **VHV** bei keinem der Studienteilnehmer die eingebrachte Platte entfernt worden. Bei den 12 Patienten mit **MKTA** waren die eingebrachten Drähte zeitgerecht bzw. wie geplant ca. 3 Monate nach der Indexoperation entfernt worden.

Schmerzen wurden auf der visuellen Analogskala (VAS 0-10) in der **MKTA**-Untergruppe mit 2,3 in Ruhe (0-8) und 4,8 bei Belastung (0-10) angegeben. Bei der **VHV**-Untergruppe betrug dieser Wert in Ruhe 1,7 (0-7) und 3,4 bei Belastung (0-8). Der DASH-Wert betrug bei den **VHV** durchschnittlich 48 (25-81) Punkte, bei den **MKTA** 52 (32-74) Punkte. Die Daten der einzelnen Patienten sind in den Tabellen 2 und 3 dargestellt.

Tab. 2: Daten der Patienten mit MKTA

Pat. Nr. MKTA	Alter bei NU	Ge- schlecht	dom. Seite betroffen	NUS (Mo- nate)	VAS in Ruhe	VAS bei Belas- tung	DASH
1	48	M	Nein	74	0	2	32
2	42	M	Ja	66	5	7	73
3	54	M	Ja	98	8	10	74
4	40	M	Ja	80	0	0	32
5	51	M	Ja	89	1	4	48
6	53	M	Nein	20	1	3	48
7	39	M	Ja	86	0	5	58
8	34	W	Ja	75	2	5	44
9	28	M	Ja	52	0	4	42
10	51	M	Ja	35	2	5	./.
11	40	M	Ja	85	5	7	58
12	46	M	Ja	90	3	6	65
Ø	43,8			70,8	2,3	4,8	52,2

Tab. 3: Daten der Patienten mit VHV

Pat. Nr. VHV	Alter bei NU	Geschlecht	dom. Seite betroffen	NUS (Monate)	VAS in Ruhe	VAS bei Belastung	DASH postop.
1	32	M	Nein	23	0	4	46
2	52	M	Ja	87	0	1	46
3	59	M	Nein	22	0	0	25
4	53	M	Ja	79	5	8	74
5	43	M	Ja	63	1	5	49
6	32	M	Ja	81	3	4	47
7	43	M	Ja	100	0	0	25
8	33	M	Ja	19	0	2	36
9	57	M	Ja	60	0	0	41
10	50	M	Nein	32	4	5	52
11	50	M	Ja	30	7	8	81
12	43	W	Ja	87	0	4	52
Ø	45,6			56,9	1,7	3,4	47,8

Die klinische Messung der verbliebenen Handgelenksbeweglichkeit nach **MKTA** ergab im Mittel für die Handgelenksexension einen Wert von 30° (15°-50°), für die Flexion von 27° (5°-50°), eine Radialduktion von 14° (5°-20°) sowie eine Ulnarduktion von 9° (0-20°).

Der im seitlichen Röntgenbild gemessene Extensionswinkel der Handgelenke nach **VHV** betrug im Schnitt 14,2° (0-17,8°). In der p.a.-Ebene wurde hier eine Ulnarduktion von durchschnittlich 7° (0-10,2°) gemessen.

3.1.2 Ergebnisse der Manographie

Sowohl bei der Teil- als auch bei der Vollversteifung des Handgelenkes war die durchschnittliche Griffkraft der betroffenen Seite bei der kleinen und der mittleren Zylindergröße im Vergleich zur gesunden Gegenseite signifikant reduziert, bei der Vollversteifung ergab sich beim 200mm-Zylinder kein signifikanter Unterschied.

Beim 100mm-Zylinder betrug die durchschnittliche Griffkraft 65% der gesunden Gegenseite bei den Vollversteifungen (P=0.002), bei den Teilversteifungen 75% (P=0.015).

Beim 150mm-Zylinder betrug dieser Wert 76% bei den Vollversteifungen (P=0.012) und 75% bei den Teilversteifungen (P=0.005).

Beim 200mm-Zylinder lag die durchschnittliche Griffkraft bei 79% der gesunden Gegenseite bei beiden Arten der Handgelenksversteifung (statistische Signifikanz nur bei den Teilversteifungen mit P=0.003). Diese Ergebnisse sowie der Kraftverlust in % werden in Abb. 24 dargestellt.

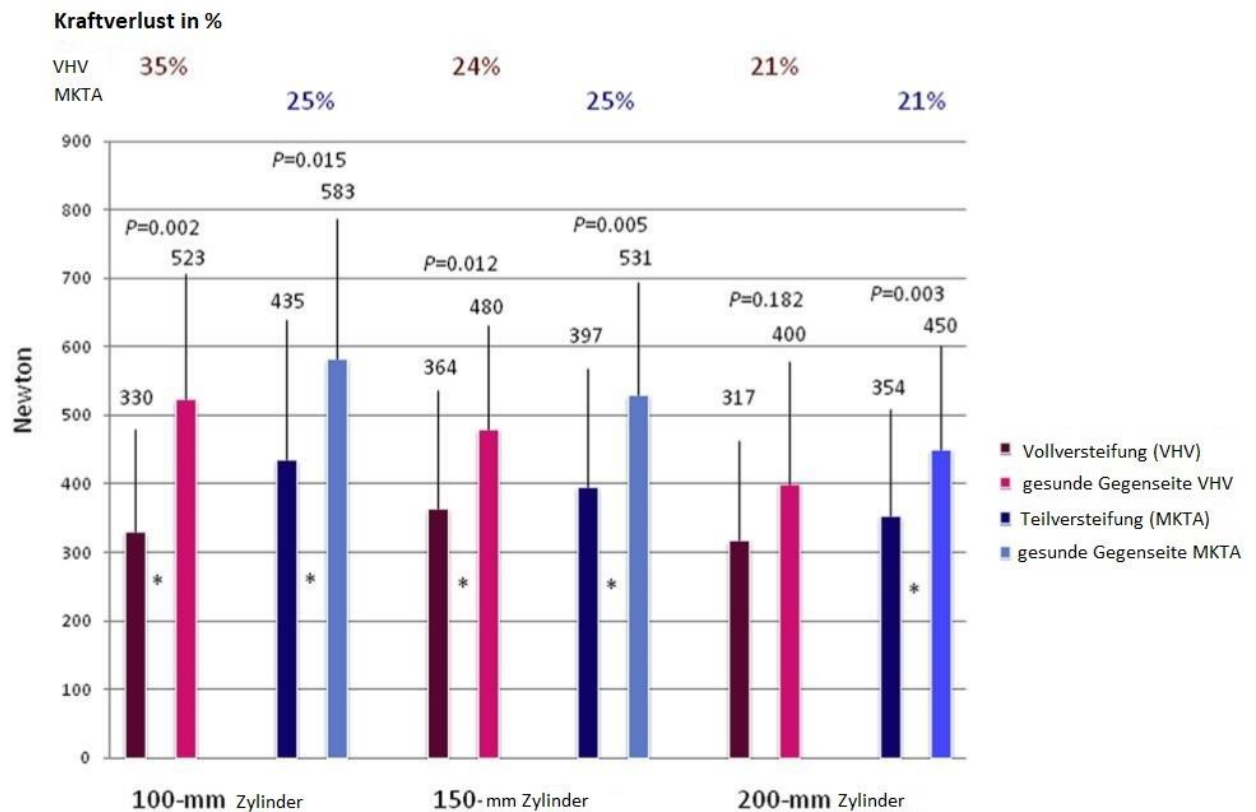


Abb. 24: Ergebnisse der Handkraftmessung nach Voll- (VHV) bzw. Teilversteifung (MKTA) im Vergleich mit der gesunden Gegenseite. * bedeutet „statistisch signifikanter Unterschied“ (P < 0.05).³

Der Vergleich zwischen Teil- oder Vollversteifung hinsichtlich der Gesamtkraft (Absolutwerte in Newton) der betroffenen Hand ergab im Mann-Whitney-Test keine signifikanten Unterschiede (siehe Tab. 4).

Tab. 4: Vergleich der absoluten Gesamtkraft zwischen MKTA und VHV (Mann-Whitney)

100mm Zylinder			150 mm Zylinder			200 mm Zylinder		
MKTA	VHV	P=	MKTA	VHV	P=	MKTA	VHV	P=
435	330	.242	397	364	.671	534	317	.630

Vergleicht man die betroffene Hand nach Teil- oder Vollversteifung bezüglich der Kraftverteilung innerhalb der Hand mit der gesunden Gegenseite, so unterscheiden sich die prozentualen Anteile der sieben anatomischen Untereinheiten (Vergleich der einzelnen, jeweils korrespondierenden Areale) um 3% und weniger. Die Unterschiede waren nicht statistisch signifikant (siehe Tab. 5 und 6), außer beim 100mm-Zylinder und zwar am Zeigefinger nach Teilversteifung der Handwurzel: 10% auf der betroffenen Seite gegenüber 13% auf der gesunden Seite (Tab. 6, Abb. 25).

Tab. 5: **Vollversteifung**: Vergleich der %-Anteile der sieben Handareale, betroffene versus gesunde Hand

	100mm Zylinder			150 mm Zylinder			200 mm Zylinder		
	VHV	gesund	P=	VHV	gesund	P=	VHV	Ge-sund	P=
I			1.0	14	13	.308	23	21	.433
II	12	11	.937	15	13	.347	15	14	.158
III	22	20	.754	17	18	.272	18	17	.695
IV	20	20	.754	15	15	.754	14	14	.937
V	11	11	.754	7	7	.875	7	6	.239
Thenar	15	15	.875	19	19	.875	16	19	.099
Hypo-thenar	20	22	.117	13	15	.084	8	9	.239

Tab. 6: **Mediokarpale Teilarthrodese**: Vergleich der %-Anteile der sieben Handareale, betroffene versus gesunde Hand

	100mm Zylinder			150 mm Zylinder			200 mm Zylinder		
	MKTA	gesund	P=	MKTA	gesund	P=	MKTA	Ge-sund	P=
I			1.0	14	12	.388	23	23	.480
II	10	13	.019	15	14	.754	16	16	.638
III	24	21	.136	19	18	.347	18	18	.875
IV	20	18	.239	14	14	.480	12	11	.060
V	11	11	.433	7	8	.239	7	6	.060
Thenar	15	16	.433	18	20	.136	16	19	.182
Hypo-thenar	20	20	.754	13	14	.875	8	7	.754

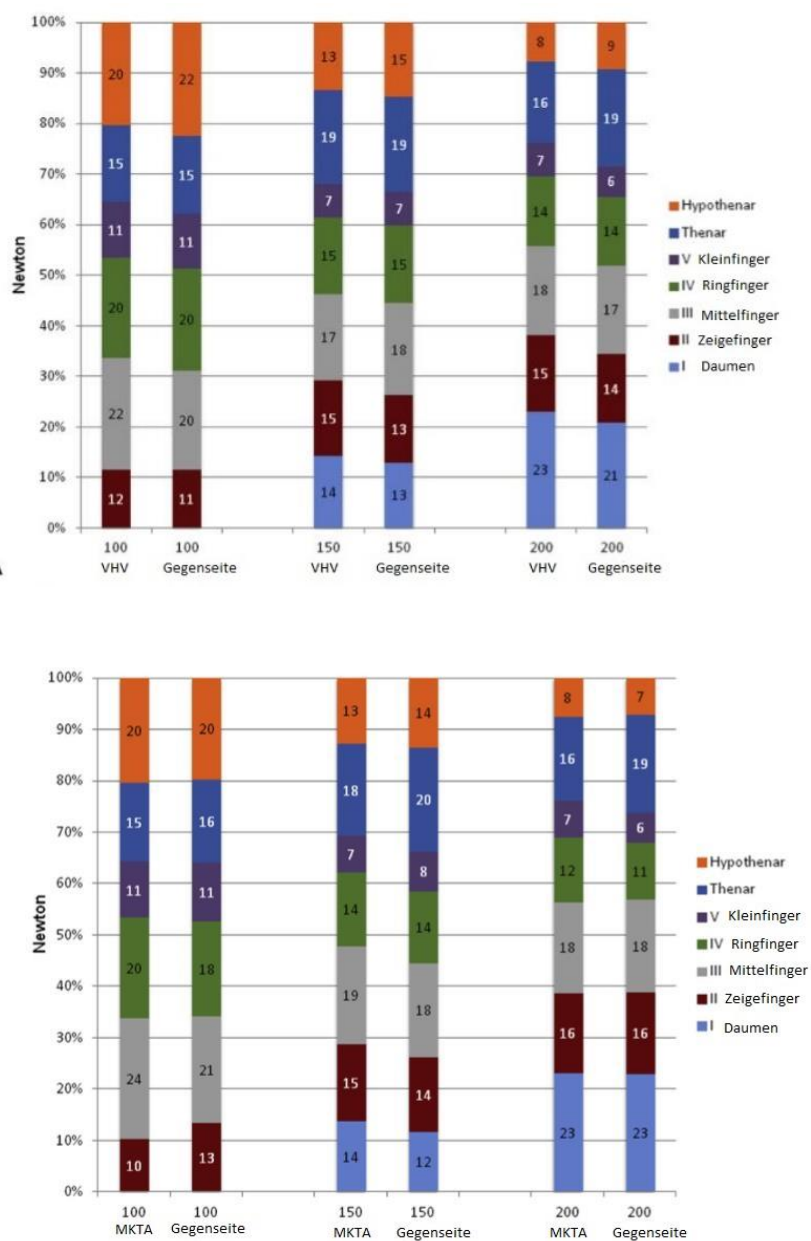


Abb. 25: Kraftverteilung innerhalb der Hand nach Vollversteifung (oben) bzw. Teilversteifung (unten). Es wird der prozentuale Anteil der 7 anatomischen Areale dargestellt, jeweils im Vergleich zur gesunden, nicht-operierten Gegenseite

3.2 Ergebnisse der Fingergruppe

3.2.1 DIP-Arthrodesen

3.2.1.1 Klinische und radiologische Ergebnisse

Die Gruppe der Patienten mit Versteifung eines **Endgelenkes (DIP)** bestand aus 10 Personen, der Nachuntersuchungszeitraum (NUS) betrug durchschnittlich 52,1 Monate (20-120 Monate).

Zweimal war das Zeigefingerendgelenk versteift, achtmal das Mittelfingerendgelenk. Sechsmal war die dominante, viermal die nicht-dominante Seite betroffen.

Tab. 7: Daten Patienten mit DIP-Arthrodese

Pat. Nr.	Geschlecht	NUS	Alter bei NUS	Finger	dominante Seite betroffen	Schmerzen VAS Ruhe / Belastung	Versteifungswinkel in °	DASH postop.	Verkürzung in mm
1	W	48	48	II	Ja	1 / 1	4°	54	6
2	W	23	33	II	Nein	3 / 3	0°	46	8
3	W	27	56	III	Ja	0 / 0	4°	25	4
4	W	36	56	III	Ja	0 / 0	0°	39	5
5	M	62	64	III	Ja	0 / 1	21°	24	5
6	M	20	35	III	Ja	0 / 2	5°	26	2
7	M	77	52	III	Ja	5 / 8	7°	35	2
8	M	120	43	III	Nein	2 / 2	6°	43	6
9	W	71	50	III	Nein	3 / 3	0°	41	6
10	M	37	58	III	Nein	0 / 0	16°	31	10
Ø	5 w 5 m	52,1	50 Jahre	2x II, 8x III		1,4 / 2	6,3°	36	5,4

Der radiologisch gemessene Versteifungswinkel der Endgelenke betrug im Durchschnitt 6,3° (0-21°). Schmerzen wurden anhand der visuellen Analogskala (VAS) mit durchschnittlich 1,4 in Ruhe (0-5) und 2 (0-8) bei Belastung beziffert. Der DASH-Wert lag bei 36 Punkten (25-54).

Im Vergleich zum entsprechenden Finger der Gegenseite betrug die Fingerverkürzung, gemessen in der Scanner-Aufnahme von der Grundgliedbeugefurche bis zur

Fingerspitze, im Schnitt 5 mm (2 – 10 mm). Bei den zwei versteiften Zeigefingerendgelenken betrug die Verkürzung im Mittel 7 mm (6 – 8 mm), bei den acht DIP-Arthrodesen der Mittelfinger 5 mm (2 – 10 mm). Die Daten der einzelnen Patienten sind in Tab. 7 dargestellt.

Bei 5 Patienten war bis zum Untersuchungszeitpunkt lediglich der axiale Kirschner-Draht, bei den übrigen fünf Patienten axialer K-Draht und Drahtnaht entfernt worden.

3.2.1.2 Ergebnisse der Manographie

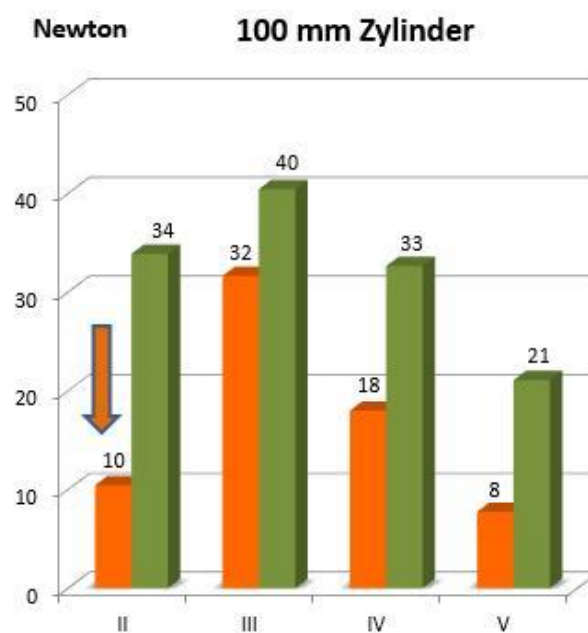
In der Gruppe der **Endgelenksversteifungen** betrug die durchschnittliche Handkraft gegenüber der gesunden Gegenseite 93% beim kleinen, 98% beim mittleren und 96% beim großen Zylinder (siehe Tab. 8). Wenngleich die Gesamtkraft, gemessen mit dem kleinen Zylinder, größer war als beim mittleren und großen Zylinder, war die Kraftminderung nach Endgelenksarthrodese im Vergleich zur Gegenseite beim kleinen Zylinder am größten. Die statistische Auswertung zeigte im Wilcoxon-Test hinsichtlich der Gesamtkraft keinen signifikanten Unterschied zwischen der betroffenen und der gesunden Hand (kleiner Zylinder $p=0,241$ / mittlerer Zylinder $p=0,721$ / großer Zylinder $p=0,203$).

Schmerzen oder auch der Arthrodesenwinkel ließen beim Einzelnen keinen Einfluss auf die Gesamtkraft oder die Kraftverteilung der betreffenden Hand erkennen.

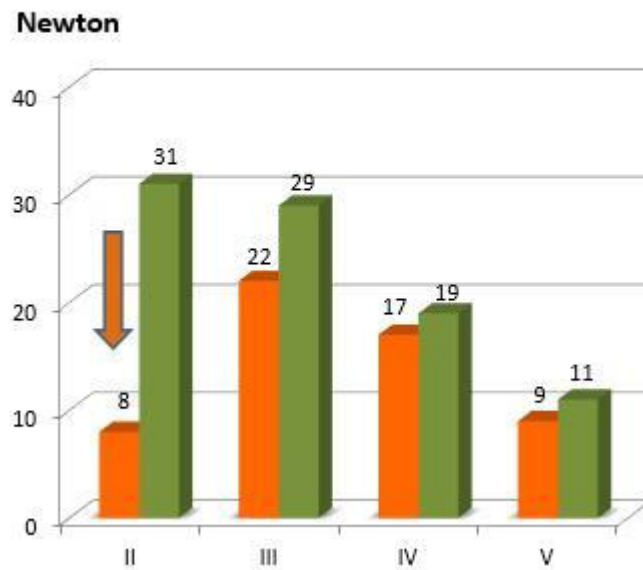
Tab. 8: Patienten mit **DIP**-Arthrodesen; * Kraft in Newton und in % zur Gegenseite

Pat. Nr.	Finger	Gesamtkraft 100mm * N / %	Gesamtkraft 150mm * N / %	Gesamtkraft 200mm * N / %
1	II	132 / 99	120 / 72	148 / 87
2	II	117 / 38	91 / 53	74 / 48
3	III	309 / 124	222/109	233/151
4	III	181 / 91	174 / 103	184 /126
5	III	464/ 95	499 / 95	377 / 79
6	III	174 / 126	190 / 122	136 / 90
7	III	505 / 76	569 / 90	390 / 82
8	III	407 / 94	412 / 103	265 / 89
9	III	331 / 106	261 / 127	187 / 121
10	III	305 / 82	307 / 101	249 / 85
∅		293 / 93	285 / 98	224 / 96

Die beiden Patienten mit Versteifung des **Zeigefingerendgelenkes** (DIP II) sparten den Zeigefingerstrahl beim Greifen deutlich aus. Beim Vergleich der Kraftwerte in Newton war je nach Zylindergröße die **Kraft des Zeigefingers** am kleinen Zylinder um 71% im Vergleich zur Gegenseite reduziert, am mittleren Zylinder um 74% und am großen Zylinder um 64%. Aber auch die übrigen Finger zeigten eine verminderte Fingerkraft im Vergleich zur gesunden Gegenseite (Abb. 26). Hieraus resultierte bei diesen beiden Patienten eine relativ schwache Gesamtkraft mit 69%, 63% bzw. 68% der Gegenseite (siehe auch Abb. 27).



150 mm Zylinder



200 mm Zylinder

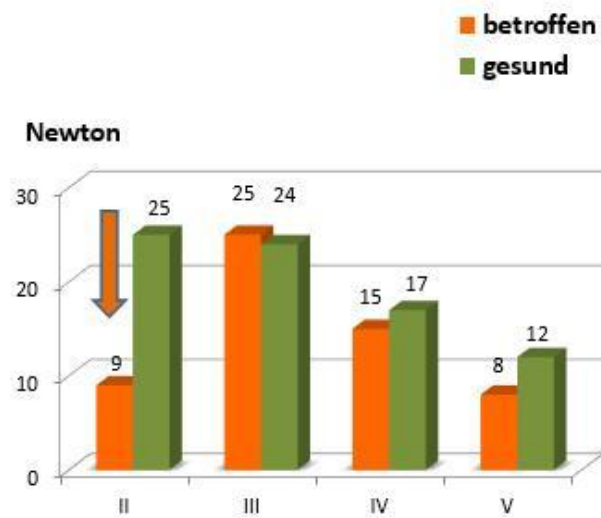


Abb. 26: Fingerkraftwerte nach Endgelenksarthrodese des **Zeigefingers** (n=2) in Newton. Der orange Pfeil weist auf den betroffenen Finger hin.

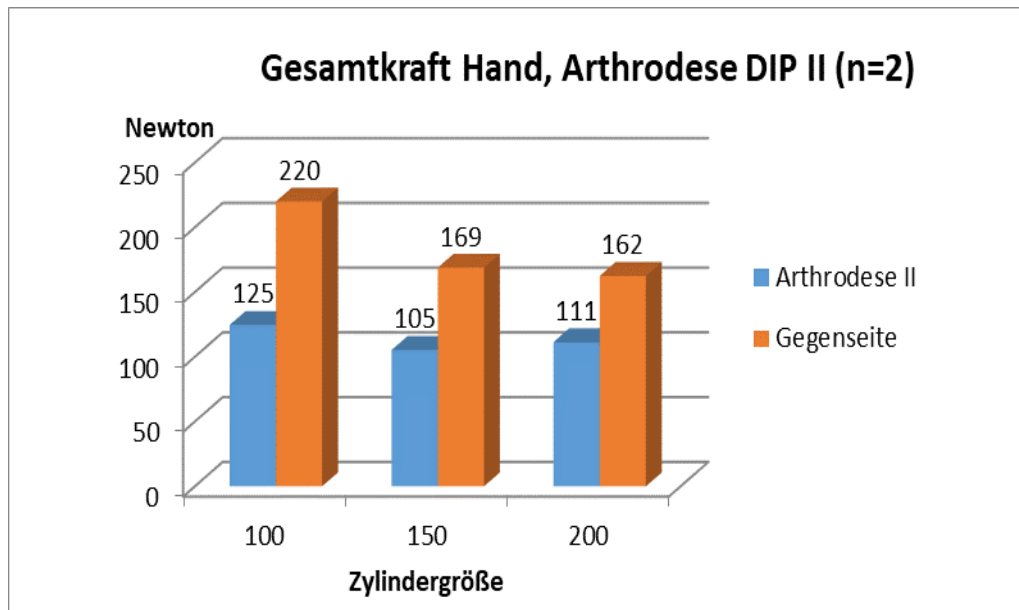
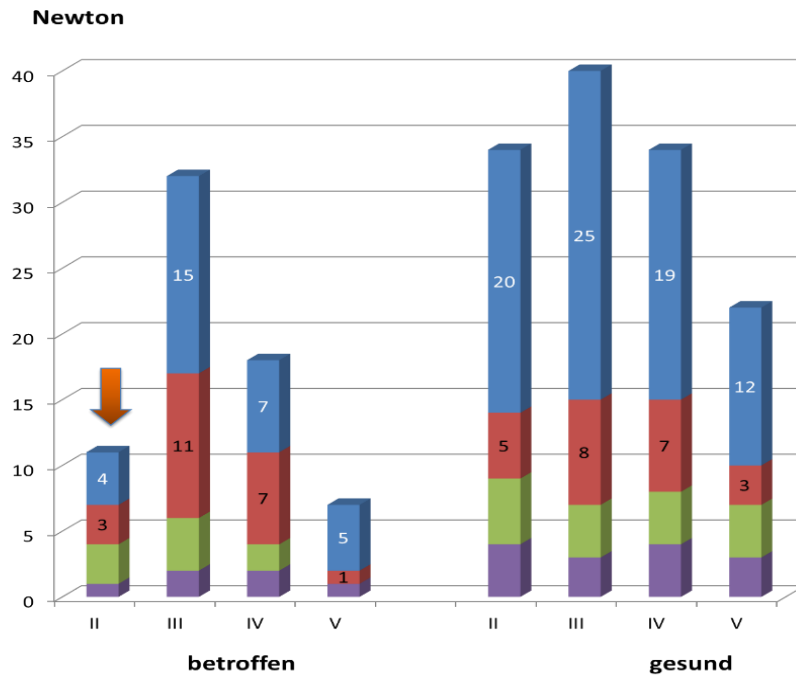


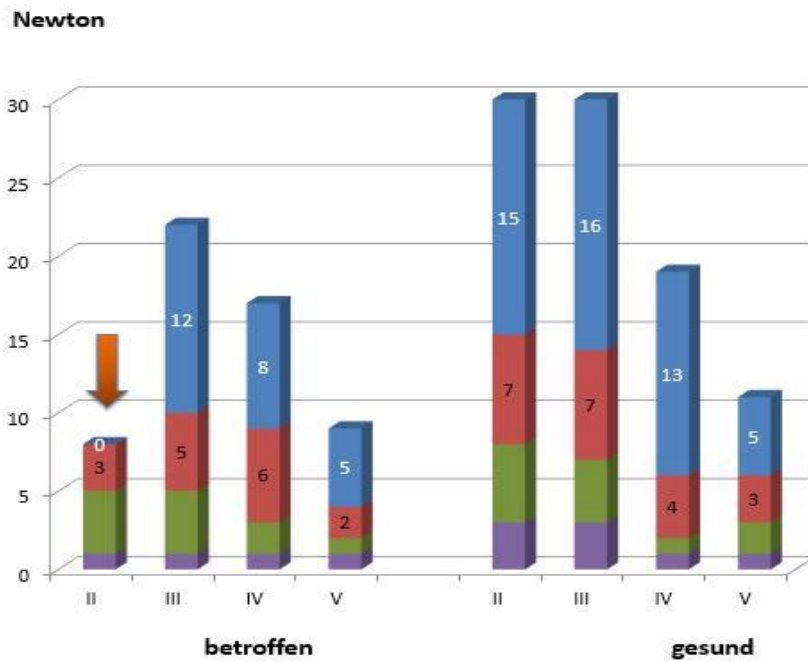
Abb. 27: durchschnittliche Gesamtkraft der Hand im Vergleich zur gesunden Gegenseite in Newton bei DIP-Arthrodesen des **Zeigefingers**

Bezüglich des Kraftverteilungsmusters an den einzelnen Fingergliedern fand sich an den **Zeigefingern** im Vergleich zur gesunden Gegenseite ein völlig verändertes Muster, insbesondere wurde kaum Kraft über das Endglied übertragen. An den übrigen Fingern der betroffenen Hand verteilte sich die Kraftminderung homogen auf alle Fingerglieder (Abb. 28).

100 mm Zylinder



150 mm Zylinder



200 mm Zylinder

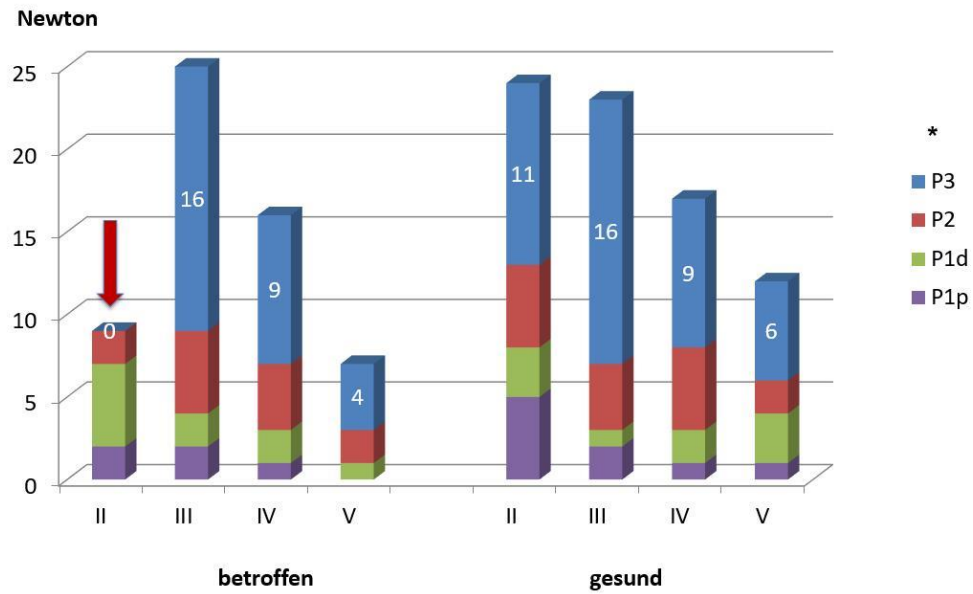


Abb. 28: Kraftverteilung der Fingerglieder nach Endgelenksarthrodese des **Zeigefingers** (n=2) in Newton; links betroffen – rechts gesund (* P1p=proximale Grundphalanx, P1d=distale Grundphalanx, P2=mittlere Phalanx, P3=Endphalanx. Der rote Pfeil weist auf den betroffenen Finger hin)

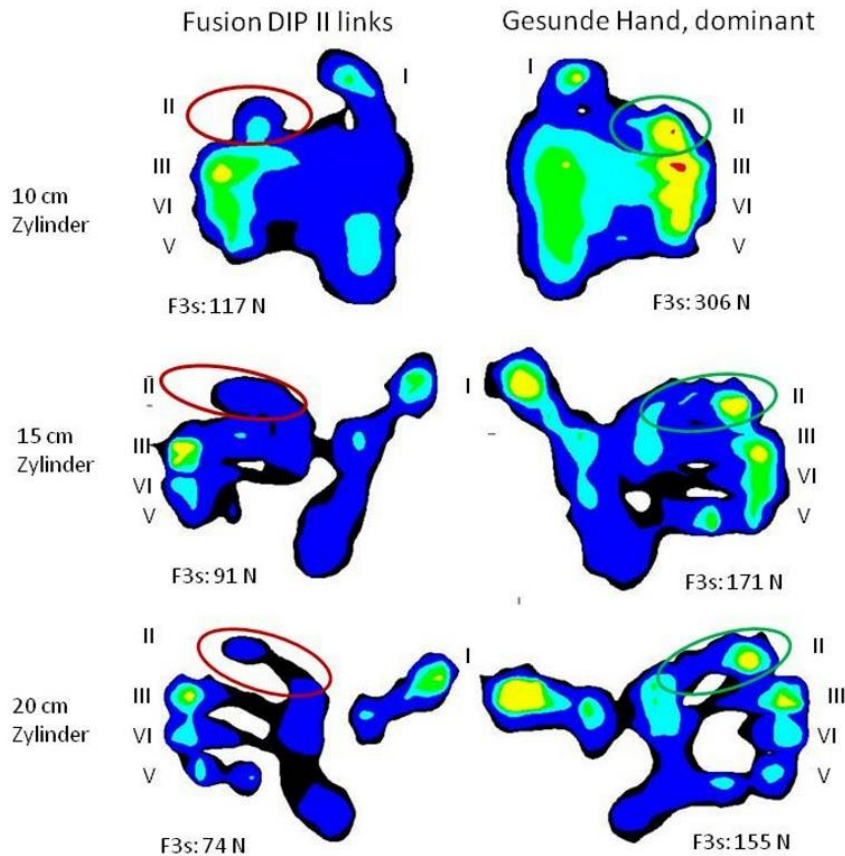


Abb. 29: Beispiel Manographie-Handabdrücke einer Patientin nach Arthrodesese des **Zeigefinger**endgelenkes in 0°-Stellung (nicht-dominante Hand). Der betroffene Zeigefinger (rot eingekreist) wird weitgehend ausgespart, die Gegenseite zeigt eine physiologische Belastung des Zeigefingers (grün eingekreist).

Bei den **DIP**-Versteifungen des **Mittelfingers** betrug die durchschnittliche Gesamtkraft der Hand gegenüber der (gesunden) Gegenseite 99% am kleinen Zylinder, 106% am mittleren und 103% am großen Zylinder (siehe auch Abb. 30).

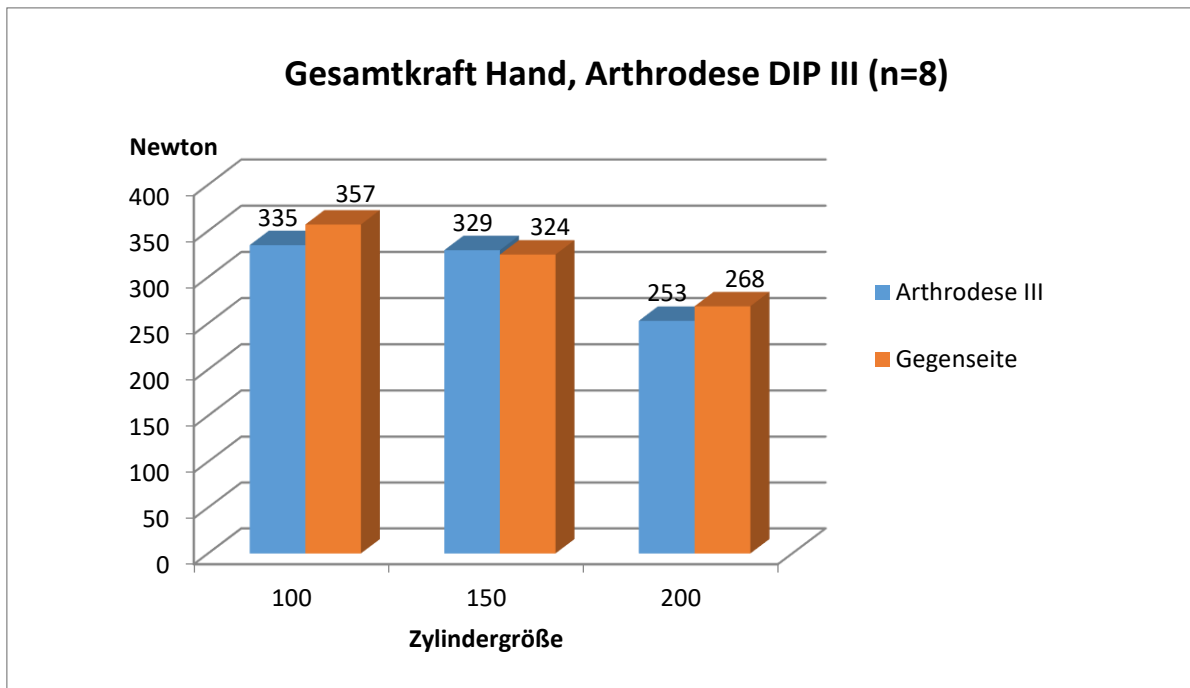


Abb. 30: durchschnittliche Gesamtkraft der Hand im Vergleich zur gesunden Gegenseite in Newton bei DIP-Arthrodesen des **Mittelfingers**.

Von acht Patienten, bei denen der Mittelfinger betroffen war, zeigten fünf eine pathologische Verteilung innerhalb des betroffenen Strahls mit auffälligen lokalen Belastungsspitzen im versteiften Endgelenksbereich bei sichtbar verkürztem Fingerstrahl. Sechs dieser acht Patienten erreichten mit der betroffenen Hand trotzdem eine größere Gesamtkraft als auf der Gegenseite beim mittleren Zylinder (s.o. Tab. 7 und 8), wobei hier bei drei Patienten die nicht-dominante Hand betroffen war.

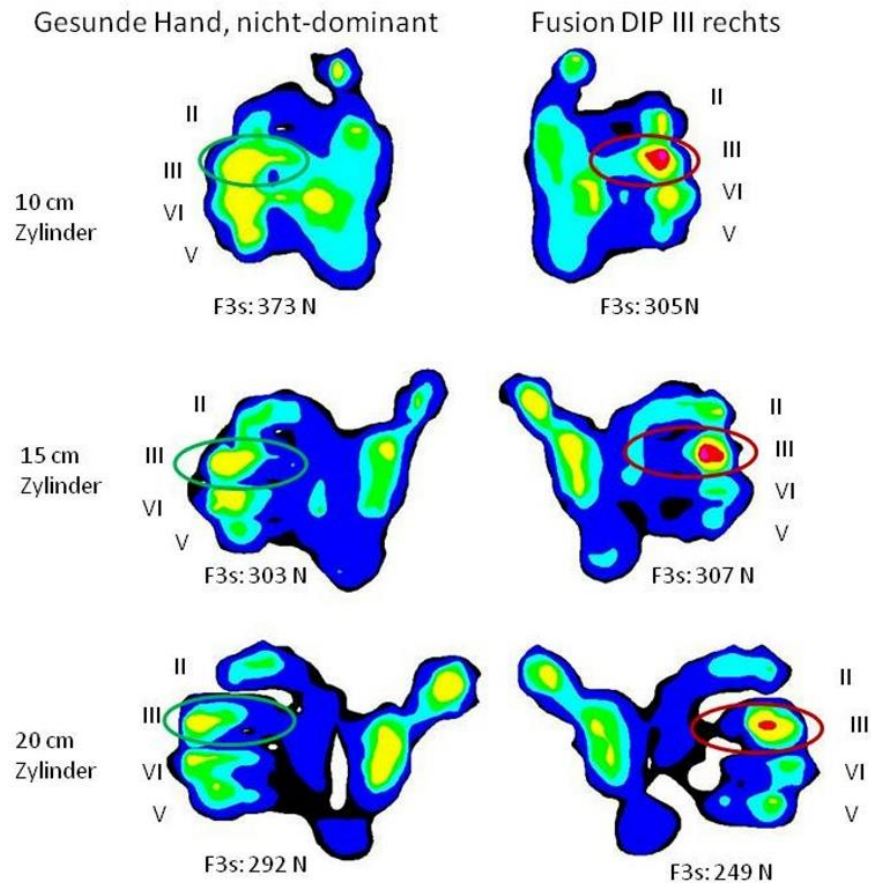
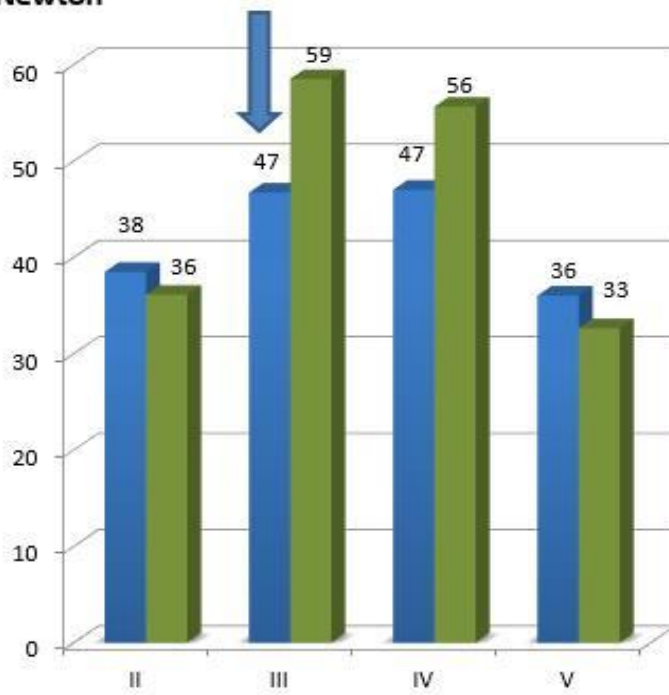


Abb. 31: Beispiel Manographie-Handabdruck eines Patienten nach Arthrodeese des **Mittelfinger**endgelenkes in 0°-Stellung (dominante Hand). Der betroffene Finger (rot eingekreist) ist etwas verkürzt, es zeigt sich eine lokale Druckspitze über dem fusionierten Endgelenk bei jeder Zylindergröße. Die Gegenseite zeigt eine physiologische Belastung des Mittelfingers (grün eingekreist).

Hinsichtlich der Fingerkräfte waren der betroffene Strahl und der benachbarte Ringfinger im Vergleich zur Gegenseite schwächer. Dagegen wurde über den Zeige- und Kleinfinger mehr oder zumindest gleich viel Kraft im Vergleich zur Gegenseite übertragen (Abb. 32).

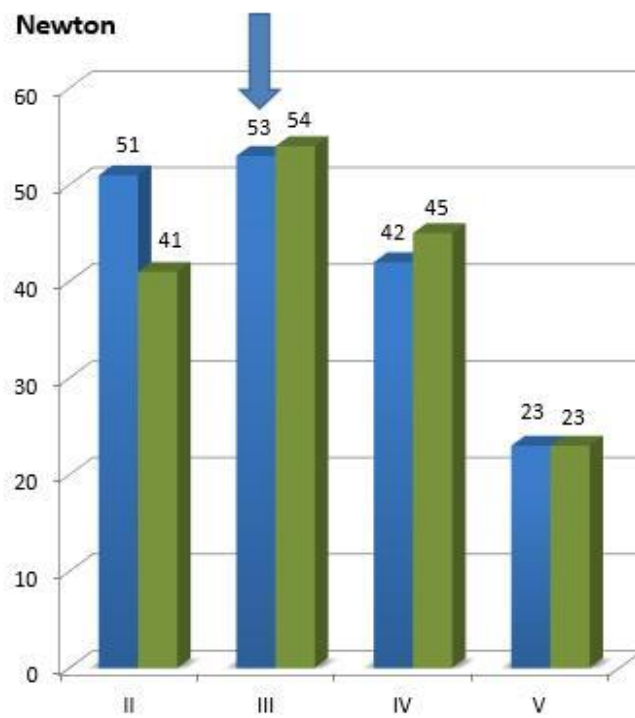
100 mm Zylinder

Newton



150 mm Zylinder

Newton



200 mm Zylinder

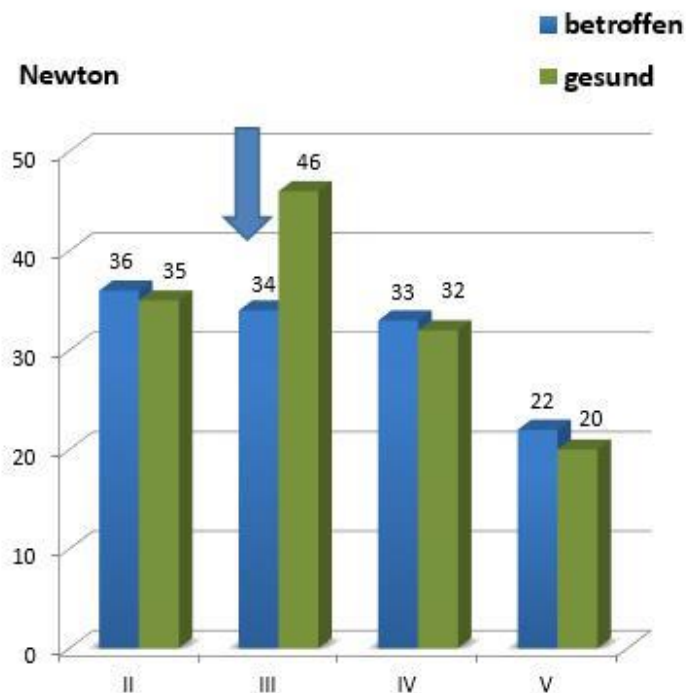
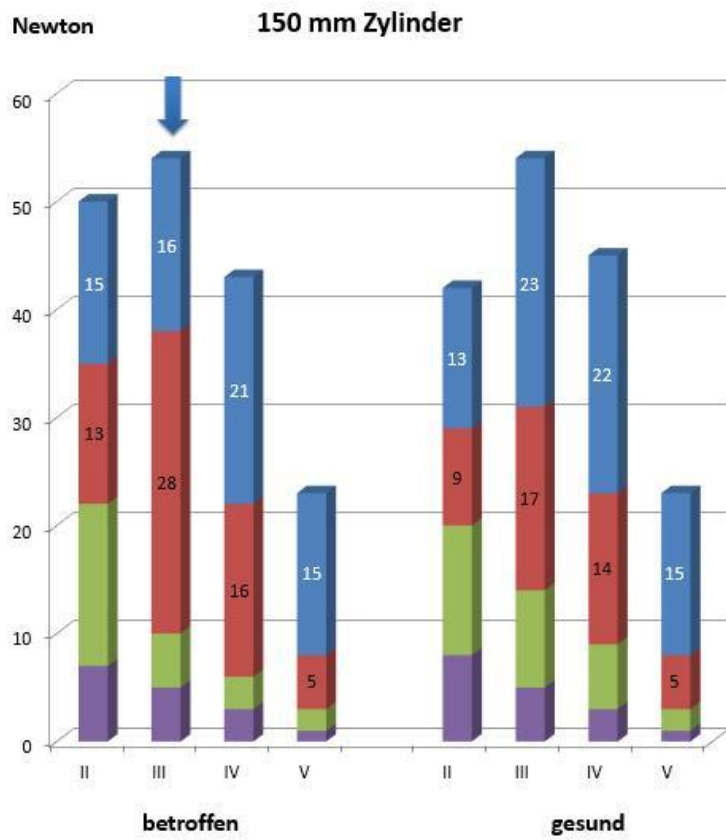
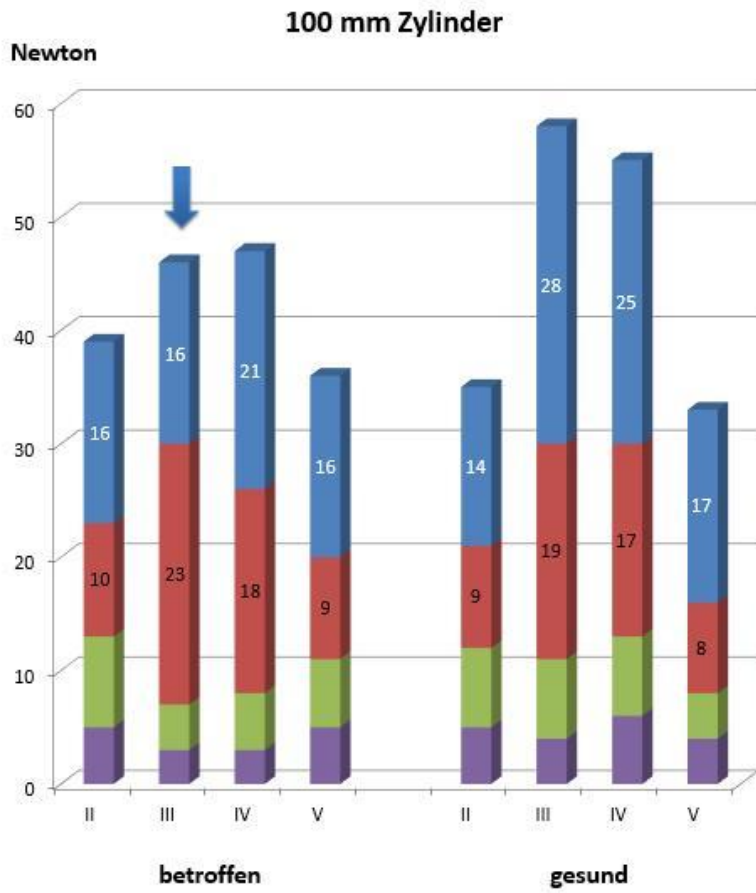


Abb. 32: Fingerkraftwerte nach Endgelenksarthrodese des **Mittelfingers** (n=8) in Newton. Der blaue Pfeil weist auf den betroffenen Finger hin.

Nach **Mittelfingerendgelenksarthrodese** (DIP III) wurde am 3. Strahl im Vergleich zur Gegenseite durch die lokale Druckspitze über dem fusionierten Endgelenk weniger Kraft über das Endglied, aber mehr Kraft über das Mittelglied übertragen. Ansonsten war das Verteilungsmuster von Grund- und Mittelglied des Mittelfingers und auch der übrigen Finger vergleichbar mit der Gegenseite (Abb. 33).



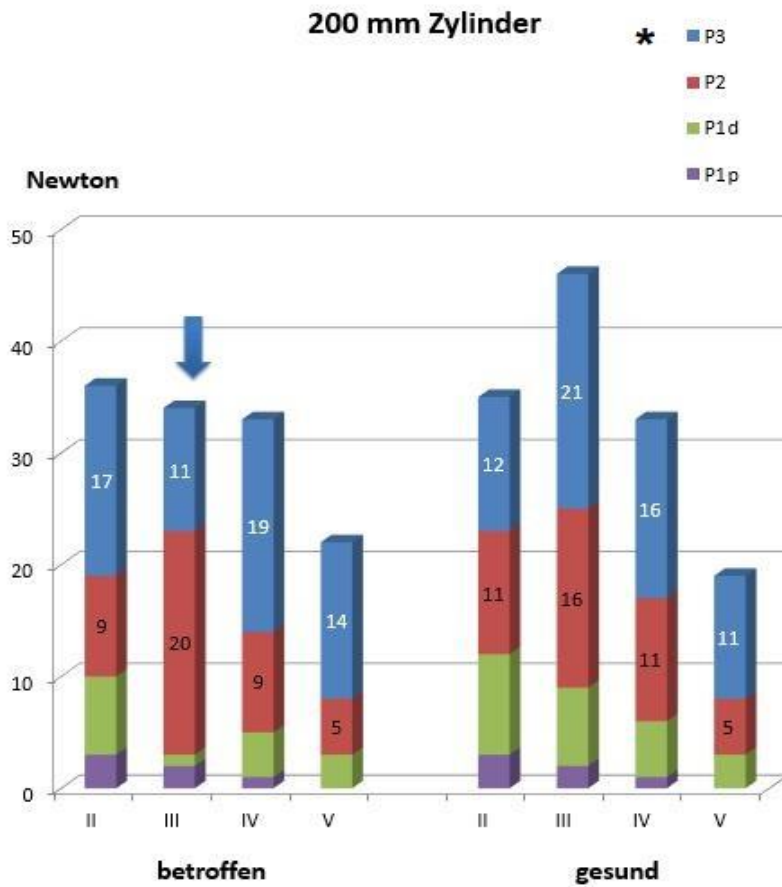


Abb. 33: Kraftverteilung der Fingerglieder nach Endgelenksarthrodese des Mittelfingers (n=8) in Newton; links betroffen – rechts gesund (* P1p=proximale Grundphalanx, P1d=distale Grundphalanx, P2=mittlere Phalanx, P3=Endphalanx. Der blaue Pfeil weist auf den betroffenen Finger hin.)

3.2.2 PIP-Arthrodesen

3.2.2.1 Klinische und radiologische Ergebnisse

In der Gruppe der 10 Patienten mit **Versteifung eines Mittelgelenkes (PIP)** betrug der Nachuntersuchungszeitraum (NUS) durchschnittlich 58,6 Monate (17-121 Monate).

Viermal war der Zeigefinger im Mittelgelenk versteift (zweimal war die dominante Seite betroffen), viermal der Mittelfinger (die dominante Seite war einmal betroffen) und zweimal der Ringfinger (dominante Seite einmal betroffen).

Tab. 9: Daten Patienten mit **PIP**-Arthrodesen

Pat. Nr.	Geschlecht	NUS	Alter bei NUS	Finger	dominante Seite betroffen	Schmerzen VAS Ruhe / Belastung	Versteifungswinkel in °	DASH postop	Fingerverkürzung in mm
1	M	28	40	II	ja	0 / 0	38°	24	17
2	M	91	61	II	ja	0 / 3	35°	38	9
3	M	17	22	II	nein	0 / 1	30°	32	10
4	M	32	41	II	nein	3 / 7	38°	48	10
5	M	121	53	III	ja	2 / 3	46°	52	7
6	W	67	37	III	nein	0 / 0	40°	32	10
7	M	85	41	III	nein	0 / 0	52°	24	13
8	M	60	35	III	nein	0 / 2	23°	33	27
9	M	61	33	IV	ja	1 / 2	70°	32	15
10	W	24	47	IV	nein	0 / 0	45°	37	10
Ø	2W 8M	58,6	41 Jahre	4 x II, 4 x III, 2 x IV.		0,6 / 1,8	42°	35	12,8

Schmerzen wurden auf der visuellen Analogskala (VAS) in Ruhe mit 0,6 (0-3) angegeben, bei Belastung mit 1,8 (0-7). Der postoperative DASH-Wert lag im Durchschnitt bei 35 (24-52).

Der durchschnittliche Arthrodesenwinkel der Mittelgelenke betrug bei allen Patienten dieser Gruppe im seitlichen Röntgenbild 42° (25-69°), bei den vier Zeigefingern 31°

(30-32°), den vier Mittelfingern 41° (25-53°) und den beiden Ringfingern 57° (45 und 69°).

Die Verkürzung der Finger betrug im Seitenvergleich durchschnittlich 13 mm (7 – 27 mm); an den vier Zeigefingern 11,5 mm (9 – 17 mm), an den vier Mittelfingern 14 mm (7 – 27 mm) und an den Ringfingern 12,5 mm (10 und 15 mm). Die Daten der einzelnen Patienten zeigt Tab. 9.

Zum Untersuchungszeitpunkt war bei vier der 10 Patienten die komplette Metallentfernung, bei einem Patienten lediglich die Entfernung der Kirschner-Drähte durchgeführt worden. Bei den übrigen sechs Patienten lag das eingebrachte Material reizlos ein.

3.2.2.2 Ergebnisse der Manographie

Bei den **Mittelgelenksversteifungen** betrug die durchschnittliche Handkraft gegenüber der gesunden Gegenseite 74% beim kleinen, 104% beim mittleren Zylinder und 110% beim großen Zylinder (Tab. 10).

Tab. 10: Patienten mit **PIP**-Arthrodesen; * Kraft in Newton und % zur Gegenseite

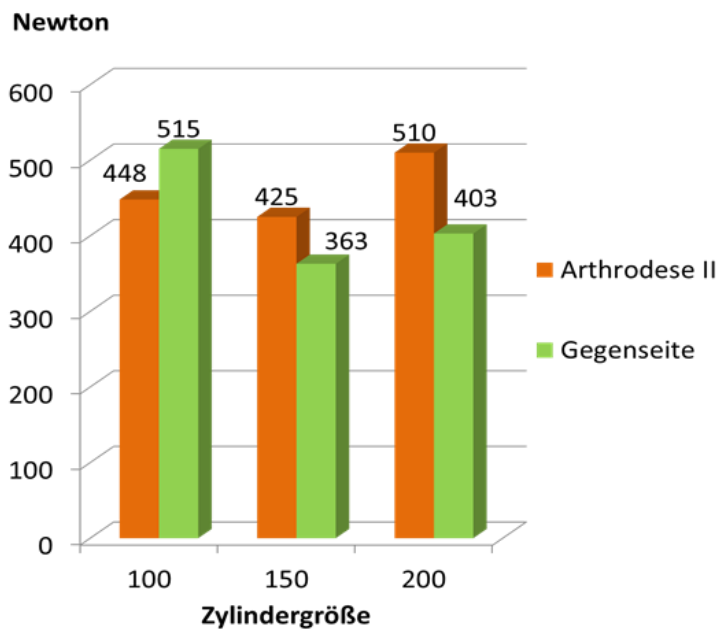
Pat. Nr.	Finger	Gesamtkraft 100mm * N / %	Gesamtkraft 150mm * N / %	Gesamtkraft 200mm * N / %
1	II	484 / 77	551 / 119	633 / 111
2	II	232 / 54	197 / 75	216 / 79
3	II	382 / 136	436 / 180	472 / 240
4	II	695 / 96	515 / 106	720 / 126
5	III	602 / 71	742 / 97	638 / 101
6	III	146 / 38	241 / 68	227 / 69
7	III	431 / 55	715 / 107	525 / 122
8	III	414 / 60	510 / 78	400 / 71
9	IV	515 / 86	403 / 85	502 / 104
10	IV	148 / 66	145 / 125	119 / 77
∅		405 / 74	446 / 104	445 / 110

Im Detail ergab sich für die Mittelgelenksversteifungen der **Zeigefinger** (n= 4) auf der betroffenen Seite eine Minderung der Gesamtkraft auf 91% der gesunden Gegenseite beim kleinen Zylinder, am mittleren Zylinder wurde die Kraft auf 120% der gesunden Gegenseite gesteigert, am großen Zylinder sogar auf 139%.

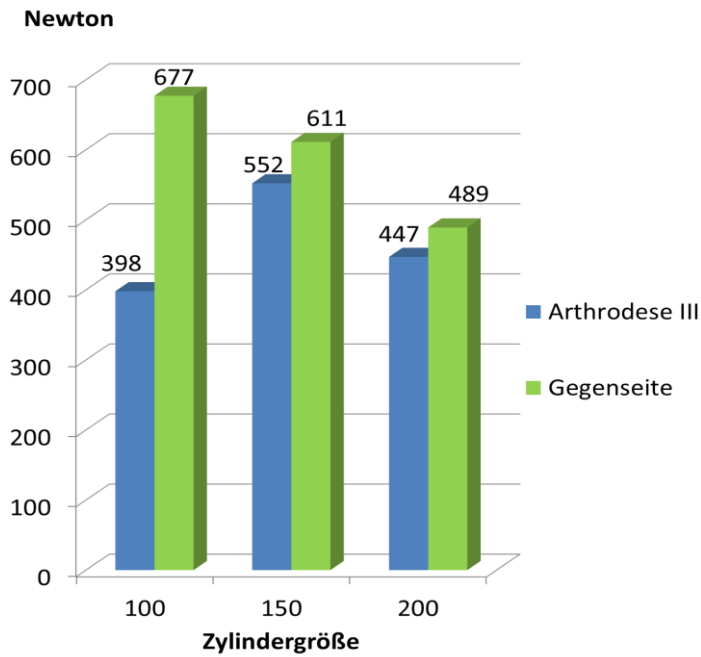
Bei den Mittelgelenksversteifungen der **Mittelfinger** (n=4) wurden im Durchschnitt beim kleinsten Zylinder 56% der Handkraft der Gegenseite erreicht, beim mittleren 88% und beim großen Zylinder 91% der gesunden Gegenseite.

Die durchschnittliche Handkraft betrug bei den versteiften Mittelgelenken der **Ringfinger** (n=2) am kleinen Zylinder 76% der Gegenseite, am großen Zylinder 91%. Beim mittleren Zylinder konnte eine Steigerung auf 105% im Vergleich zur Gegenseite verzeichnet werden (Abb. 34).

Gesamtkraft Hand bei Arthrodese PIP II (n=4)



Gesamtkraft Hand bei Arthrodese PIP III (n=4)



Gesamtkraft Hand bei Arthrodese PIP IV (n=2)

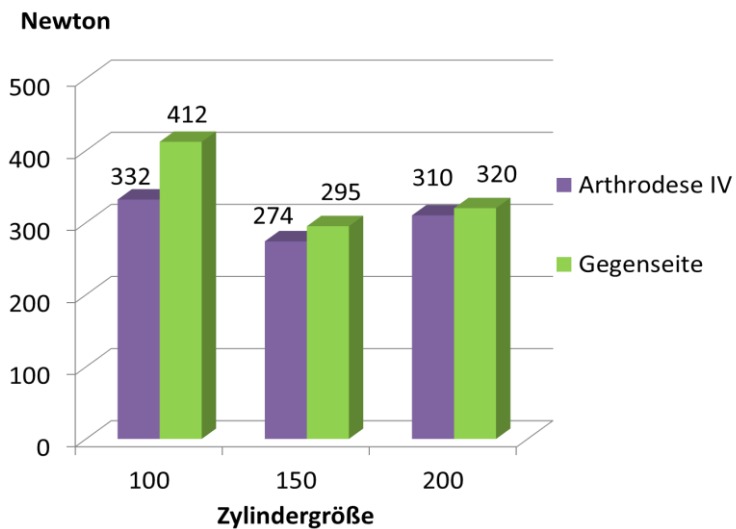
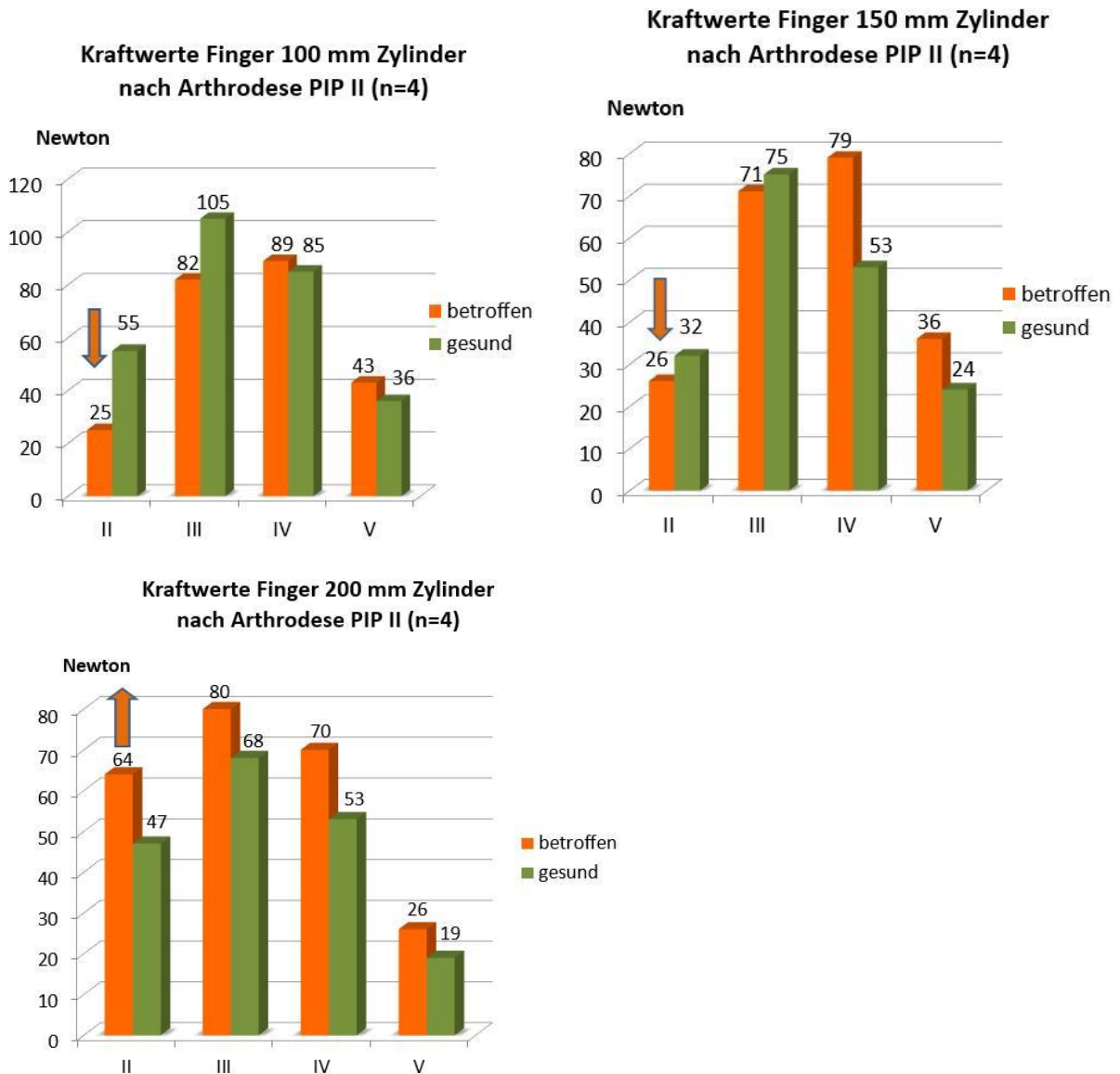
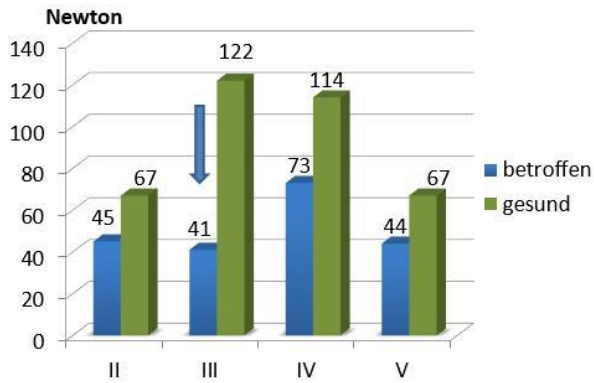


Abb. 34: durchschnittliche Gesamtkraft der Hand im Vergleich zur gesunden Gegenseite in Newton bei PIP-Arthrodese des Zeige-, Mittel- und Ringfingers

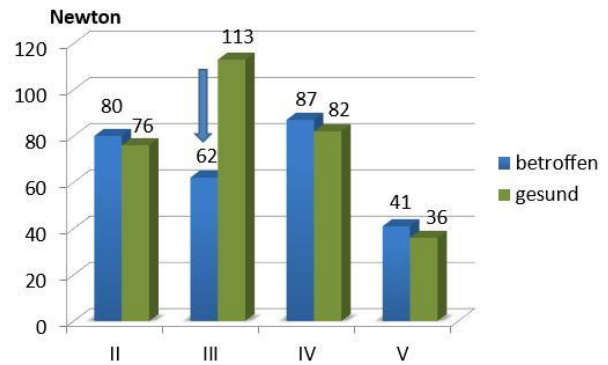
Die Fingerkraft des betroffenen Strahls war immer deutlich reduziert, lediglich am größten Zylinder waren die versteiften Zeigefinger kräftiger als auf der Gegenseite (Abb. 35).



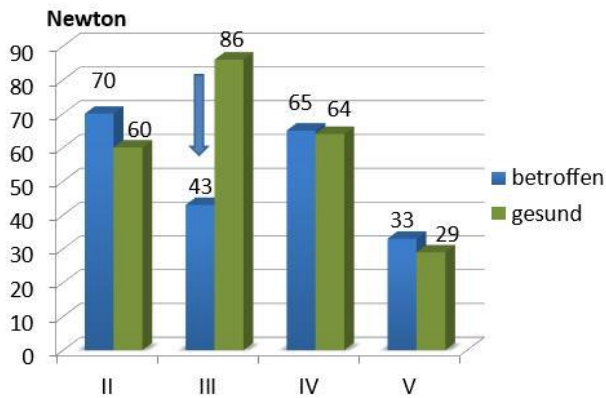
**Kraftwerte Finger 100 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP III (n=4)**



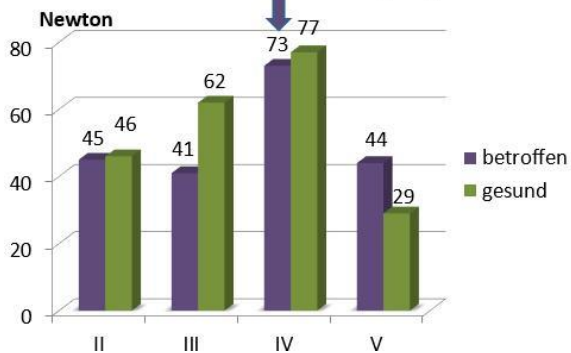
**Kraftwerte Finger 150 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP III (n=4)**



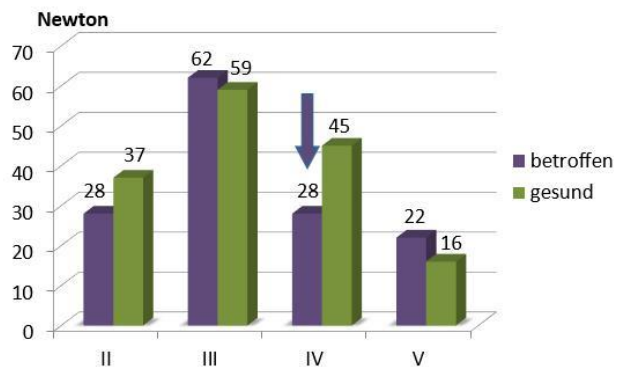
**Kraftwerte Finger 200 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP III (n=4)**



**Kraftwerte Finger 100 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP IV (n=2)**



**Kraftwerte Finger 150 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP IV (n=2)**



**Kraftwerte Finger 200 mm Zylinder
nach Arthrodese PIP IV (n=2)**

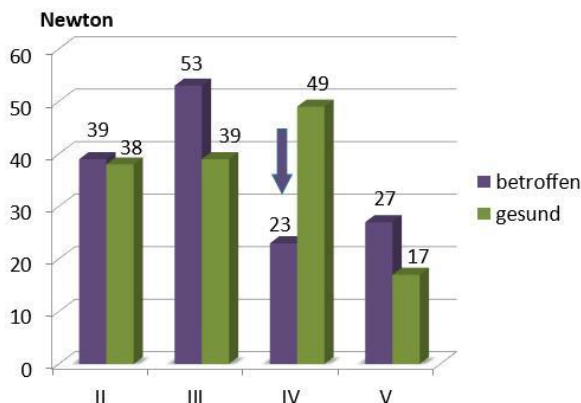


Abb. 35: Fingerkraftwerte nach Mittelgelenksarthrodese von **Zeige-, Mittel- bzw. Ringfinger** in Newton. Die Pfeile weisen auf den jeweils betroffenen Finger hin.

Auch in dieser Gruppe zeigten sich beim Zylindergriff pathologische Kraftverteilungsmuster. So fand sich in den Druckbildern an allen Zylindern bei allen Patienten mit **Mittelgelenksversteifung** eine deutliche Minderbelastung bzw. Aussparung des betroffenen Strahls. Der betroffene Finger wurde je nach Zylindergröße im versteiften Mittelgelenksbereich ausgespart und zeigte dafür teilweise eine Druckspitze distal davon. Aber auch eine Betonung des proximal der Versteifung liegenden Grundgliedes konnte beobachtet werden. Die Kraft des betroffenen Fingers war fast immer geringer als die des entsprechenden Fingers der gesunden Gegenseite. Lediglich bei den Zeigefingerversteifungen war der betroffene Finger beim großen Zylinder kräftiger als auf der gesunden Gegenseite, zusätzlich waren auch die übrigen Finger der betroffenen Hand durchweg kräftiger als die Finger der Gegenseite.

Dieser bei fast allen betroffenen Fingern zu beobachtende Kraftverlust durch die Versteifung des Mittelgelenkes wurde durch eine auch im Seitenvergleich gesteigerte Kraft der übrigen Finger teilweise kompensiert. So erreichten beim mittleren Zylinder fünf von 10 Patienten eine größere Hand-Gesamtkraft als auf der gesunden Gegenseite und beim großen Zylinder sechs von 10. Die Handdominanz spielte hierbei keine wesentliche Rolle.

Im Einzelnen zeigte sich bei den PIP-Arthrodese der **Zeigefinger** (n=4) eine im Seitenvergleich gesteigerte Kraft von Ring- und Kleinfinger am kleinen und mittleren Zylinder, der benachbarte Mittelfinger war an diesen beiden Zylindern im Seitenvergleich

in der Kraft gemindert. Am großen Zylinder waren alle Finger der betroffenen Hand kräftiger als auf der gesunden Gegenseite.

Anders verhielt es sich bei den PIP-Versteifungen der **Mittelfinger** (n=4): hier war der betroffene Finger an allen drei Zylindergrößen im Seitenvergleich deutlich schwächer. Am kleinen Zylinder waren auch die übrigen Finger allesamt schwächer als auf der Gegenseite. Hingegen waren die übrigen Finger der betroffenen Hand (Zeige-, Ring- und Kleinfinger) am mittleren und großen Zylinder kräftiger als auf der gesunden Gegenseite.

Bei den versteiften PIP-Gelenken der **Ringfinger** (n=2) war ebenfalls der betroffene Finger an allen drei Zylindern schwächer als auf der gesunden Seite. Ähnlich wie schon bei den Zeige- und Mittelfinger-Versteifungen war auch hier am großen Zylinder eine gesteigerte Kraft der übrigen Finger der betroffenen Hand zu verzeichnen. Ein Unterschied zeigte sich am kleinen Zylinder, hier waren sowohl der Zeige- als auch der Mittelfinger der betroffenen Hand im Gegensatz zur gesunden Seite schwächer, der Kleinfinger allerdings kräftiger als auf der Gegenseite. Am mittleren Zylinder waren die der Versteifung benachbarten Finger, also der Mittel- und der Kleinfinger stärker als auf der nicht-betroffenen Seite.

Zusammengefasst ist die Fingerkraft des betroffenen Fingers fast immer reduziert, kann aber vor allem beim großen und mittleren Zylinder durch eine gesteigerte Kraft der anderen Finger zum Teil kompensiert werden. Am großen Zylinder sind sogar alle übrigen Finger der betroffenen Seite kräftiger als auf der gesunden Seite.

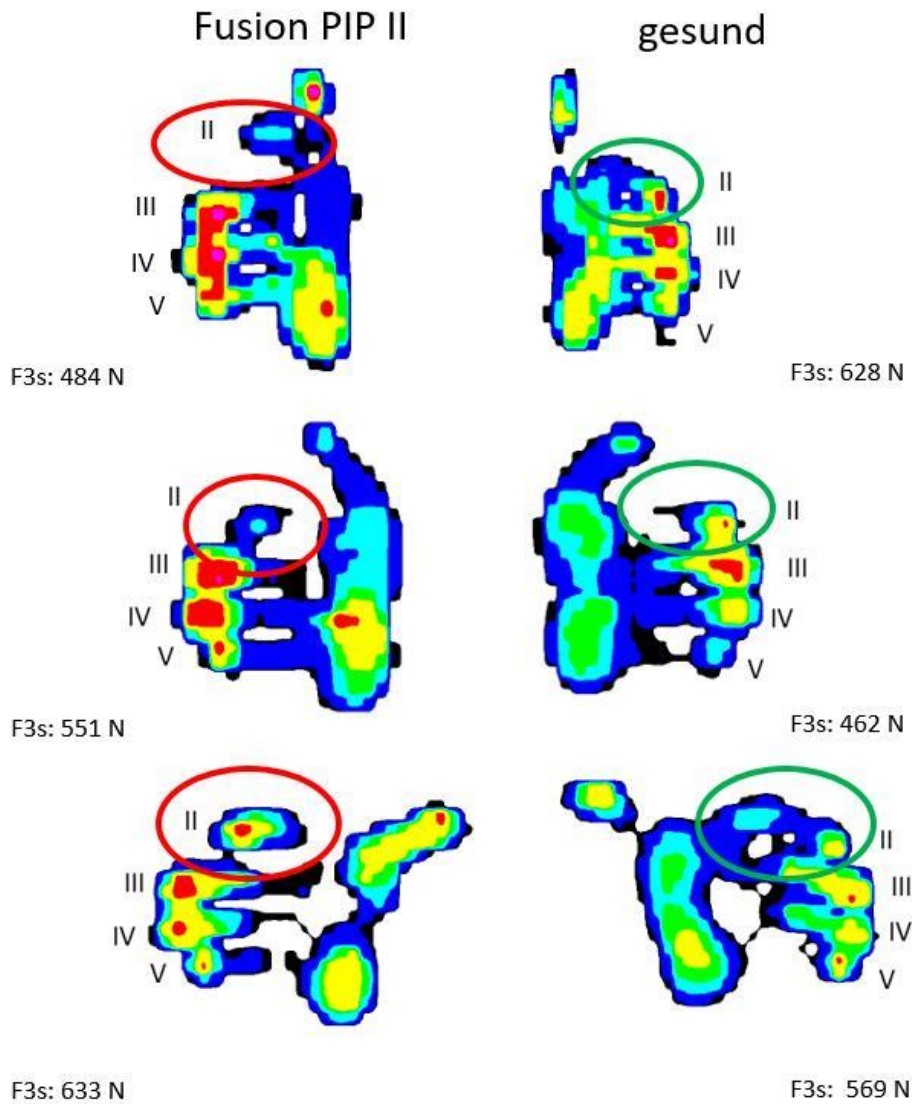


Abb. 36: Manographie-Handabdruck am Beispiel eines Patienten nach Arthrodese des **Zeigefinger**mitelgelenkes in 38° Flexionsstellung (dominante Hand). Der betroffene Finger (rot eingekreist) ist leicht verkürzt, es zeigt sich vor allem am mittleren und großen Zylinder eine gesteigerte Gesamtkraft der betroffenen Hand. Auch der betroffene Zeigefinger zeigt eine verstärkte Druckbelastung (=Kraft) als der Zeigefinger der Gegenseite. Dieser weist eine physiologische Belastung auf (grün eingekreist).

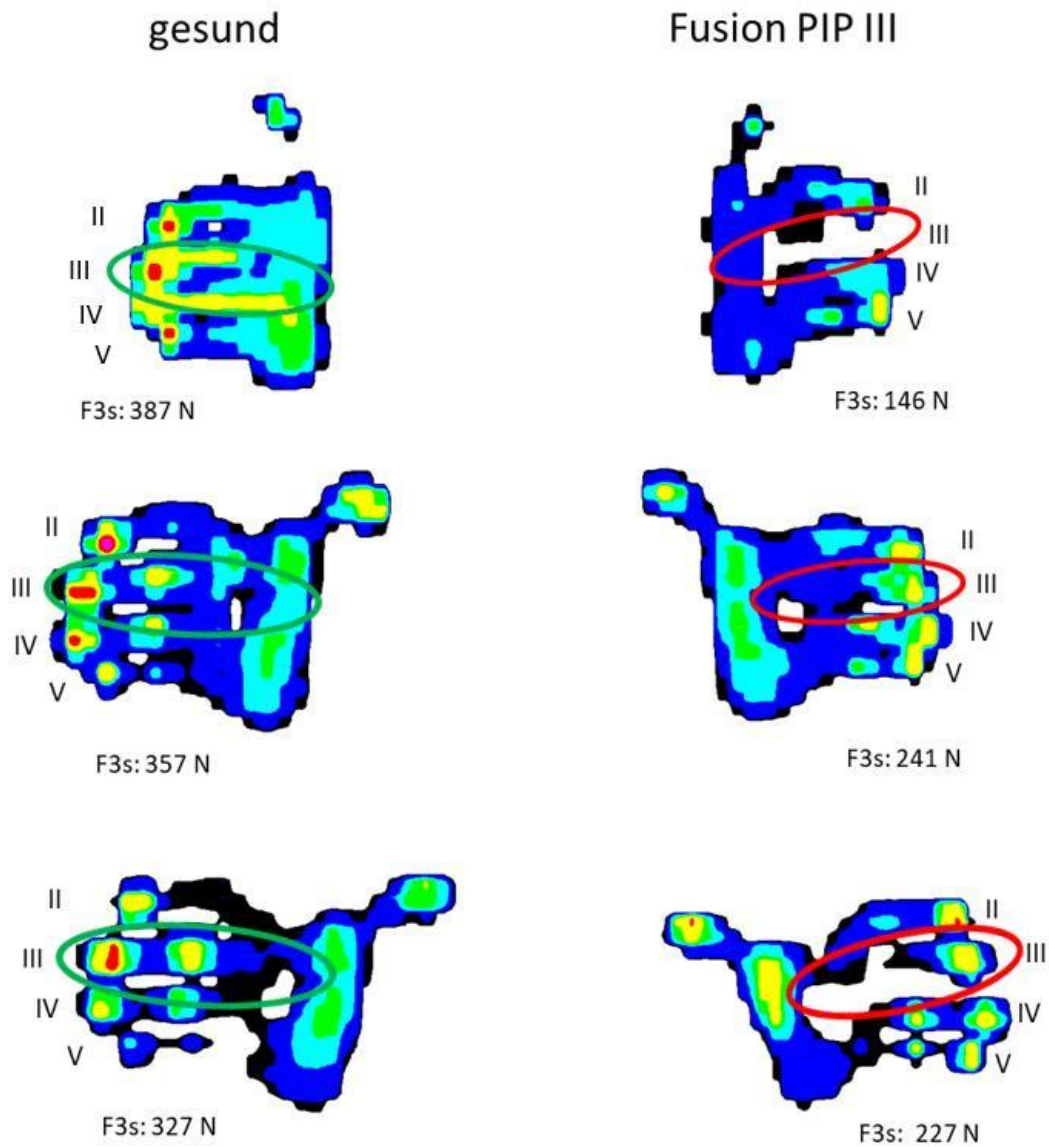


Abb. 37: Manographie-Handabdruck am Beispiel eines Patienten nach Arthrodesese des **Mittelfinger**mitelgelenkes in 40° Flexionsstellung (nicht-dominante Hand). Der betroffene Finger (rot eingekreist) ist gering verkürzt, es zeigt sich vor allem am kleinen und großen Zylinder die Ausparung des 3. Strahls. Zum Vergleich ist auf der gesunden Seite der entsprechende Strahl grün eingekreist.

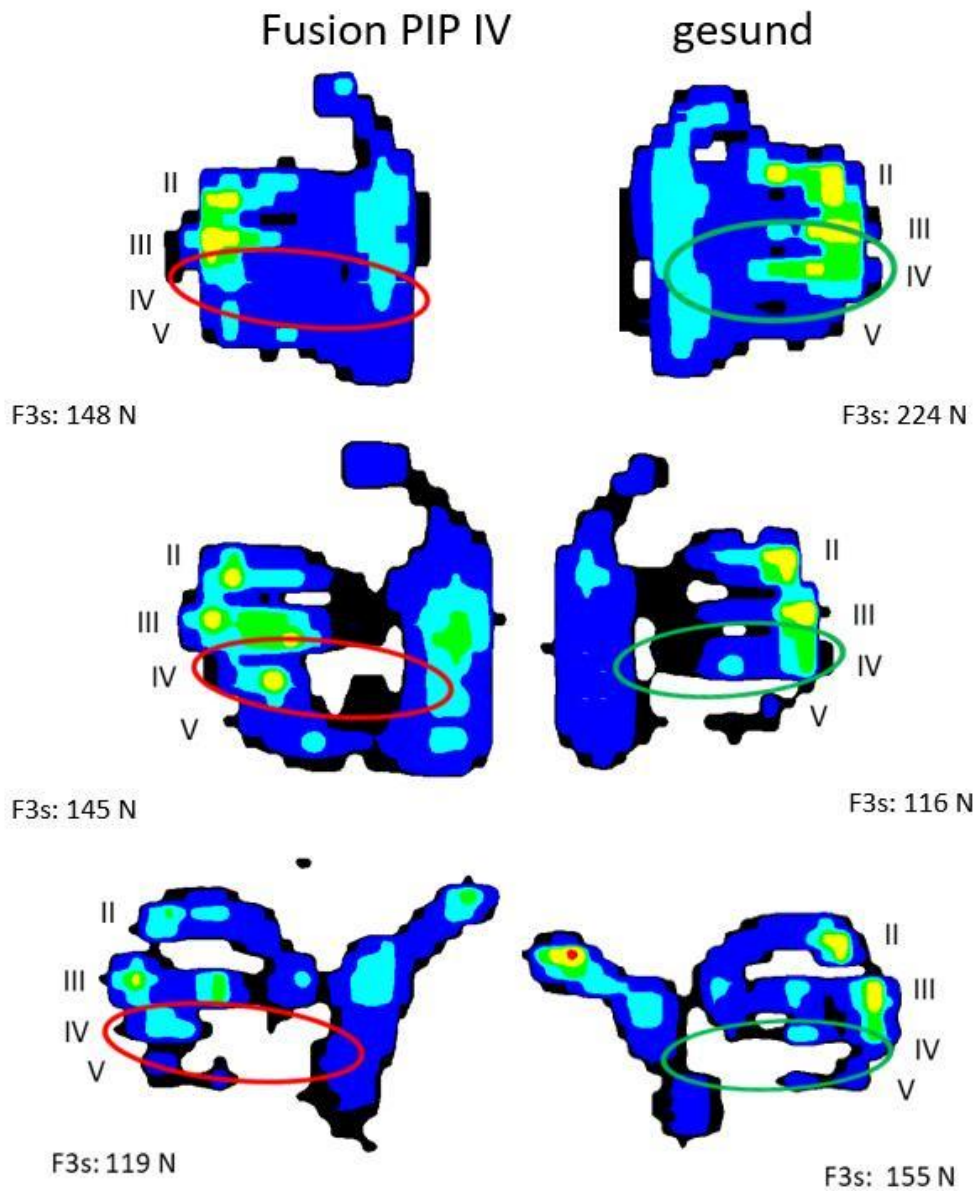
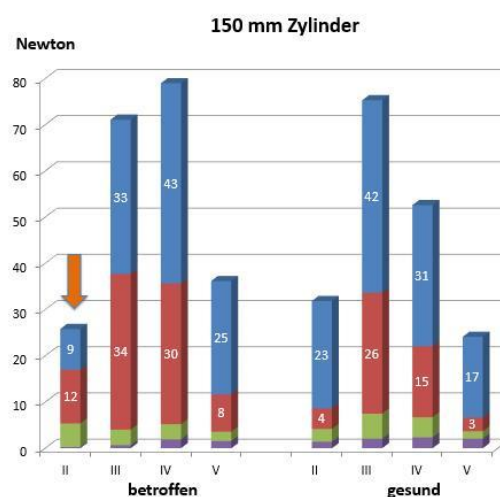
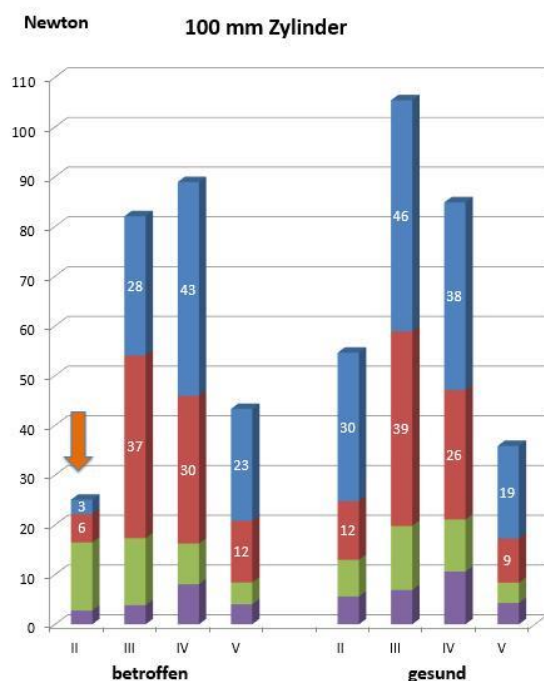


Abb. 38: Manographie-Handabdruck am Beispiel eines Patienten nach Arthrodese des **Ringfinger**mitelgelenkes in 45° Flexionsstellung (nicht-dominante Hand). Der betroffene Finger (rot eingekreist) wird an allen drei Zylindern ausgespart bzw. weist im Seitenvergleich einen weniger kräftigen Abdruck auf. Zum Vergleich ist auf der gesunden Seite der Ringfinger grün eingekreist.

Bezüglich des Kraftverteilungsmusters an den einzelnen Fingergliedern ließ sich nach Versteifung eines Mittelgelenkes kein bestimmtes Muster erkennen. Am ehesten ging der Kraftverlust des versteiften Fingers mit einer Verringerung der Kraft vom Mittelglied, geringer auch des Endgliedes einher.

So zeigten die Patienten nach Versteifung des Mittelgelenkes am **Zeigefinger** am kleinen und mittleren Zylinder im Seitenvergleich eine deutliche Kraftminderung von Mittel- und Endglied, am kleinen Zylinder war jedoch ein Kraftzuwachs am (distalen) Grundglied zu verzeichnen (Abb. 39). Am großen Zylinder, bei dem sogar der versteifte Zeigefinger kräftiger war als auf der gesunden Gegenseite, wurde dies insbesondere durch vermehrte Kraft im Mittelglied bewirkt, geringer auch im distalen Grundglied. Die Abschwächung der benachbarten Mittelfinger am kleinen und mittleren Zylinder beruht am kleinen Zylinder auf einer deutlichen Kraftminderung des Endgliedes, geringer auch des proximalen Grundgliedes. Am mittleren Zylinder findet sich zwar eine vermehrte Belastung im Mittelglied, dafür aber eine Abschwächung von Endglied und Grundglied. Der Kraftzuwachs des Kleinfingers auf der betroffenen Seite zeigt an allen drei Zylindern ein Verteilungsmuster, das dem der Gegenseite ähnelt, wenn auch mit etwas vermehrter Kraft (Abb. 39).



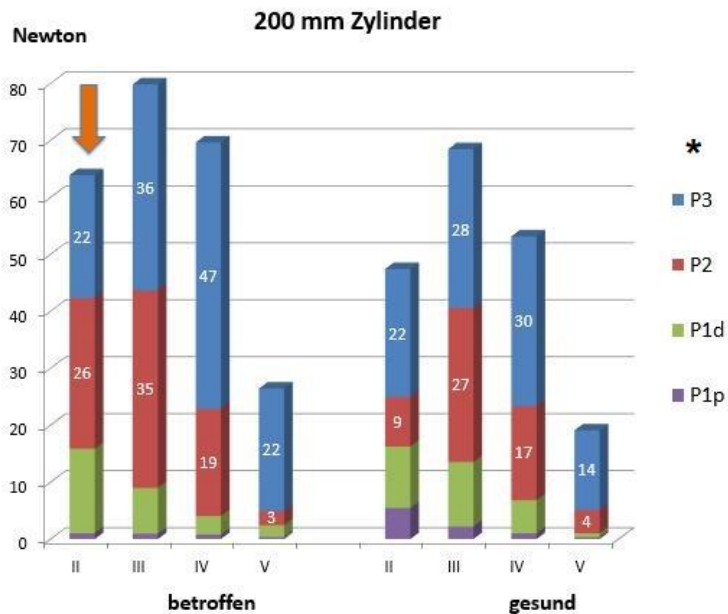
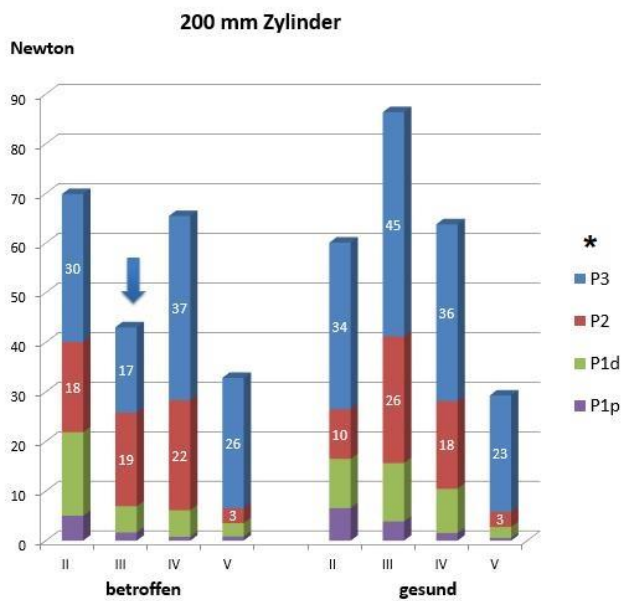
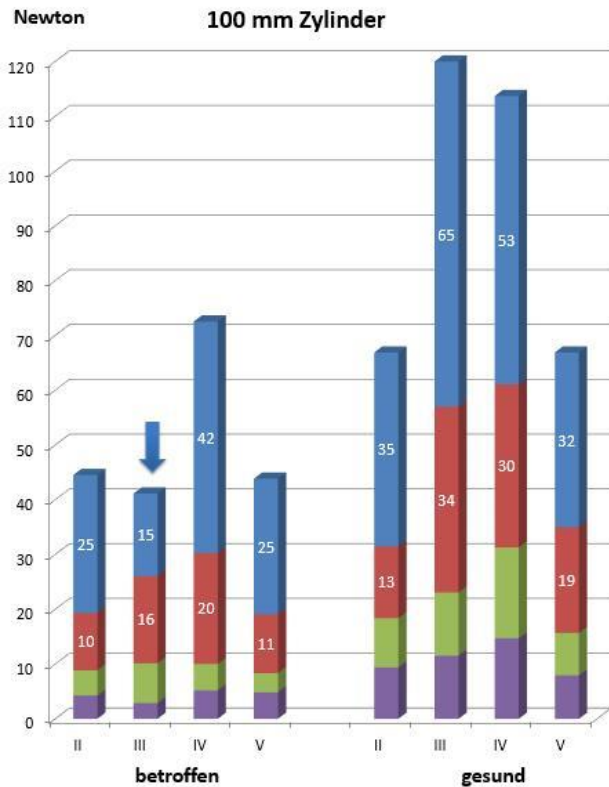
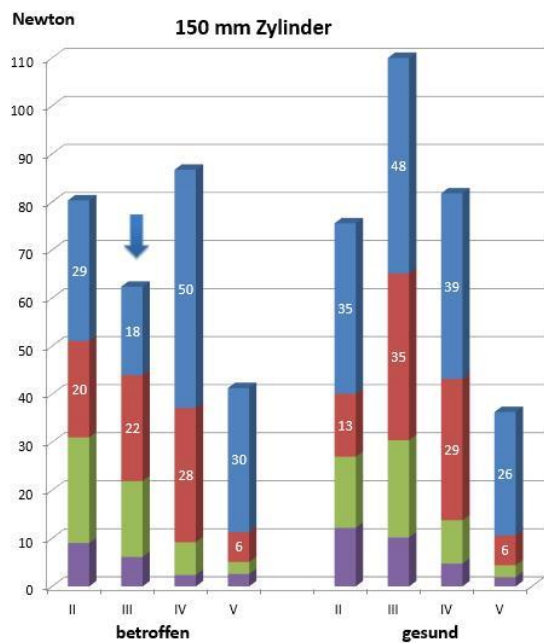


Abb. 39: Kraftverteilung der Fingerglieder nach Arthrodeese **PIP II** (n=4); (* P1p=proximale Grundphalanx, P1d=distale Grundphalanx, P2=mittlere Phalanx, P3=Endphalanx. Der orange Pfeil weist auf den betroffenen Finger hin)

Bei den Patienten nach Versteifung des Mittelgelenkes am **Mittelfinger** kann die bei allen drei Zylindern beobachtete Kraftminderung des betroffenen Fingers auf eine recht homogen verteilte Kraftminderung aller Fingerglieder zurückgeführt werden (Abb. 40). Während beim kleinen Zylinder auch alle übrigen Finger der betroffenen Hand schwächer sind als auf der Gegenseite, verhält es sich am mittleren und großen Zylinder genau umgekehrt: hier sind die übrigen Finger der betroffenen Hand stärker als auf der gesunden Seite. Am Zeigefinger kann man dies mit einer im Seitenvergleich vermehrten Kraft von distalem Grund- und Mittelglied begründen, während dieser Kraftzuwachs am Ring- und Kleinfinger am mittleren Zylinder vor allem durch eine vermehrte Belastung des Endgliedes hervorgerufen wird. Am großen Zylinder, bei dem alle Finger der betroffenen Hand stärker sind als auf der gesunden Seite, weicht das Verteilungsmuster nicht wesentlich von dem der Gegenseite ab, da sich der Kraftzuwachs relativ homogen auf alle Fingerglieder verteilt.



- * P3
- P2
- P1d
- P1p

Abb. 40: Kraftverteilung der Fingerglieder nach Arthrodese **PIP III** (n=4); (* P1p=proximale Grundphalanx, P1d=distale Grundphalanx, P2=mittlere Phalanx, P3=Endphalanx. Der blaue Pfeil deutet auf den betroffenen Finger.)

Am unterschiedlichsten stellten sich die Kraftverteilungsmuster der Fingerglieder bei den zwei Patienten nach Mittelgelenksversteifung am **Ringfinger** dar (Abb. 41). Die Kraftminderung dieses Fingers an allen drei Zylindern war am kleinsten Zylinder die Folge einer massiven Kraftminderung im Mittelglied, geringer auch des Endgliedes. Am mittleren Zylinder fand sich hier im Seitenvergleich zwar eine Abschwächung von Mittel- und Endglied, vor allem aber auch am (proximalen) Grundglied. Noch stärker war dieser Effekt am großen Zylinder, bei dem das komplette Grundglied des betroffenen Fingers ausgespart war, und zusätzlich auch noch Mittelglied und Endglied geschwächt waren. Ähnlich wie schon bei den PIP-Arthrodesen der Mittelfinger waren auch nach Versteifung des Ringfingers die benachbarten Finger (Mittel- und Kleinfinger) der betroffenen Hand am mittleren und großen Zylinder stärker als auf der Gegenseite. Am Mittelfinger zeigte sich hier am mittleren Zylinder eine relativ homogene Verteilung des Kraftzuwachses mit Betonung des Grundgliedes, am großen Zylinder war ein Kraftzuwachs in Grund- und Mittelglied zu verzeichnen. Beim Kleinfinger zeigte sich am mittleren Zylinder ein ähnliches Verteilungsmuster wie auf der gesunden Seite, mit gleichmäßigem Kraftzuwachs aller Glieder, während am großen Zylinder ein Kraftzuwachs von Mittel- und Endglied zu verzeichnen war. Beim kleinen Zylinder fand sich ebenfalls ein Kraftzuwachs von Zeige- und Kleinfinger, welcher am Zeigefinger durch ein Plus im End- und Mittelglied erklärt werden konnte, während am Kleinfinger das Grundglied eine vermehrte Kraft aufwies. Der dem betroffenen Finger benachbarte Mittelfinger war ebenfalls abgeschwächt, was durch eine Abschwächung des Mittelgliedes, gefolgt vom Endglied, erklärt werden konnte.

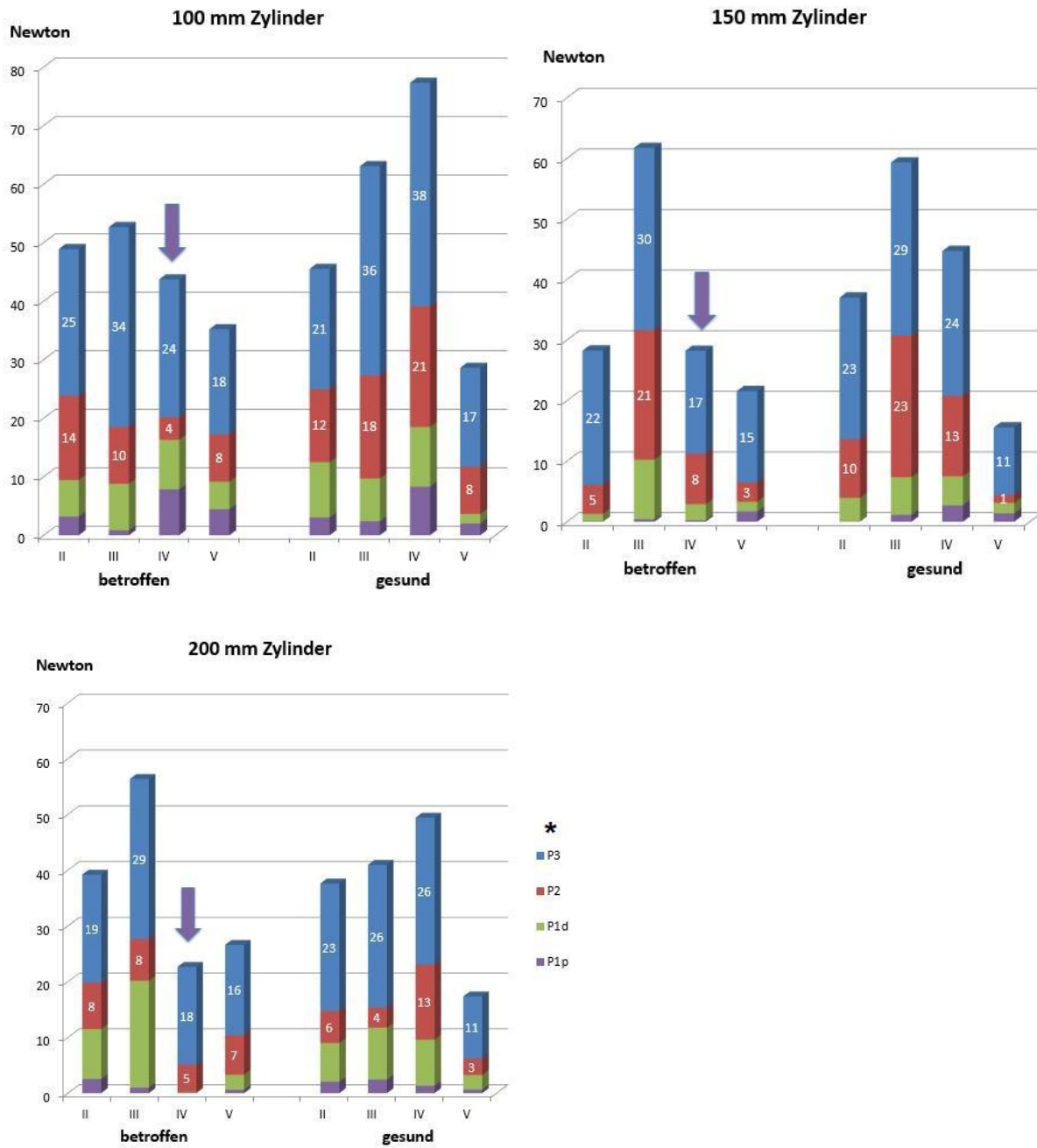


Abb. 41: Kraftverteilung der Fingerglieder Arthrodese **PIP IV** (n=2); (* P1p=proximale Grundphalanx, P1d=distale Grundphalanx, P2=mittlere Phalanx, P3=Endphalanx. Der lila Pfeil deutet auf den betroffenen Finger.)

Der statistische Vergleich der gesunden mit der betroffenen Gegenseite bezüglich der Gesamtkraft zeigte im Wilcoxon-Test in der Gruppe der PIP-Versteifungen einen signifikanten Unterschied beim kleinsten Zylinder ($p=0,017$), die anderen beiden Zylindergrößen wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf ($p=0,878$ am mittleren bzw. $0,464$ am großen Zylinder). Dies zeigt, dass durch eine Mittelgelenksversteifung die Handkraft beim Greifen eines kleinen Zylinders am stärksten beeinträchtigt ist, am wenigsten beim Greifen eines großen Zylinders.

4. DISKUSSION

4.1 Gruppe der Teil- bzw. Vollversteifungen des Handgelenkes

Eine Limitation dieser Studie ist die geringe Patientenzahl, was den direkten Vergleich der beiden Patientenkollektive miteinander schwächt. Die geringe Patientenzahl ist der Tatsache geschuldet, dass nur Patienten in die Studie eingeschlossen wurden, bei denen abgesehen von Teil- bzw. Vollversteifung eines Handgelenkes keine weiteren Pathologien sowohl auf der betroffenen als auch auf der Gegenseite vorlagen. So resultierten in der Handgelenksgruppe aus ursprünglich 93 (nach MKTA) bzw. 65 (nach VHV) in Frage kommenden Patienten nur jeweils 12 Studienteilnehmer. Zudem waren auch so manche in Frage kommenden Patienten aus persönlichen Gründen nicht bereit, an der Studie teilzunehmen (zu weite Anfahrt, keine Zeit etc.).

In dieser Studie fand sich sowohl nach einer Teil- als auch nach einer Vollversteifung des Handgelenkes bei sämtlichen Zylindergrößen auf der operierten Seite eine geringere Griffkraft als auf der gesunden Gegenseite. Diese Unterschiede zur nicht-operierten Seite waren außer beim 200-mm-Zylinder nach Vollversteifung statistisch signifikant.

Nach beiden OP-Verfahren war die Minderung der Griffkraft der operierten Hand im Verhältnis zur gesunden Seite bei den beiden größeren Zylindern ähnlich: beim 200mm-Zylinder jeweils minus 21%, beim 150mm-Zylinder minus 24% nach VHV bzw. 25% nach MKTA. Beim 100-mm-Zylinder war die Griffkraft nach einer Vollversteifung (VHV) um 35% reduziert, nach Teilversteifung (MKTA) um 25%. Dies deckt sich mit den in Tab. 1 aufgelisteten früheren Studien, die nach einer Teilversteifung eine durchschnittliche Minderung der Griffkraft von 24% und von 27% nach Vollversteifung beobachtet haben.

Frühere klinische Studien haben überwiegend das Jamar-Dynamometer zur Messung der Griffkraft benutzt. In der Literatur werden eher selten absolute Werte der Griffkraft (in kg oder kPa) angegeben, stattdessen erfolgt ein prozentualer Vergleich mit der gesunden Gegenseite.

Die Jamar-Griffkraft-Werte sind nicht direkt mit den mit dem Manugraphy-System erhobenen Werte vergleichbar, da die Art zu messen sich vollkommen unterschiedlich gestaltet, auch die Maßeinheiten sind unterschiedlich (kg oder kPa vs. N). McDowell und Mitarb.⁵⁰ belegten in ihrer Studie, dass mit dem Jamar-Dynamometer vor allem die Kraft in den Fingerspitzen gemessen wird. Sie stellten außerdem fest, dass eine Griffkraftmessung mit einem zylindrischen Messinstrument höhere Werte erzielt als die Messung mit dem Jamar-Dynamometer. Mühldorfer-Fodor und Mitarb.⁵¹ haben jedoch eine hohe Übereinstimmung dieser beiden Messmethoden nachgewiesen, so dass die hier erhobenen prozentualen Griffkraft-Werte mit der übrigen Literatur vergleichbar sind.

Es ist allgemein bekannt, dass die Griffkraft große interindividuelle Unterschiede aufweist, so variierte z.B. in dieser Studie die Griffkraft beim 150-mm-Zylinder von 145 N – 592 N nach einer Teilversteifung bzw. von 87 - 554 N nach der Vollversteifung. Da die Probanden jedoch eine nicht betroffene, gesunde Gegenseite aufwiesen, war der intraindividuelle Vergleich valide.

Wir vernachlässigten die Händigkeit in dieser Studie, zumal in beiden Gruppen bei der gleichen Anzahl an Probanden die dominante Seite betroffen war und eine frühere Studie von Mühldorfer-Fodor und Mitarb.⁵⁰ keinen relevanten Einfluss der Handdominanz auf die Messung mit dem Manugraphy-System gezeigt hatte.

Da in der Arbeit von Boadella und Mitarb.¹²³ kein Einfluss der Handgröße (Handlänge, Fingerlänge und Handbreite) auf die Griffkraft nachgewiesen wurde, sind diese Parameter in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt worden.

Die Analyse der Kraftverteilung innerhalb der Hand beim Zylindergriff zeigte keine Unterschiede nach Teil- oder Vollversteifung.

Griffkraft:

An allen drei Zylindergrößen zusammen erreichten die Patienten nach Handgelenkteil- oder Vollversteifung durchschnittliche Griffkraftwerte von 68% bzw. 73% der Gegenseite, was in der Schwankungsbreite früherer Studien liegt. Diverse Autoren berichteten nach Teilversteifung von Griffkraft-Werten von ca. 65% - 90% der gesunden Gegenseite und von 70-86% nach Vollversteifung.^{2-14,26-30}

Im Einzelnen betrug in dieser Studie die postoperative Griffkraft im Verhältnis zur Gegenseite beim 200-mm-Zylinder 79% nach MKTA und VHV, am 150-mm-Zylinder 75% nach MKTA bzw. 76% nach VHV. Beim 100-mm-Zylinder wurden nach MKTA 75%, nach VHV 65% der Gegenseite erreicht (Abb. 42).

Der Unterschied zwischen operierter und nicht operierter Seite verringert sich mit zunehmender Zylindergröße, vor allem nach der Vollversteifung.

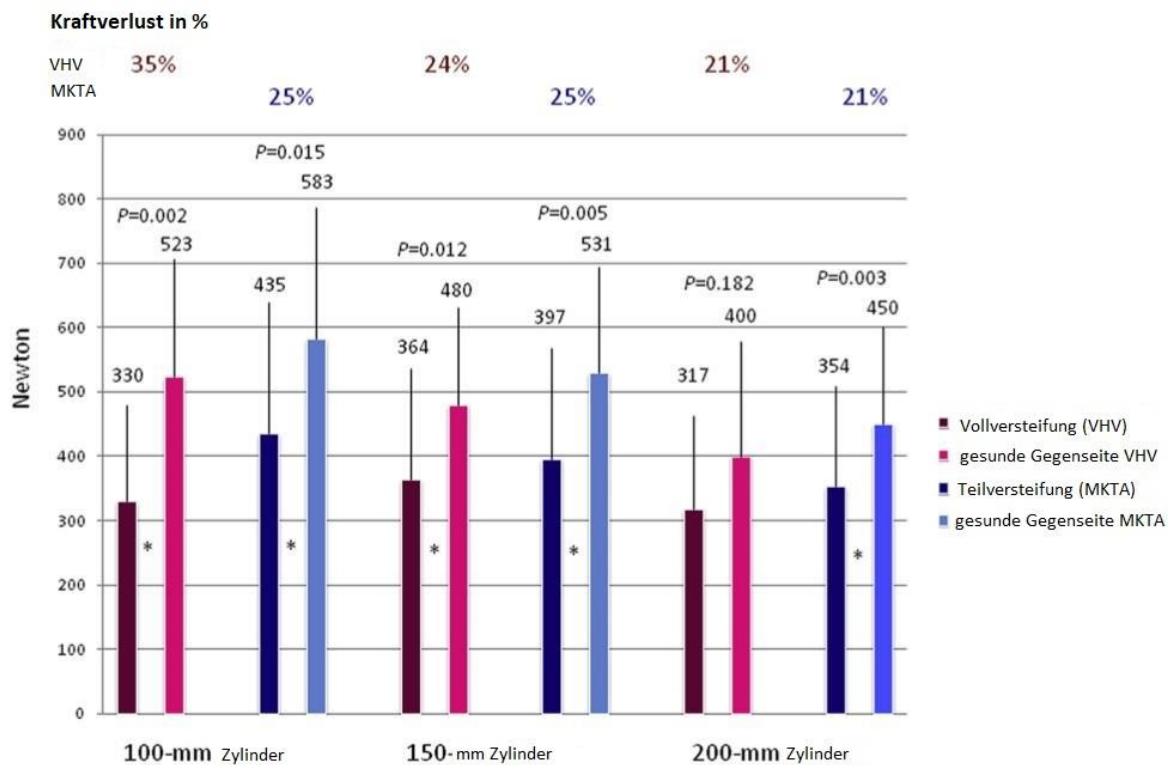


Abb. 42: Ergebnisse der Handkraftmessungen nach Teil- bzw. Vollversteifung, im Vergleich zur gesunden Gegenseite

Interessanterweise beobachteten Langzeitstudien von Cha bzw. Bain, dass es im Laufe der Jahre nach der Operation zu einer Zunahme der zunächst postoperativ verringerten Griffkraft kam.^{30,124} So betrug bei Bain und Mitarb. die präoperativ gemessene Griffkraft durchschnittlich 27 kg, im ersten Jahr postoperativ 26 kg, im zweiten Jahr 28 kg und nach 10 Jahren 30 kg. Ein Vergleich mit der Gegenseite fand nicht statt. Ähnliche Werte fanden auch Cha und Mitarb.: Hier betrug die durchschnittlich gemessene Griffkraft präoperativ 25,3 kg, fünf Jahre postoperativ dann 29,7 kg und

nach 10 Jahren 32,1 kg. Diese Daten lassen einen gewissen Gewöhnungseffekt nach der Operation vermuten. In der Studie von Cha und Mitarb. wurden die Werte der betroffenen Seite mit denen der Gegenseite verglichen. Es bestand trotz des vermeintlichen Kraftzuwachses im Laufe der Jahre noch immer eine verminderte Griffkraft im Verhältnis zur Gegenseite. Dies haben auch Krimmer und Lanz⁹ in ihrer Arbeit von 1996 nachgewiesen. Bei Griffkraftmessung präoperativ mittels Jamar-Dynamometer und Messung mittels Manographie-System im Rahmen dieser Studie war ein direkter Vergleich der Werte nicht sinnvoll und wurde entsprechend nicht durchgeführt. Somit kann lediglich die postoperative Kraftminderung nach Teil- oder Vollversteifung des Handgelenkes im Vergleich zur Gegenseite in dieser Studie bestätigt werden.

Nach O'Driscoll und Mitarb.¹⁹ erfordert das Greifen von kleinen Objekten eine vermehrte Handgelenksexension, was offensichtlich mit der verbliebenen Handgelenkbeweglichkeit nach einer Teilversteifung recht gut, nach einer Vollversteifung jedoch nicht mehr bewerkstelligt werden kann. Aber der Verlust bzw. die Einschränkung der Handgelenkbeweglichkeit kann nicht der einzige Grund für den Kraftverlust sein. Man kann spekulieren, dass funktionelle Einschränkungen und persistierende Schmerzen zu einem Mindergebrauch der betreffenden Hand führen. Das Vermeiden größerer Anstrengungen mit der betroffenen Extremität könnte zu einer Muskelschwäche führen. Wie oben bereits erwähnt, spielt die Muskelanspannung bzw. -vorspannung beim Greifen bzw. für die Griffkraft eine Rolle. Daher könnte auch die reduzierte karpale Höhe nach Resektion der Gelenkflächen bei einer Vollversteifung zur Minderung der Griffkraft beitragen.

Field und Mitarb.²⁷ beschrieben in ihrer Studie nach einer Vollversteifung des Handgelenkes funktionelle Einschränkungen im Jebsen-Test⁴⁹ sowie eine eingeschränkte Beweglichkeit des Daumens und der proximalen Fingergelenke, sehr wahrscheinlich durch Verklebungen der Strecksehnen bedingt. Die Autoren nahmen an, dass die Platzierung der Osteosyntheseplatte auf dem 2. oder 3. Mittelhandknochen diese Probleme verursacht.

Bei den Patienten in dieser Studie wurde ein neueres Plattendesign verwendet, das im distalen Anteil eine weniger voluminöse bzw. geringer aufragende Kontur aufweist und somit diesem Problem entgegenwirkt. Nichtsdestotrotz können Strecksehnenirritationen auftreten, auch bei Teilversteifungen des Handgelenkes.

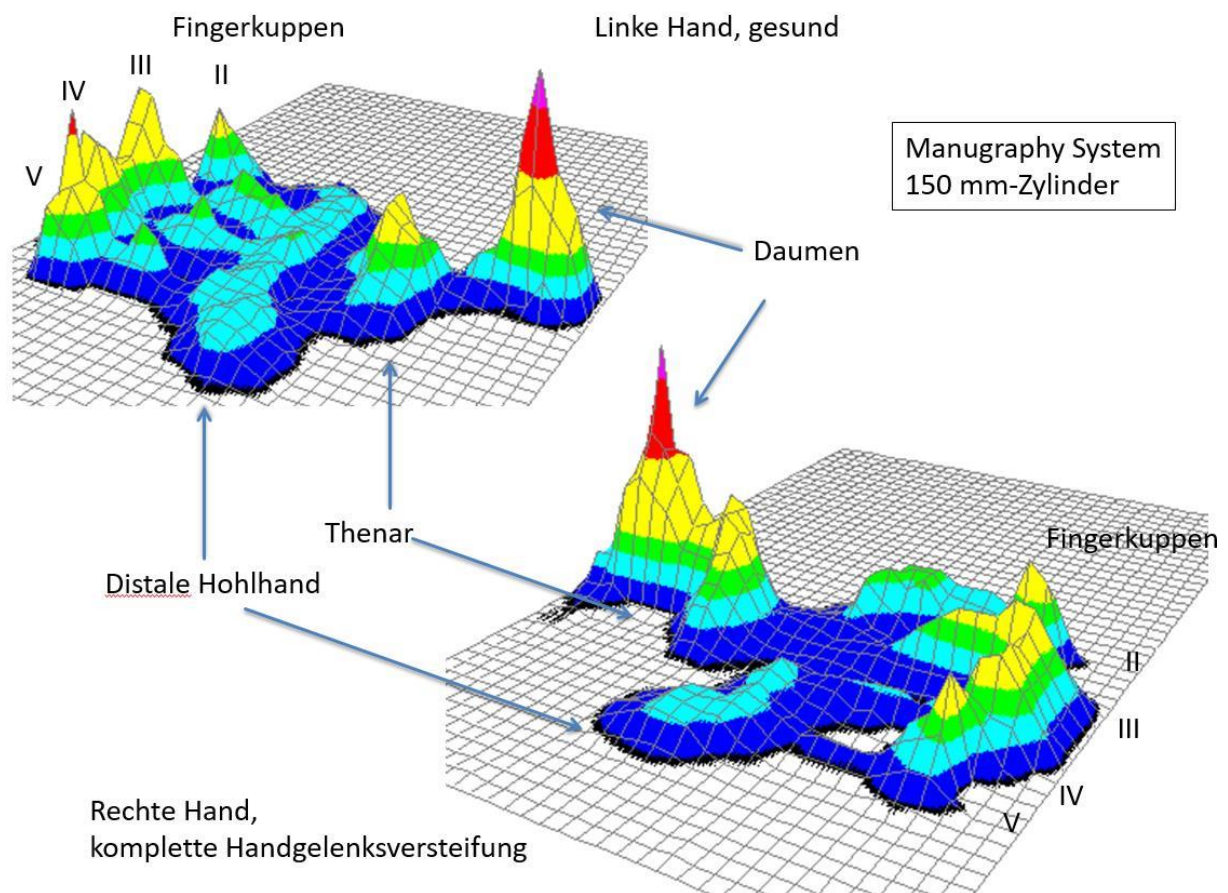
Kraftverteilung innerhalb der Hand:

Bezüglich der Kraftverteilung innerhalb der Hand, wie sie in dieser Studie gemessen wurde, gibt es in der Literatur keine vergleichbaren Arbeiten. Obwohl die Kraftverteilung innerhalb der Hand unter den einzelnen Probanden erheblich variierte, gab es doch im Vergleich beider Hände *einer* Person große Übereinstimmungen. Die Kraftverteilung innerhalb der Hand, unterteilt in 7 anatomische Untereinheiten in der Handinnenfläche, war im Seitenvergleich gleich oder ähnlich (<3% Unterschied). Der einzige signifikante Unterschied ergab sich mit dem 100-mm-Zylinder in der Gruppe der Teilversteifungen für den **Zeigefinger**: hier wurden auf der operierten Seite 21% als Anteil an der Handgesamtkraft gegenüber 24% auf der Gegenseite gemessen.

Inwiefern dieser signifikante Wert für die Handfunktion von Bedeutung ist, sollte aufgrund der geringen Patientenzahl und der Tatsache, dass dies nur beim kleinsten Zylinder nachgewiesen wurde, vorsichtig interpretiert werden.

Vergleicht man die durchschnittliche Kraftverteilung in den 7 anatomischen Einheiten in den beiden Gruppen (Teil- vs. Vollversteifung), zeigen sich ebenfalls gleiche oder ähnliche Werte (<3%).

Obwohl ein signifikanter Verlust der Griffkraft nach Teil- und Vollversteifung des Handgelenkes verbleibt, bestehen keine Abweichungen vom „normalen“ Kraftverteilungsmuster innerhalb der Hand (siehe Beispiel in Abb. 43).



Ab. 43: 3-D-Grafiken zur Verdeutlichung des Kraftverteilungsmusters innerhalb der Hand am Beispiel einer Vollversteifung rechts; gemessen mit dem 150-mm-Zylinder

Für eine stabile Fixierung einer Handgelenksversteifung wird üblicherweise der distale Radius, die Handwurzel und der 3. Mittelhandknochen mit einer Osteosyntheseplatte überbrückt. Obwohl die Karpometakarpalgelenke des 2. und 3. Strahls sehr straff sind, könnte man annehmen, dass diese Überbrückung den flexiblen palmaren Bogen der vier Mittelhandknochen beeinträchtigt und so die Lastverteilung innerhalb der Hand beeinflusst. Offensichtlich stört die Überbrückung des 3. Karpometakarpalgelenkes jedoch nicht beim Zylindergriff.

Mehrere Studien versuchten die beste Handgelenksposition für die maximale Griffkraft zu bestimmen^{19–22,25}, sowohl bezüglich der Stellung des Handgelenkes als auch in Bezug auf das Handling des Messinstrumentes. So wurde der Einfluss der Handgelenksposition während der Messung auf die Griffkraft bereits 1992 von O’Driscoll und Mitarb.¹⁹ beschrieben. Hier wurde die meiste Kraft in einer Handgelenksextension von ca. 25° und geringer Ulnardeviation (7°) gemessen. Ähnliche Ergebnisse präsentierten 2001

Fong und Ng, welche die höchste Griffkraft in 15° und 30° Extension mit 0° Ulnardeviation gemessen hatten.²⁵ Haque und Khan hingegen beobachteten in einer neutralen Handgelenksposition die größte Griffkraft.²¹ Zum Erzielen größtmöglicher Werte ist daher eine standardisierte Sitz- und Armhaltung des Probanden Voraussetzung, weshalb in dieser Untersuchung die Sitzposition der Patienten mit der entsprechenden Armhaltung laut den Empfehlungen der „American Society for Handtherapists“ bzw. der „selbst gewählten Handgelenksposition“ nach O’Driscoll und Mitarb. eingehalten wurde.^{19,115}

Chirurgen sollten bei der Planung einer Handgelenksversteifung die speziellen Anforderungen eines jeden Patienten individuell betrachten. Insbesondere, wenn spezielle handwerkliche Tätigkeiten ausgeübt werden, die das Halten von kleinen Gegenständen, wie z.B. Hammergriffen oder Schraubenschlüsseln, erfordern. Dies könnte eine Indikation sein, eine Handgelenksversteifung in gering vermehrter Extension als bisher üblich, zu wählen.

Insgesamt ist jedoch nicht nur die Griffkraft der allein entscheidende Faktor für die zu wählende Handgelenksposition, auch ästhetische und weitere funktionelle Aspekte spielen eine maßgebliche Rolle.

4.2 Gruppe der Fingergelenksversteifungen

Auch in dieser Gruppe resultierte aufgrund der Ausschlusskriterien nur eine kleine Patientenzahl. Es konnten von 47 (nach PIP-Arthrodesen) bzw. 55 (nach DIP-Arthrodesen) in Frage kommenden Patienten letztlich jeweils 10 Patienten untersucht werden. Zum einen wiesen viele der in der Klinik für Handchirurgie operierten Patienten aufgrund von degenerativen Veränderungen weitere Pathologien der Finger beider Hände auf, so dass sie laut Studienprotokoll ausgeschlossen werden mussten, zum anderen war auch hier die Bereitschaft, zu einer Nachuntersuchung zu kommen, aus diversen Gründen nicht sehr hoch.

Das Greifmuster beider Hände wurde nach isolierten Versteifungen eines Endgelenkes oder eines Mittelgelenkes bei ansonsten physiologischen Verhältnissen beider Hände mittels Manographie verglichen.

In der Gruppe der **Endgelenksversteifung** sparten die zwei Patientinnen mit Versteifung des **Zeigefingerendgelenkes** im Zylindergriff den Zeigefingerstrahl deutlich aus, aber auch alle anderen Finger wiesen eine geringere Fingerkraft auf. Folglich war die Gesamtkraft der betroffenen Hand ebenfalls reduziert. Das Kraftverteilungsmuster der Finger unterschied sich erheblich von der gesunden Gegenseite, was bei nur zwei Patienten vorsichtig zu interpretieren ist. Die acht Patienten mit Versteifung des **Mittelfingerendgelenkes** wiesen kaum Veränderungen der Gesamtkraft auf und hatten am mittleren Zylinder sogar mehr Kraft als auf der gesunden Gegenseite, insbesondere, wenn die dominante Hand betroffen war. Fünf der acht Patienten zeigten eine lokale Druckspitze über dem versteiften Endgelenk bei verkürztem Fingerstrahl. Eine Kraftminderung von Mittel- und Ringfinger wurde durch den Zeige- und Kleinfinger kompensiert. Bis auf den betroffenen Mittelfinger, bei dem eine verminderte Kraftübertragung über das Mittelfingerendglied über das Mittelglied kompensiert wurde, ähnelte die Kraftverteilung an den übrigen Fingern stark jener der Gegenseite.

In der Gruppe der **Mittelgelenksversteifungen** war der betroffene Fingerstrahl fast immer deutlich schwächer als auf der gesunden Seite. Dieser Kraftverlust durch die Versteifung wurde durch eine, auch im Seitenvergleich, gesteigerte Kraft der übrigen Finger teilweise kompensiert. So erreichten, je nach Zylindergröße, fünf, sieben bzw. sechs von zehn Patienten trotzdem eine größere Gesamtkraft der betroffenen Hand. Die Handdominanz spielte hierbei keine Rolle. So zeigten die Patienten nach Versteifung des Mittelgelenkes am Zeigefinger am kleinen und mittleren Zylinder im Seitenvergleich eine deutliche Kraftminderung von Mittel- und Endglied, am kleinen Zylinder war gleichzeitig jedoch ein Kraftzuwachs am (distalen) Grundglied zu verzeichnen. Am großen Zylinder, bei dem sogar der versteifte Zeigefinger kräftiger war als auf der gesunden Gegenseite, wurde dies insbesondere durch vermehrte Kraft im Mittelglied bewirkt, geringer auch im distalen Grundglied. Bei den Patienten nach Versteifung des

Mittelgelenkes am Mittelfinger kann die bei allen drei Zylindern beobachtete Kraftminderung des betroffenen Fingers auf eine recht homogen verteilte Kraftminderung aller Fingerglieder zurückgeführt werden.

Die Kraftminderung des Ringfingers nach Versteifung des Mittelgelenkes war am kleinsten Zylinder die Folge einer massiven Kraftminderung im Mittelglied, geringer auch des Endgliedes. Am mittleren Zylinder fand sich hier im Seitenvergleich zwar eine Abschwächung von Mittel- und Endglied, vor allem aber auch am (proximalen) Grundglied. Noch stärker war dieser Effekt am großen Zylinder, bei dem das komplette Grundglied des betroffenen Fingers komplett ausgespart war, während zusätzlich auch noch Mittelglied und Endglied geschwächt waren.

Die Besonderheit dieser Untersuchung liegt darin, dass der Effekt einer einzelnen Fingergelenksversteifung auf die Greiffunktion **in vivo** untersucht wurde. Im Gegensatz zu bisherigen Studien, bei denen eine Arthrodesis durch Schienen simuliert wurde, fließen in der vorliegenden Arbeit auch die Auswirkungen von Schmerzen, Narbenbildung, Fingerverkürzung und muskulärer Adaptation ein. So konnte die gezeigte Kraftsteigerung von Zeige- und Kleinfinger bei Endgelenksversteifungen des Mittelfingers und auch die oft beobachtete Kraftsteigerung der benachbarten oder auch aller übrigen Finger der betroffenen Hand nach Mittelgelenksversteifungen in den bisherigen Studien mit simulierten Fingerversteifungen nicht beobachtet werden, was hier als eine kompensatorische Anpassung der Hand interpretiert werden kann. Ferner kann eine Störung der Messung durch eine Schiene ausgeschlossen werden.

Da nur Patienten mit isolierter Versteifung eines einzelnen Fingergelenkes und ohne sonstige pathologische Veränderung an den Händen eingeschlossen wurden, konnte nur eine kleine Patientenzahl für die Studie akquiriert werden. Wenngleich keine valide statistische Auswertung möglich war, lässt die Studie dennoch nachvollziehbare Rückschlüsse zu, die weitgehend im Einklang mit bisherigen biomechanischen Untersuchungen stehen. Allerdings waren in beiden Gruppen sowohl bei den Zeigefingerendgelenksversteifungen als auch bei den Ringfingermittelgelenksversteifungen jeweils nur zwei Patienten, so dass die isolierte Auswertung deren Ergebnisse nur mit Vorsicht interpretiert werden kann.

Beim Zylindergriff ist eine maximale Kraftübertragung nur dann möglich, wenn sich die Finger an den Greifkörper anpassen und möglichst großflächig aufliegen können. Mehrere Studien belegen eine höhere Griffkraft bei kleineren Zylinderdurchmessern gegenüber größeren.^{16,17} Eine Analyse der Druckverteilung der Hand konnte darstellen, dass die Kraftübertragung über die Fingerendglieder auf den Zylinder bei einem kleinen Durchmesser im Vergleich zu größeren Zylindern deutlich zunimmt.¹¹⁶ Gülke³⁷ zeigte, dass hierfür die Mittel- und Endgelenke bei abnehmendem Zylinderdurchmesser zunehmend gebeugt werden müssen; bei absteigenden Zylindergrößen von 12-4 cm Durchmesser durchschnittlich am Endgelenk II 9-28°, III 19-46°, IV 9-14°, V 11-24°. Am Mittelgelenk betragen diese Winkel (Zylindergröße absteigend von 12 bis 4 cm) im PIP-Gelenk II 28-62°, III 33-69°, IV 27-63° und an V 23-58°. Somit ist theoretisch eine stärkere Einschränkung beim Greifen von kleinen als bei großen Zylindern sowohl durch eine Endgelenks- als auch durch eine Mittelgelenksarthrodese anzunehmen, was die Ergebnisse dieser Studie klinisch bestätigen.

Weiterhin belegen Studien, dass sich die Stellung von Mittel- oder Endgelenk auf das jeweils andere Gelenk bzw. dessen Funktion auswirkt, im Sinne eines Kopplungsmechanismus (Coupling).^{37,84,125} Vermutlich sind hierfür die Landsmeer'schen Ligamente^{42,43} sowie die Verbindungen zwischen Strecksehnenmittel- und –seitenzügel⁴⁵ verantwortlich. Auch Arauz und Mitarb. betonen eine Beeinflussung der biomechanischen Funktion des angrenzenden Gelenkes durch eine Mittel- oder Endgelenksversteifung.^{38,39,44}

Da die tiefen Beugesehnen (Flexor digitorum profundus, FDP) der ulnaren drei Finger einen gemeinsamen Muskelbauch haben, aber auch der relativ eigenständige FDP-Muskel des Zeigefingers Verbindungen zum ulnaren Muskelbauch aufweist, beeinflusst insbesondere eine isolierte Versteifung eines Endgelenkes an einem Finger auch die Kraft der übrigen Finger über den Quadriga-Effekt⁴⁷ oder auch das „Quadriga-Syndrom“. Dieses wurde bereits 1960 von Verdán beschrieben als ein Zustand, in dem die Beugesehnenexkursion (Sehnengleiten) in einem gesunden Finger durch einen benachbarten Finger beeinträchtigt wird, dessen FDP-Sehne durch Steifigkeit, Verletzung oder Verklebung verändert ist. Dies liegt an den Querverbindungen der FDP-Sehnen, die dazu führen, dass eine eingeschränkte Beweglichkeit eines Fingers auch die übrigen Finger beeinflusst.¹²⁶ Zusätzlich zu diesen eher bandartigen Verbindun-

gen beschreiben andere Studien^{125,127} zusätzlich weitere, bindegewebige Verbindungen sowohl am Unterarm als auch in Höhe des Karpaltunnels (Verbindungen über die Sehnenscheiden) und in der Hohlhand (Ursprünge der Lumbricalis-Muskeln an verschiedenen FDP-Sehnen). Diese könnten auch nach Versteifung eines Mittelgelenkes zum Tragen kommen, indem die tiefen Beugesehnen über das Mittelgelenk hinweg nach distal ziehen und durch die lokalen Veränderungen (z.B. Verkürzung und damit einhergehende verminderte Durchzugskraft der Sehne) sowohl den betroffenen als auch die übrigen Finger in ihrer Funktion beeinträchtigen könnten. Aber auch durch bindegewebige Verbindungen zwischen den oberflächlichen Beugesehnen, hier insbesondere von Ring- und Kleinfinger, welche in einer Untersuchung von Austin und Mitarb. bei 21-38% aller getesteten Personen vorkamen, soll es bei einer Beeinträchtigung eines Fingers ebenfalls zur Beeinträchtigung des benachbarten Fingers kommen.¹²⁸ Dies konnten wir an den zwei Patienten mit Versteifung des Ringfingermittelgelenkes allerdings nicht beobachten; im Gegenteil war bei diesen Patienten an allen drei Zylindern der Kleinfinger sogar stärker als auf der gesunden Seite. Am mittleren und großen Zylinder waren auch die benachbarten Mittelfinger kräftiger als auf der Gegenseite. Diese Beobachtung kann jedoch aufgrund der geringen Patientenzahl nicht als allgemeingültig betrachtet werden.

Über die anatomischen Aspekte von Muskeln, Sehnen und Bandverbindungen hinaus deuten einige Studien auch auf einen zentral-neurologischen Einfluss hin. So können anscheinend verschiedene Anteile des FDP-Muskels zwar einzeln angesteuert werden, aber die übrigen Muskelanteile werden in unterschiedlichem Ausmaß ebenso aktiviert.¹²⁹ Trotzdem zeigt insbesondere der Zeigefinger im physiologischen Gebrauch eine auffällig unabhängige Funktion, gefolgt vom Kleinfinger, während Mittel- und Ringfinger am wenigsten isoliert bewegt werden können. Diese Beobachtung deckt sich auch mit der zentralen Repräsentation der Finger im Gehirn (Penfield-Size).¹³⁰

Während es zu den Mittelgelenksversteifungen in der Literatur nur wenige experimentelle Studien gibt, die sich vornehmlich mit der Frage nach dem biomechanisch günstigsten Versteifungswinkel beschäftigen^{38,39,41,44,92}, findet man hingegen einige Studien über simulierte Endgelenksversteifungen und deren Einfluss auf die Griffkraft.^{40,46-48,131} So simulierten Morgan und Mitarb. eine Endgelenksarthrodese in Streckstellung am Zeigefinger, am Mittelfinger und an beiden Fingern gleichzeitig.⁴⁸ Die Griffkraft, gemessen mit dem Jamar-Dynamometer, nahm bei den jeweiligen Messungen von

Zeige- bzw. Mittelfinger zur gleichzeitigen Arthrodese von Zeige- und Mittelfinger sukzessive und signifikant ab. Auch Wu und Mitarb.¹³¹ simulierten eine einzelne Endgelenksarthrodese aller vier Finger mittels Lagerungsschiene: sie beobachteten eine zunehmende Kraftminderung der Hand bei Blockung eines Endgelenkes von radial nach ulnar und somit die geringste Kraftminderung bei simulierter Endgelenksarthrodese des Zeigefingers. Dagegen berichten Melamed und Mitarb. über eine signifikant verminderte Griffkraft, gemessen mit dem Jamar-Dynamometer, bei simulierter Arthrodese des Zeigefingerendgelenkes in Streckstellung, aber vergleichbarer Griffkraft in 20°-Beugstellung des Zeigefingerendgelenkes.⁴⁰ Bei simulierter Arthrodese des Mittelfingerendgelenkes in Streckung oder 20°-Beugstellung wurde die Griffkraft hingegen nicht signifikant beeinträchtigt. Für die eben genannten Studien sei einschränkend angemerkt, dass laut McDowell und Mitarb. das Jamar-Dynamometer ein suboptimales Messinstrument für solche Untersuchungen darstellt, weil dieses nur einen Teil der Handkraft abbildet, insbesondere aber die von den Endgliedern übertragene Kraft überhaupt nicht erfasst.⁵¹ Horton und Mitarb. zeigten mittels Tastendynamometer, dass die Kraft der übrigen Finger abnimmt, wenn die Beugung eines Fingers limitiert wird.⁴⁷ Die Kraftminderung war umso ausgeprägter, je stärker die Beugung limitiert wurde. Nur der Zeigefinger wurde nur wenig durch eine blockierte Beugung von Mittel-, Ring- oder Kleinfinger beeinträchtigt. Kong und Mitarb. führten Messungen mit einem speziell entwickelten Dynamometer durch, bei dem der Griffdurchmesser für jeden einzelnen Finger variiert werden konnte.⁴⁶ Diese Studie zeigte, dass die Stellung des Zeigefingers die Fingerkraft des Mittelfingers beeinflusst: die Griffkraft des Mittelfingers nahm ab, wenn gleichzeitig der Zeigefinger einen Griff mit größerem Durchmesser umfasste und somit weniger gebeugt werden konnte. Umgekehrt wurde die Griffkraft des Mittelfingers größer, wenn der Griff am Zeigefinger einen geringeren Durchmesser als am Mittelfinger aufwies.

Somit stehen unsere Ergebnisse bezüglich der Endgelenksversteifungen im Einklang mit den letztgenannten Studien. Im Gegensatz zu den zitierten Studien war es jedoch durch Einsatz der Manographie möglich, auch die Kraft der einzelnen Fingerglieder zu messen und zu analysieren. Mittels der 2D-Grafiken konnten die lokalen Druckspitzen über den fusionierten Mittelfingerendgelenken dargestellt werden, die der numerischen Auswertung entgangen wären.

In Bezug auf die Mittelgelenksversteifungen gibt es zwar einige experimentelle Studien mit Simulierung einer Arthrodese, die meisten dieser Studien zielen jedoch darauf ab, den biomechanisch günstigsten Winkel für die Versteifung herauszufinden. Zur Beurteilung dieses Winkels wurden zumeist Tests herangezogen, mit denen eher die Geschicklichkeit⁹² und die verbliebenen Bewegungsumfänge und Bewegungsabläufe^{38,39,41} gemessen wurden. Lediglich in einer weiteren Arbeit von Arauz und Mitarb. wurde der Einfluss einer simulierten Mittelgelenksversteifung des Zeigefingers auf die Beweglichkeit des Endgelenkes sowie auf die Spitzgriffkraft zwischen Daumen und Zeigefinger untersucht.⁴⁴ Es zeigte sich, dass je nach Versteifungswinkel des Mittelgelenkes die Extension im DIP-Gelenk beeinflusst wurde. Auf die Muskelaktivität oder die Griffkraft beim Spitz- und Schlüsselgriff wurde ein allenfalls minimaler Einfluss der simulierten PIP-Arthrodese beobachtet. Die EMG-Messungen von Flexor digitorum profundus (FDP) II und Extensor digitorum (ED) II zeigten, dass eine PIP-Arthrodese in 0°-20° Flexion zu einer natürlicheren Fingerhaltung beim Spitz- und Schlüsselgriff führte. Trotzdem sind all diese Arbeiten mit den hier vorliegenden Untersuchungen und Fragestellung nicht vergleichbar.

Ansonsten finden sich noch drei weitere Studien, die sich, wie diese Studie, mit operativ durchgeführten Mittelgelenksversteifungen an Patienten beschäftigt haben.^{89,91,132} Lediglich in den Arbeiten von Hohendorff und Mitarb.⁹¹ und Pellegrini und Burton⁸⁹ wurde nach erfolgter Arthrodese eines Mittelgelenkes postoperativ die Griffkraft gemessen: die Patienten erreichten mit der betroffenen Hand eine durchschnittliche Griffkraft (berechnet aus dem Durchschnitt von 3 Messungen mit einem Jamar-Dynamometer auf der Stufe 3) von 29 kg (Spanne 8–49 kg), 7% kräftiger im Vergleich zur Gegenseite.⁹¹

Im Patientengut von Pellegrini und Burton⁸⁹ verzeichneten 7 Patienten mit 10 Finger-mittelgelenksarthrodesen durchschnittlich 39 Monate postoperativ ebenso eine verbesserte Griffkraft der betroffenen dominanten Hand im Vergleich zur Gegenseite. Diese Beobachtung wird als Beleg dafür gewertet, dass die Arthrodese eines Mittelgelenkes zwar zum Verlust der Beweglichkeit im betroffenen Gelenk führt, aber dass sie dennoch durch Stabilität und Schmerzfreiheit schlussendlich die Funktion der Hand verbessert.⁹¹ Dies deckt sich zum Teil auch mit unseren Beobachtungen, da in unserer Studie die Griffkraft aller 10 Patienten mit Mittelgelenksversteifung ebenfalls am mitt-

leren und am größten Zylinder gesteigert ist. Bei der Betrachtung der einzelnen versteiften Finger trifft dies genauso auch auf die Mittelgelenksarthrosen an den Zeigefingern zu. Hingegen war nach Versteifung von PIP III und PIP IV die Gesamtkraft der Hand an allen drei Zylindergrößen reduziert.

Durch das retrospektive Studiendesign der vorliegenden Arbeit konnte die Arthrodesenstellung bzw. der Winkel nur erfasst, nicht aber wie bei experimentellen Studien beeinflusst werden. Aufgrund der geringen Patientenzahl ließen sich keine Rückschlüsse vom Versteifungswinkel auf die Fingerkräfte oder die Gesamtkraft der Hand ziehen. Andererseits kann spekuliert werden, dass durch die Verkürzung des Fingers durch die Gelenkresektion der Effekt der Gelenkstellung hinsichtlich des Tenodese-Effektes im Vergleich zu experimentellen Studien mit nur Schienung eines Fingers weniger zum Tragen kommt.

So waren bei 5 von 8 Patienten mit DIP-III-Arthrodesen lokale Druckspitzen in Höhe des fusionierten Endgelenkes zu finden. Diese scheinen aber nicht der Arthrodesenstellung geschuldet, da diese auch bei gerader Arthrodesenstellung zu finden waren. Vielmehr bündelt sich die sonst vom gesamten Endglied übertragenen Kraft am ehemaligen Endgelenk, weil die Fingerbeere durch die fehlende DIP-Beugung nicht mehr vollständig an die gekrümmte Zylinderoberfläche angepasst werden kann.

Aufgrund der noch inhomogeneren Verteilung in der Gruppe der Mittelgelenksversteifungen (4 x Zeigefinger, 4 x Mittelfinger, 2 x Ringfinger) kann hier kein Kraftverteilungsmuster der Finger bzw. der Fingerglieder abgeleitet werden. Die einzige Aussage, die für alle betroffenen Finger gilt (außer für den Zeigefinger am 200-mm-Zylinder), ist, dass der betroffene Finger immer schwächer ist als auf der Gegenseite. Zumeist liegt dies an einer Verringerung der Kraft im End- und Mittelglied.

Die besondere Bedeutung eines eingeschränkten Zeigefingers hinsichtlich der Gesamtkraft bzw. der Fingerkraft der angrenzenden Finger war in unserer Studie in der Gruppe der Endgelenksversteifungen ebenfalls auffällig, wenngleich dies bei lediglich zwei Patientinnen mit DIP-II-Versteifung nur mit Vorsicht interpretiert werden kann. Bei den Mittelgelenksversteifungen der Zeigefinger konnte eine Schwächung der Gesamtkraft bzw. des benachbarten Mittelfingers lediglich am kleinen und mittleren Zylinder beobachtet werden. Am 200-mm-Zylinder wiesen sowohl die versteiften Zeigefinger

als auch die übrigen drei Finger durchschnittlich höhere Kraftwerte auf als auf der gesunden Seite. Das Druckverteilungsmuster zeigt jedoch sowohl bei den Mittel- als auch bei den Endgelenksversteifungen des Zeigefingers eine Minderbelastung im Sinne eines Aussparens. Dies geht sehr wahrscheinlich über einen rein biomechanischen Effekt hinaus und deutet eher auf eine Schonhaltung hin. Trotzdem ist die beobachtete Kraftminderung der Nachbarfinger als Folge eines kompromittierten Zeigefingers augenscheinlich, welche im Rahmen der Schonhaltung mit psychologischen Effekten oder mit der nicht vollständig unabhängigen Innervation der verschiedenen FDP-Muskelanteile zusammenhängen könnte.

Wie auch bei Horton und Mitarb.⁴⁷ zeigt die vorliegende Arbeit, dass der Zeigefinger durch Blockierung des Mittelfingers kaum beeinträchtigt wird. Teilweise zeigt sich sogar eine Kraftzunahme des Zeigefingers, die wohl auf eine physiologische Adaptation der Patienten hindeutet, die natürlich in experimentellen Studien mit simulierten Arthrodesen nicht einfließen kann.

Ein Einfluss von Schmerzen auf die Griffkraft war bei den Studienpatienten nicht nachzuweisen. So war sowohl in der Gruppe der Endgelenksversteifungen als auch in der Gruppe der Mittelgelenksversteifungen jeweils der Patient mit der höchsten Schmerzangabe gleichzeitig der stärkste Patient hinsichtlich der Absolut-Kraftwerte (der Patient mit PIP-II-Versteifung war am 100er- und 200er Zylinder am stärksten, am 150er-Zylinder am zweitstärksten). Die Handkraft war hier bei dem Patienten nach DIP-Versteifung auf der betroffenen Seite jedoch deutlich abgeschwächt im Vergleich zur Gegenseite. Der „schmerzgeplagte“ Patient nach Versteifung eines PIP-Gelenkes hingegen erreichte am mittleren und größten Zylinder jedoch Handkraftwerte, welche die gesunde Gegenseite übertrafen. Allerdings sind auch diese Erkenntnisse aufgrund der geringen Patientenzahlen nur mit Vorsicht zu betrachten.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Sowohl durch eine Teilversteifung als auch eine Vollversteifung des Handgelenkes reduziert sich die Griffkraft signifikant. Das Kraftverteilungsmuster innerhalb der Hand bleibt nach beiden Eingriffen unverändert.

Bei einer Endgelenksversteifung am Mittelfinger reduziert sich die Kraft des betroffenen Strahls, hinsichtlich der Gesamtkraft wird dies jedoch durch eine Adaptation des benachbarten Zeigefingers, teilweise auch des Kleinfingers weitgehend ausgeglichen. Unter Vorbehalt der kleinen Patientenzahl nach Endgelenksversteifung eines Zeigefingers scheint diese deutlich mehr Einfluss auf die Griffkraft und die Kraftverteilung der Hand zu haben, was jedoch eher auf ein reaktives Aussparen des Zeigefingers als auf einen rein biomechanischen Effekt hindeuten könnte.

Nach der Versteifung eines Fingermittelgelenkes ist die Kraft des betroffenen Fingers (fast) immer abgeschwächt, vor allem durch eine Kraftminderung im Mittel- und Endglied. Auch hier wird die Gesamtkraft jedoch häufig durch eine vermehrte Kraft der übrigen Finger ausgeglichen, bzw. übersteigt diese teilweise auch die Kraft der gesunden Gegenseite.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. Wirth CJ, Mutschler WE, Kohn D et al. Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie. Thieme, 2013.
2. Wieloch P, Martini AK, Jung M et al. Langzeitergebnisse nach mediokarpaler Teilarthrodese und nach Vollarthrodese des Handgelenks - Ein Matched-Pair-Vergleich. Z. Für Orthop. 2006, 144: 206–211.
3. Mühldorfer-Fodor M, Reger A, van Schoonhoven J et al. The Effect of Midcarpal Versus Total Wrist Fusion on the Hand's Load Distribution During Gripping. J. Hand Surg. 2015, 40: 2183–2190.
4. Krimmer H, Wiemer P, Kalb K. Vergleichende Ergebnisbewertung am Handgelenk - mediokarpale Teilarthrodese und Totalarthrodese. Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 2000, 32: 369–374.
5. Adey L, Ring D, Jupiter JB. Health status after total wrist arthrodesis for posttraumatic arthritis. J. Hand Surg. 2005, 30: 932–936.
6. Dacho A, Grundel J, Holle G et al. Long-term results of midcarpal arthrodesis in the treatment of scaphoid nonunion advanced collapse (SNAC-Wrist) and scapholunate advanced collapse (SLAC-Wrist). Ann. Plast. Surg. 2006, 56: 139–144.
7. Neubrech F, Mühldorfer-Fodor M, Pillukat T et al. Long-term results after midcarpal arthrodesis. J. Wrist Surg. 2012, 1: 123–128.
8. Winkler F, Borisch N, Rath B et al. Mittelfristige Ergebnisse nach Skaphoidresektion und mediokarpaler Teilarthrodese unter Verwendung von K-Drähten bei fortgeschrittenem karpalen Kollaps. Z. Für Orthop. Unfallchirurgie. 2010, 148: 332–337.

9. Krimmer H und Lanz U. Die mediokarpale Teilarthrodese des Handgelenks. Oper. Orthop. Traumatol. 1996, 8: 175–184.
10. Ashmead D, Watson HK, Damon C et al. Scapholunate advanced collapse wrist salvage. J. Hand Surg. 1994, 19: 741–750.
11. Krakauer JD, Bishop AT, Cooney WP. Surgical treatment of scapholunate advanced collapse. J. Hand Surg. 1994, 19: 751–759.
12. Mulford JS, Ceulemans LJ, Nam D et al. Proximal row carpectomy vs four corner fusion for scapholunate (SLAC) or scaphoid nonunion advanced collapse (SNAC) wrists: a systematic review of outcomes. J. Hand Surg. 2009, Eur. Vol. 34: 256–263.
13. Wyrick JD, Stern PJ, Kiefhaber TR. Motion-preserving procedures in the treatment of scapholunate advanced collapse wrist: proximal row carpectomy versus four-corner arthrodesis. J. Hand Surg. 1995, 20: 965–970.
14. Merrell GA, McDermott EM, Weiss APC. Four-corner arthrodesis using a circular plate and distal radius bone grafting: a consecutive case series. J. Hand Surg. 2008, 33: 635–642.
15. Keir PJ, Wells RP, Ranney DA. Passive properties of the forearm musculature with reference to hand and finger postures. Clin. Biomech. Bristol Avon 1996, 11: 401–409.
16. Amis AA. Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. J. Biomed. Eng. 1987, 9: 313–320.
17. Kong YK, Lowe BD. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. Int. J. Ind. Ergon. 2005, 35: 495–507.
18. Ambike SS, Paquet F, Latash ML et al. Grip-force modulation in multi-finger prehension during wrist flexion and extension. Exp. Brain Res. 2013, 227: 509–522.

19. O'Driscoll SW, Horii E, Ness R et al. The relationship between wrist position, grasp size, and grip strength. *J. Hand Surg.* 1992, 17: 169–177.
20. Bhardwaj P, Nayak SS, Kiswar AM et al. Effect of static wrist position on grip strength. *Indian J. Plast. Surg.* 2011, 44: 55-58.
21. Haque S, Khan AA. Effects of ulnar deviation of the wrist combined with flexion/extension on the maximum voluntary contraction of grip. *J. Hum. Ergol. (Tokyo)* 2009, 38: 1–9.
22. Pryce JC. The wrist position between neutral and ulnar deviation that facilitates the maximum power grip strength. *J. Biomech.* 1980, 13: 505–511.
23. Lamoreaux L, Hoffer MM. The effect of wrist deviation on grip and pinch strength. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1995, 314: 152–155.
24. Hazelton FT, Smidt GL, Flatt AE et al. The influence of wrist position on the force produced by the finger flexors. *J. Biomech.* 1975, 8: 301–306.
25. Fong PW, Ng GY. Effect of wrist positioning on the repeatability and strength of power grip. *Am. J. Occup. Ther. Off. Publ. Am. Occup. Ther. Assoc.* 2001, 55: 212–216.
26. Nydick JA, Watt JF, Garcia MJ et al. Clinical outcomes of arthrodesis and arthroplasty for the treatment of posttraumatic wrist arthritis. *J. Hand Surg.* 38, 2013: 899–903.
27. Field J, Herbert TJ, Prosser R. Total wrist fusion. A functional assessment. *J. Hand Surg. Edinb. Scotl.* 1996, 21: 429–433.
28. Luegmair M, Houvet P. Effectiveness of Four-Corner Arthrodesis with Use of a Locked Dorsal Circular Plate. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012, 470: 2764–2770.

29. Sauerbier M, Tränkle M, Linsner G et al. Midcarpal arthrodesis with complete scaphoid excision and interposition bone graft in the treatment of advanced carpal collapse (SNAC/SLAC wrist): operative technique and outcome assessment. *J. Hand Surg. Edinb. Scotl.* 2000, 25: 341–345.
30. Cha SM, Shin HD, Kim KC. Clinical and radiological outcomes of scaphoidectomy and 4-corner fusion in scapholunate advanced collapse at 5 and 10 years. *Ann. Plast. Surg.* 2013, 71: 166–169.
31. Adams BD, Grosland NM, Murphy DM et al. Impact of impaired wrist motion on hand and upper-extremity performance. *J. Hand Surg.* 2003, 28: 898–903.
32. Weiss AC, Wiedeman G Jr, Quenzer D et al. Upper extremity function after wrist arthrodesis. *J. Hand Surg.* 1995, 20: 813–817.
33. Hastings H, Weiss AP, Strickland JW. Arthrodesis of the wrist. Indication, technique and functional consequences for the hand and wrist. *Orthopäde* 1993, 22: 86–91.
34. Sollerman C, Ejeskär A. Sollerman hand function test. A standardised method and its use in tetraplegic patients. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* 1995, 29: 167–176.
35. Bain GI, Polites N, Higgs BG et al. The functional range of motion of the finger joints. *J. Hand Surg. Eur. Vol.* 2015, 40: 406–411.
36. Lee JW, Rim K. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J. Biomed. Eng.* 1991, 13: 152–162.
37. Gülke J, Wachter NJ, Geyer T et al. Motion coordination patterns during cylinder grip analyzed with a sensor glove. *J. Hand Surg.* 2010, 35: 797–806.

38. Arauz P, Sisto SA, Kao I. Experimental study of the optimal angle for arthrodesis of fingers based on kinematic analysis with tip-pinch manipulation. *J. Biomech.* 2016, 49: 4009–4015.
39. Arauz PG, Sisto SA, Kao I. Assessment of Workspace Attributes Under Simulated Index Finger Proximal Interphalangeal Arthrodesis. *J. Biomech. Eng.* 2016, 138: 051005–1 bis 051005–11.
40. Melamed E, Polatsch DB, Beldner S et al. Simulated Distal Interphalangeal Joint Fusion of the Index and Middle Fingers in 0° and 20° of Flexion: A Comparison of Grip Strength and Dexterity. *J. Hand Surg.* 2014, 39: 1986–1991.
41. Domalain M, Evans PJ, Seitz WH et al. Influence of Index Finger Proximal Interphalangeal Joint Arthrodesis on Precision Pinch Kinematics. *J. Hand Surg.* 2011, 36: 1944–1949.
42. Landsmeer JM. A report on the coordination of the interphalangeal joints of the human finger and its disturbances. *Acta Morphol. Neerl. Scand.* 1958, 2: 59–84.
43. Landsmeer JM, Long C. The mechanism of finger control, based on electromyograms and location analysis. *Acta Anat. (Basel)* 1965, 60: 330–347.
44. Arauz P, DeChello K, Dagum A et al. Biomechanics and Pinch Force of the Index Finger Under Simulated Proximal Interphalangeal Arthrodesis. *J. Hand Surg.* 2017, 42: 658.e1-658.e7.
45. Holguín PH, Rico AA, Gómez L et al. The coordinate movement of the interphalangeal joints. A cinematic study. *Clin Orthop Relat Res.* 1999, 362:117-124.
46. Kong YK, Seo MT, Kang HS et al. Effect of finger interaction on individual finger: index finger. *Work Read.* 2012, Mass 41 Suppl 1: 5696–5698.
47. Horton TC, Sauerland S, Davis TRC. The effect of flexor digitorum profundus quadriga on grip strength. *J. Hand Surg. Eur. Vol.* 2007, 32: 130–134.

48. Morgan WJ, Schulz LA, Chang JL. The impact of simulated distal interphalangeal joint fusion on grip strength. *Orthopedics*. 2000, 23: 239–241.
49. Jebsen RH, Taylor N, Trieschmann RB et al. An objective and standardized test of hand function. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1969, 50: 311–319.
50. McDowell TW, Wimer BM, Welcome DE et al. Effects of handle size and shape on measured grip strength. *Int. J. Ind. Ergon.* 2012, 42: 199–205.
51. Mühldorfer-Fodor M, Ziegler S, Harms C et al. Grip force monitoring on the hand: Manugraphy system versus Jamar dynamometer. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2014, 134: 1179–1188.
52. Wimer B, Dong RG, Welcome DE et al. Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Med. Eng. Phys.* 2009, 31: 695–704.
53. Kozin SH, Porter S, Clark P et al. The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. *J. Hand Surg.* 1999, 24: 64–72.
54. Talsania JS, Kozin SH. Normal digital contribution to grip strength assessed by a computerized digital dynamometer. *J. Hand Surg. Edinb. Scotl.* 1998, 23: 162–166.
55. Radhakrishnan S, Nagaravindra M. Analysis of hand forces in health and disease during maximum isometric grasping of cylinders. *Med. Biol. Eng. Comput.* 1993, 31: 372–376.
56. Chadwick EK, Nicol AC. A novel force transducer for the measurement of grip force. *J. Biomech.* 2001, 34: 125–128.
57. Mentzel M, Hofmann F, Ebinger T et al. Kraftmessung an der Hand mit einem Sensorhandschuh bei Griffen mit submaximaler und maximaler Kraft. *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.* 2001, 33: 52–57.

58. Jensen TR, Radwin RG, Webster JG. A conductive polymer sensor for measuring external finger forces. *J. Biomech.* 1991, 24: 851–858.
59. Dong RG, Wu JZ, Welcome DE et al. A new approach to characterize grip force applied to a cylindrical handle. *Med. Eng. Phys.* 2008, 30: 20–33.
60. Aldien Y, Welcome D, Rakheja S et al. Contact pressure distribution at hand–handle interface: role of hand forces and handle size. *Int. J. Ind. Ergon.* 2005, 35: 267–286.
61. Seo NJ, Armstrong TJ. Investigation of Grip Force, Normal Force, Contact Area, Hand Size, and Handle Size for Cylindrical Handles. *Hum. Factors J. Hum. Factors Ergon. Soc.* 2008, 50: 734–744.
62. Welcome D, Rakheja S, Dong R et al. An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. *Int. J. Ind. Ergon.* 2004, 34: 507–518.
63. Schmidt HM, Lanz U. *Chirurgische Anatomie der Hand.* (Thieme, 2003).
64. Moriggl B, Putz RV. Der Carpus im Konflikt zwischen Stabilität und Mobilität. *Orthopäde.* 1999, 28: 822–832.
65. Lichtman DM, Schneider JR, Swafford AR et al. Ulnar midcarpal instability-clinical and laboratory analysis. *J. Hand Surg.* 1981, 6: 515–523.
66. Kuhlmann, JN. Experimentelle Untersuchungen zur Stabilität und Instabilität des Karpus. *Frakturen, Luxationen und Dissoziationen der Karpalknochen.* Hippokrates-Verlag 1982: 185–211
67. Watson HK, Ryu J. Evolution of arthritis of the wrist. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1986, 202:57-67.
68. Watson HK, Ballet FL. The SLAC wrist: scapholunate advanced collapse pattern of degenerative arthritis. *J. Hand Surg.* 1984, 9: 358–365.

69. Krimmer H, Krapohl B, Sauerbier M et al. Der posttraumatische karpale Kollaps (SLAC- und SNAC-wrist) - Stadieneinteilung und therapeutische Möglichkeiten. Handchir. Mikrochir. Plast. Chir. 1997, V 29: 228–233.
70. Tünnerhoff HG, Haussmann P. Die mediokarpale Teilarthrodese mit Entfernung des Skaphoids zur Behandlung des fortgeschrittenen karpalen Kollapses. Oper. Orthop. Traumatol. 2005, 17: 233–248.
71. Nagy L, Bächler U. AO-wrist arthrodesis: With and without arthrodesis of the third carpometacarpal joint. J. Hand Surg. 2002, 27: 940–947.
72. Krimmer H. Teil- und Totalarthrodesen am Handgelenk: Neue Trends. Trauma Berufskrankh. 2014, 16: 180–182.
73. Kalb K, Prommersberger KJ. Die vollständige Versteifung des Handgelenks mit der AO-Handgelenk-Arthrodesenplatte. Oper. Orthopädie Traumatol. 2009, 21: 498–509.
74. Hakstian RW, Tubiana R. Ulnar deviation of the fingers. The role of joint structure and function. J. Bone Joint Surg. Am. 1967, 49: 299–316.
75. Schmidt HM, Lanz U. Chirurgische Anatomie der Hand. Thieme, 2003.
76. Eaton RG. Joint Injuries of the hand. C.C. Thomas 1971.
77. Bowers, WH. The Interphalangeal joints. The hand and upper limb. Churchill Livingstone.
78. Slattery PG. The dorsal plate of the proximal interphalangeal joint. J. Hand Surg. Edinb. Scotl. 1990, 15: 68–73.
79. Towfigh H, Hierner R, Langer M et al. Handchirurgie. Springer. 2011, 2: 14-15.
80. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. 2003. Verlag Urban & Fischer.

81. Idler RS. Anatomy and biomechanics of the digital flexor tendons. *Hand Clin.* 1985, 1: 3–11.
82. Bendz P. The functional significance of the oblique retinacular ligament of Landsmeer. A review and new proposals. *J. Hand Surg. Edinb. Scotl.* 1985, 10: 25–29.
83. Hahn P, Krimmer H, Hradetzky A et al. Quantitative analysis of the linkage between the interphalangeal joints of the index finger. An in vivo study. *J. Hand Surg. Edinb. Scotl.* 1995, 20: 696–699.
84. Mentzel M, Benlic A, Wachter NJ et al. Die Dynamik der Bewegungsabläufe der Fingergelenke beim Faustschluss. *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.* 2011, 43: 147–154.
85. Gülke J, Gulkin D, Wachter N. Dynamic aspects during the cylinder grip — flexion sequence of the finger joints analyzed using a sensor glove. *J. Hand Surg. Eur.* Vol. 2013, 38: 178–182.
86. Zhang Y. Prevalence of Symptomatic Hand Osteoarthritis and Its Impact on Functional Status among the Elderly: The Framingham Study. *Am. J. Epidemiol.* 2002, 156: 1021–1027.
87. Sherk HH. Commentaries on the history and cure of diseases. *Digitorum Nodi* by William Heberden MD. *Clin. Orthop.* 2004: S3-4.
88. Talbott JH. From the library of the William Heberdens. *Bull. Med. Libr. Assoc.* 1965, 53: 438–441.
89. Pellegrini VD, Burton RI. Osteoarthritis of the proximal interphalangeal joint of the hand: arthroplasty or fusion? *J. Hand Surg.* 1990, 15: 194–209.
90. Herren DB. Current European Practice in the Treatment of Proximal Interphalangeal Joint Arthritis. *Hand Clin.* 2017, 33: 489–500.

91. Hohendorff B, Franke J, Spies CK et al. Die Arthrodesese des Fingermittelgelenks mittels Zuggurtungsosteosynthese. *Oper. Orthop. Traumatol.* 2017, 29: 385-394.
92. Woodworth JA, McCullough B, Grosland NM et al. Impact of Simulated Proximal Interphalangeal Arthrodeses of All Fingers on Hand Function. *J. Hand Surg.* 2006, 31: 940–946.
93. Burton RI, Margles SW, Lunseth PA. Small-joint arthrodesis in the hand. *J. Hand Surg.* 1986, 11: 678–682.
94. Ishizuki M, Ozawa H. Distal interphalangeal joint arthrodesis using a minimally invasive technique with the herbert screw. *Tech. Hand Up. Extrem. Surg.* 2002, 6: 200–204.
95. Brutus JP, Palmer AK, Mosher JF et al. Use of a headless compressive screw for distal interphalangeal joint arthrodesis in digits: clinical outcome and review of complications. *J. Hand Surg.* 2006, 31: 85–89.
96. Tomaino MM. Distal Interphalangeal Joint Arthrodesis with Screw Fixation: Why and How. *Hand Clin.* 2006, 22: 207–210.
97. Kocak E, Carruthers KH, Kobus RJ. Distal interphalangeal joint arthrodesis with the Herbert headless compression screw: outcomes and complications in 64 consecutively treated joints. *Hand (N Y).* 2011, 6(1): 56-59.
98. Ruchelsman DE, Hazel A, Mudgal CS. Treatment of Symptomatic Distal Interphalangeal Joint Arthritis with Percutaneous Arthrodesis: A Novel Technique in Select Patients. *Hand (N Y).* 2010, 5(4): 434-439.
99. Konan S, Das A, Taylor E et al. Distal interphalangeal joint arthrodesis in extension using a headless compressive screw. *Acta Orthop. Belg.* 2013, 79: 154–158.
100. Stern PJ, Fulton DB. Distal interphalangeal joint arthrodesis: an analysis of complications. *J. Hand Surg.* 1992, 17: 1139–1145.

101. Chaffin DB. Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 1975, 36: 505–511.
102. Li ZM. The influence of wrist position on individual finger forces during forceful grip. *J. Hand Surg.* 2002, 27: 886–896.
103. Caldwell LS, Chaffin DB, Dukes-Dobos FN et al. A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.* 1974, 35: 201–206.
104. Kroemer KH, Howard JM. Towards standardization of muscle strength testing. *Med. Sci. Sports* 1970, 2: 224–230.
105. Trossman PB, Li PW. The Effect of the Duration of Intertrial Rest Periods on Isometric Grip Strength Performance in Young Adults. *Occup. Ther. J. Res.* 1989, 9: 362–378.
106. Roberts HC, Denison HJ, Martin HJ et al. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age Ageing.* 2011, 40: 423–429.
107. Günther CM, Bürger A, Rickert M et al. Grip strength in healthy caucasian adults: reference values. *J. Hand Surg.* 2008, 33: 558–565.
108. Mathiowetz V, Kashman N, Volland G et al. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1985, 66: 69–74.
109. Hahn P, Spies C, Unglaub F et al. Die Messung der Griffkraft: Wertigkeit und Grenzen. *Orthopäde.* 2018, 47: 191–197.
110. Shechtman O, Gutierrez Z, Kokendofer E. Analysis of the statistical methods used to detect submaximal effort with the five-rung grip strength test. *J. Hand Ther. Off. J. Am. Soc. Hand Ther.* 2005, 18: 10–18.

111. Haidar SG, Kumar D, Bassi RS et al. Average versus Maximum Grip Strength: Which is more Consistent? *J. Hand Surg.* 2004, 29: 82–84.
112. Hamilton A, Balnave R, Adams R. Grip strength testing reliability. *J. Hand Ther. Off. J. Am. Soc. Hand Ther.* 1994, 7: 163–170.
113. Mathiowetz V, Weber K, Volland G et al. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. *J. Hand Surg.* 1984, 9: 222–226.
114. Richards LG. Posture effects on grip strength. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1997, 78: 1154–1156.
115. Clinical Assessment Recommendations. American Society of Handtherapists. 1992, 2: 41–46.
116. Mühldorfer-Fodor M, Ziegler S, Harms C et al. Load distribution of the hand during cylinder grip analyzed by Manugraphy. *J. Hand Ther.* 2017, 30(4):529-553.
117. Ikai M, Steinhaus AH. Some factors modifying the expression of human strength. *J. Appl. Physiol.* 1961, 16: 157–163.
118. Mitterhauser MD, Muse VL, Dellon AL et al. Detection of submaximal effort with computer-assisted grip strength measurements. *J. Occup. Environ. Med. Am. Coll. Occup. Environ. Med.* 1997, 39: 1220–1227.
119. Mentzel M, Apic G, Wachter NJ et al. Erfassung der Kraftprofile verschiedener primärer Griffe durch dynamische Kraftmessung mit einem Sensorhandschuh. *Handchir. Mikrochir. Plast. Chir.* 2011, 43: 155–161.
120. Lee JW, Rim K. Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. *J. Biomed. Eng.* 1991, 13: 152–162.
121. Pataky TC, Slota GP, Latash ML et al. Radial force distribution changes associated with tangential force production in cylindrical grasping, and the importance of anatomical registration. *J. Biomech.* 2012, 45: 218–224.

122. Germann G, Harth A, Wind G et al. Standardisierung und Validierung der deutschen Version 2.0 des 'Disability of Arm, Shoulder, Hand' (DASH)-Fragebogens zur Outcome-Messung an der oberen Extremität. *Unfallchirurg*. 2003, 106: 13–19.
123. Boadella JM, Kuijjer PP, Sluiter JK et al. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 2005, 86: 328–331.
124. Bain GI, Watts AC. The outcome of scaphoid excision and four-corner arthrodesis for advanced carpal collapse at a minimum of ten years. *J. Hand Surg*. 2010, 35: 719–725.
125. Leijnse JN, Quesada PM, Spoor CW. Kinematic evaluation of the finger's interphalangeal joints coupling mechanism--variability, flexion-extension differences, triggers, locking swan-neck deformities, anthropometric correlations. *J. Biomech*. 2010, 43: 2381–2393.
126. Verdant C. Syndrome of the Quadriga. *Surg Clin North Am*. 1960, 40: 425-426.
127. Schreuders TAR. The quadriga phenomenon: a review and clinical relevance. *J. Hand Surg. Eur. Vol*. 2012, 37: 513–522.
128. Austin GJ, Leslie BM, Ruby LK. Variations of the flexor digitorum superficialis of the small finger. *J. Hand Surg*. 1989, 14: 262–267.
129. Reilly KT, Schieber MH. Incomplete Functional Subdivision of the Human Multitendoned Finger Muscle Flexor Digitorum Profundus: An Electromyographic Study. *J. Neurophysiol*. 2003, 90: 2560–2570.
130. Ingram JN, Kording KP, Howard IS et al. The statistics of natural hand movements. *Exp. Brain Res*. 2008, 188: 223–236.
131. Wu F, Mehta SS, Dickson D et al. Effect of immobilization of the distal interphalangeal joint of fingers on grip strength. *J. Hand Surg. Eur. Vol*. 2018, 43: 554–557.

132. Khuri, SM. Tension band arthrodesis in the hand. *J. Hand Surg.* 1986, 11: 41-45.

7. DANKSAGUNG

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. Karl-Josef Prommersberger für die Überlassung des interessanten Themas und seine Geduld.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Frau Dr. med. Marion Mühldorfer-Fodor für die tatkräftige Hilfe und Unterstützung während der Erarbeitung meiner Dissertation.

Herrn Prof. Dr. med. Rafael Jakubietz danke ich für die Übernahme des Korreferats.

Ich danke Herrn Dr. Axel Kalpen für die technische Unterstützung.

Den Patienten danke ich für ihre Teilnahme an der Studie.

Ein weiterer Dank gilt meiner Familie und besonders meinem Ehemann.