Universitätsklinikum Ulm

Zentrum für Chirurgie

Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie

Direktor: Prof. Dr. med. F. Gebhard

Veränderungen der Kraftverteilungsmuster an der Hand bei simulierter Medianusläsion

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Raphaela Hütz

Augsburg

2007

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: PD Dr. Nikolaus Wachter

2. Berichterstatter: PD Dr. Annette Kettler

Tag der Promotion: 19.06.2008

Meinen Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis 4
Abkürzungsverzeichnis 5
1 Einleitung 6
1.1 Greiffunktion der Hand 6
1.2 Bedeutung der Sensibilität für die Kraftregulierung 14
1.3 Messung der Greifkraft 16
1.4 Ziele der Arbeit 19
2 Material und Methoden 21
2.1 Probanden 21
2.2 Versuchsaufbau und Messungen 21
2.3 Versuchsdurchführung 34
2.4 Auswertung und Statistik 35
3 Ergebnisse 37
3.1 Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff mit Greifkörpern unterschiedlichen Durchmessers 37
3.2 Veränderung der willentlich submaximalen und der maximalen Kraftausübung bei simulierter Medianusläsion 41
3.3 Unterscheidung zwischen willkürlicher submaximaler Kraftausübung ohne Nervenbetäubung (vorgetäuschter Kraftverlust) und einer maximalen Kraftausübung unter Medianusblockade 45
4 Diskussion 48
4.1 Diskussion der Methodik 48
4.2 Diskussion der Ergebnisse 61
4.3 Beantwortung der eingangs gestellten Fragen 78
5 Zusammenfassung 82
6 Literaturverzeichnis 84

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
cm	Zentimeter
CTS	Karpaltunnelsyndrom
D1	distaler Drucksensor des Daumens
D2	distaler Drucksensor des Zeigefingers
D3	distaler Drucksensor des Mittelfingers
D4	distaler Drucksensor des Ringfingers
D5	distaler Drucksensor des Kleinfingers
DIP	distales Interphalangealgelenk
EMG	Elektromyogramm
g	Gramm
IP	Interphalangealgelenk des Daumens
KG	Kraftgriff
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
Mm.	Musculi
mm	Millimeter
MP	Metacarpophalangealgelenk
N	Newton
N.	Nervus
n	Anzahl
P1	proximaler Drucksensor des Daumens
P2	proximaler Drucksensor des Zeigefingers
P3	proximaler Drucksensor des Mittelfingers
P4	proximaler Drucksensor des Ringfingers
P5	proximaler Drucksensor des Kleinfingers
PIP	proximales Interphalangealgelenk
s	Sekunde

1 Einleitung

1.1 Greiffunktion der Hand

Die Hand des Menschen ist als ein komplexes Greiforgan und gleichzeitig als Sinnesorgan von großer Bedeutung. Durch ein Zusammenspiel der einzelnen funktionellen Komponenten sowie durch eine exakte Positionierung der einzelnen Fingerglieder wird die Greiffunktion der Hand ermöglicht. Läsionen des Mittelnerven (Nervus medianus) können auf die Greiffunktion der Hand weit reichende Auswirkungen haben. Eine Medianusverletzung beeinträchtigt die Greiffähigkeit, da es neben einer Paralyse der Thenarmuskulatur zu einem sensorischen Defizit der radialen Handinnenfläche und der Beugeseite des Daumens, Zeigefingers, Mittelfingers und des radialen Ringfingers kommt [68].
Aufgrund der Bedeutung der Funktionsausfälle bei einer distalen Medianusparese ist es von Interesse, die Auswirkungen einer Medianusläsion auf die Greifkraft durch biometrische Messungen in vivo zu quantifizieren. Hierzu wurden in der vorliegenden Studie die Auswirkungen einer simulierten tiefen Medianusläsion durch Blockade des N. medianus mit Lokalanästhetikum auf die Kraftverteilungsmuster an der Hand, auf die Greifkraft bei verschiedenen Greifformen sowie die Auswirkungen auf die Steuerung der Greifkraft untersucht.

Physiologische Greiffunktion der Hand

Die dreigliedrigen Finger verfügen über jeweils zwei Beugesehnen (Flexorsehnen) und eine Strecksehne (Extensorsehne). Ausnahmen bilden der Zeige- und Kleinfinger, die über jeweils zwei Strecksehnen verfügen. Die beiden Beugesehnen sowie die Strecksehnen, die sich über mehrere Glieder der Fingerkette erstrecken, werden dem extrinsischen System zugerechnet. Durch das intrinsische System, das aus je einem M. lumbricalis, zwei Mm. interossei und dem Landsmeerschen Band (Ligamentum retinaculare obliquum, ORL) besteht, können die Komponenten des extrinsischen Systems koordiniert und gekoppelt werden [8,41].

Der Daumen verfügt über eine lange Beugesehne (Sehne des M. flexor pollicis longus). Zusätzlich besitzt er jedoch noch einen kurzen Beugemuskel (Flexor pollicis brevis), der am Grundglied inseriert. An der Palmarseite kann der Daumen alle Finger und ein Stück des Handballens bestreichen (Abbildung 1). Die Gegenüberstellung des Daumens wird als Opposition bezeichnet. Die Opposition ist für den Präzisionsgriff und vor allem für den Kraftgriff eine unverzichtbare Voraussetzung (Abbildung 2). Definitionsgemäß befindet sich der Daumen in Oppositionsstellung, wenn sich die Daumenbeere strikt parallel derjenigen des Mittelfingers befindet. Der Daumen kann mit den Spitzen aller übrigen Finger Kontakt aufnehmen. Die Opposition ist eine zusammengesetzte Bewegung im Sattelgelenk mit einem Rotationsmoment. Im klinischen Sprachbereich beinhaltet der Begriff Opposition zugleich Bewegungen im Grund- und Endgelenk des Daumens. Außer dem M. opponens wirken hierbei alle kurzen Daumenmuskeln, ferner der M. abductor pollicis longus mit. Die Rückstellung (Reposition) bewirken der M. extensor pollicis longus und brevis (Abbildung 3).

Beim Beugen bewegen sich die Finger in Ebenen, die nach palmar konvergieren, die Fingerspitzen streben zusammen. Selbst das Metakarpale des fünften Fingers unterstützt das Zusammenführen. Durch Mitbeteiligung des Daumens kommt ein „Daumen - Fingerspitzschluss“ zustande (Abbildung 3). Dieser „Spitzgriff“, bei dem der Daumen und der Zeigefinger beteiligt sind, sowie der „Präzisionsgriff“, der durch den Daumen, den Zeigefinger und den Mittelfinger erzeugt wird, sind für das feste Erfassen kleiner Gegenstände besonders wichtig. Ganz entscheidend für besonders feinere Arbeiten ist das Zusammenspiel der dreigliedrigen Finger mit dem aktiven Gegenspieler, dem Daumen. Aber auch für den „Kraftgriff“, bei dem alle dreigliedrigen Finger mit Hilfe des opponierten Gegenspielers, dem Daumen, einen zylindrischen Greifkörper umschließen und halten, ist die intakte, aufeinander abgestimmte Funktionsfähigkeit der Hand- und Daumenballenmuskulatur essenziell.

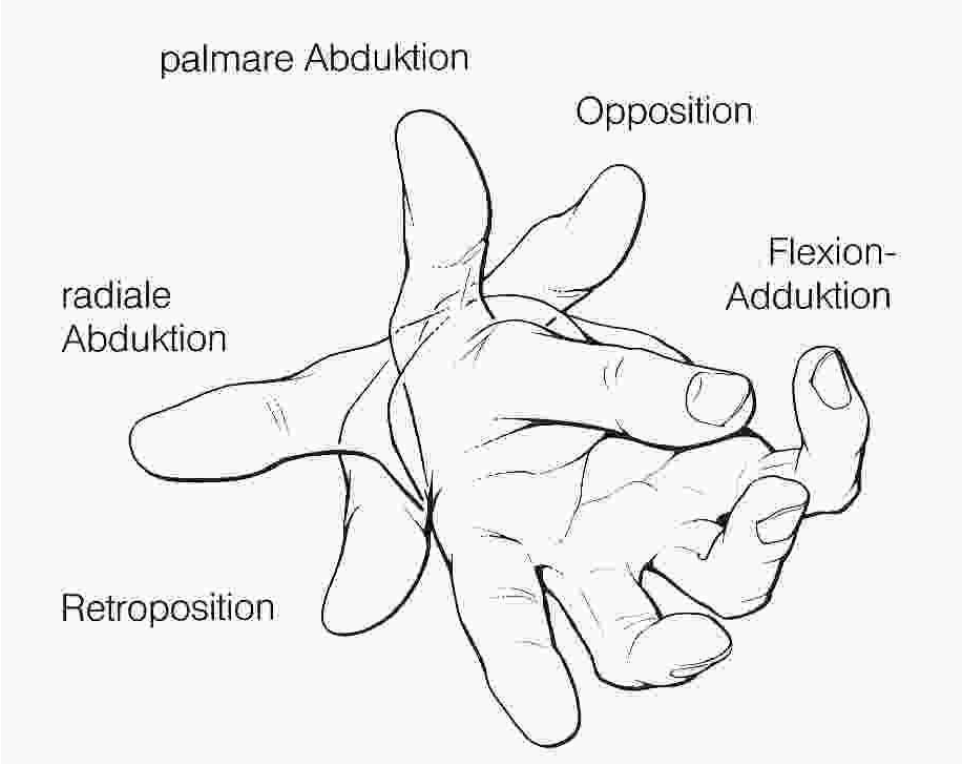


Abbildung 1: Bewegungen des Daumens;
Stellung des Daumens in der Ansicht von vorn
[72, S.104]

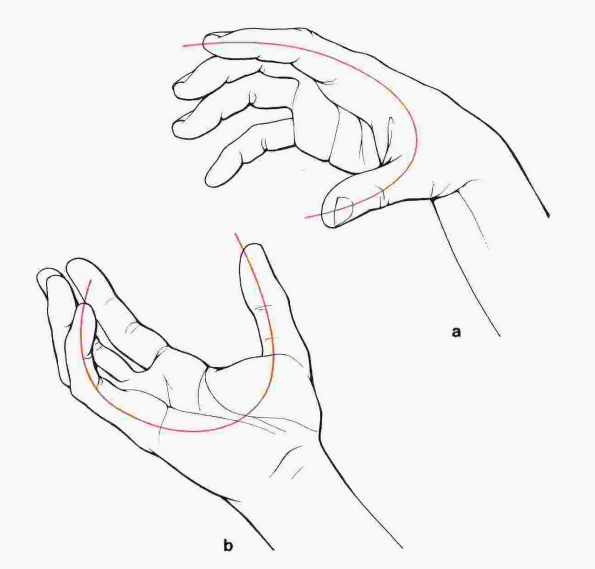


Abbildung 2: Die schrägen Bögen der Hand bei der Opposition
a) Der Daumen bildet mit dem Zeigefinger den funktionell wichtigsten Bogen für den Präzisionsgriff.
b) Zwischen Daumen und Kleinfinger befindet sich der Bogen für den Kraftgriff.
[73, S.153]

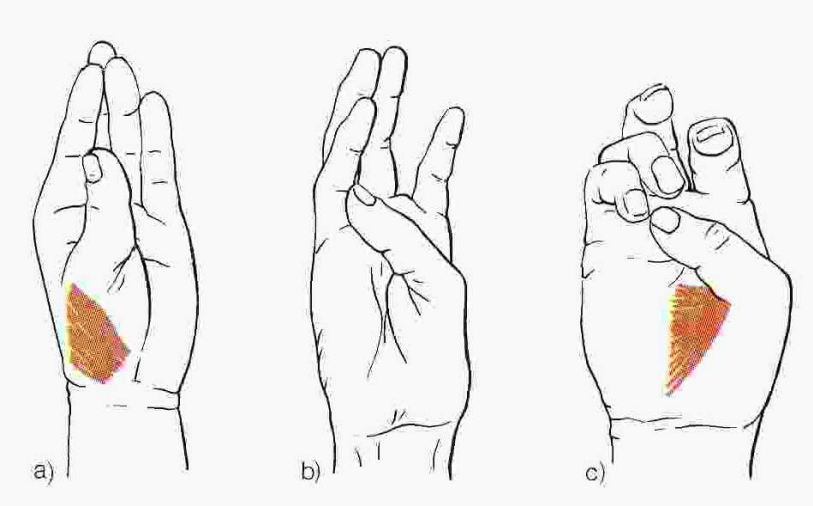


Abbildung 3: a) Wirkung des Opponens pollicis. Das Metacarpale I wird den anderen Fingern gegenübergestellt und dabei einwärts gekreiselt.
b) Daumen-Fingerspitzen-Schluss unter alleiniger Wirkung des Flexor pollicis brevis. Das erste Metacarpale und die Grundphalanx werden gebeugt. Das Endglied des Daumens erreicht nur die Volarseite der Grundphalanx des Kleinfingers.
c) Wirkung des Adductor pollicis bei Lähmung der übrigen Muskeln des Daumenballens. Die Daumenspitze erreicht nur den radialen Rand der Endphalanx des Kleinfingers.
[87, S.480]

1.1.1 Die Funktion des N. medianus unter physiologischen Bedingungen

Der N. medianus (C6 – Th1) verzweigt sich in der Hohlhand in drei Endäste, die Nn. digitales communes des ersten bis dritten Fingers (Abbildung 4). Der N. digitalis communis des Daumens innerviert motorisch die gesamte Thenarmuskulatur, also alle Daumenballenmuskeln, die nicht wie der M. adductor pollicis sowie der tiefe Kopf des M. flexor pollicis brevis vom N. ulnaris innerviert werden: M. abductor pollicis brevis, den oberflächlichen Kopf des M. flexor pollicis brevis und den M. opponens pollicis.
Der zweite und dritte Endast des N. medianus innervieren motorisch die Mm. lumbricales I und II. In Höhe der Fingergrundgelenke teilen sich die drei Endäste des N. medianus in je zwei Nn. digitales palmares proprii auf, die sensibel die Haut der dreieinhalb radialen Finger versorgen. Deshalb bestehen bei distaler Medianuslähmung entsprechende motorische und sensible Ausfallserscheinungen.

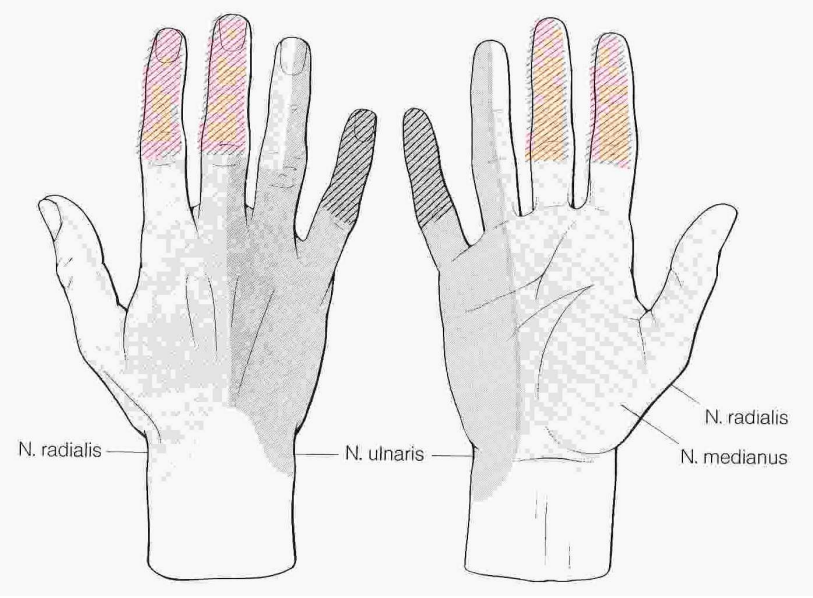


Abbildung 4: Autonom- (schraffiert) und Maximalgebiete von N. ulnaris, N. medianus und N. radialis (dorsal und palmar)
[74, S.216]

1.1.2 Ursachen für Läsionen des Nervus medianus

Die häufigste Ursache für eine Beeinträchtigung der Funktion des Nervus medianus ist ein Engpasssyndrom im Karpaltunnel, das sogenannte Karpaltunnelsyndrom. Es entsteht durch Volumenzunahme des Kanalinhaltes, am häufigsten durch chronische Synovialitis der Beugersehnen. Dies kann unter anderem zu motorischen Ausfällen, zur Atrophie der Daumenballenmuskulatur durch mechanische Kompression des N. medianus und zu nächtlichen Schmerzen führen (Brachialgia paraesthetica nocturna). Außerdem kommt es zu Sensibilitätsstörungen der Hohlhand im radialen Bereich und der Beugeseite des ersten bis dritten Fingers einschließlich der radialen Seite des Ringfingers. Meist tritt das Karpaltunnelsyndrom bei Frauen zwischen dem 40. und 50. Lebensjahr auf. Diagnostiziert wird diese Medianuskompression gewöhnlich mithilfe der Elektromyografie und der Elektroneurografie. Maßgeblich für die Diagnostik ist die klinische Untersuchung. Hierfür sind insbesondere das Tinel-Hoffmann-Zeichen und der Phalen-Test wichtig. Die Therapie der Wahl stellt die Nervendekompression durch operative Spaltung des Retinaculum flexorum dar. Differenzialdiagnostisch müssen davon zum Beispiel Durchblutungsstörungen und vertebragene Schmerzen abgegrenzt werden. Weitere pathologische Veränderungen im Handgelenksbereich wie rheumatische Arthritis, Arthrose des Handgelenkes – insbesondere des Mediokarpalgelenkes und Polyneuropathie - sollten ebenso differenzialdiagnostisch mitberücksichtigt werden. Auch eine Fehlstellung des Radius in Folge distaler Radiusfraktur kann auslösender Faktor sein. Die Nervenkompression kann aber auch proximal liegen, z. B. in der Pronatorenloge oder im Halswirbelsäulenbereich.

Die Läsion des N. medianus beeinträchtigt die Greiffunktion der Hand entscheidend. Eine Affektion des N. medianus ist sowohl aufgrund einer direkten Kompression durch die Fraktur als auch durch Ödem- und Hämatombildung sowie hieraus entstehende Zugwirkungen möglich. Auch eine chronische Druckentwicklung als Folge eines Traumas oder im Zuge der Nachbehandlung durch Immobilisation kann den Nerven beeinträchtigen. Das Aufspießen oder die

Durchtrennung des N. medianus durch ein knöchernes Fragment ist eher die Ausnahme.

Einer hohen, das heißt proximalen Medianuslähmung liegt meist eine Druckschädigung im Schulterbereich zugrunde. Bei proximalen Paresen bestehen Paresen der langen Flexorensehne des Daumens, der oberflächlichen und tiefen Flexorensehne des Zeigefingers und zu einem geringen Grad des Mittelfingers. Beim Versuch, die Faust zu schließen, entsteht bei proximaler Medianusparese die hierfür charakteristische Schwurhand, da ja die langen Flexoren des Unterarms nicht mehr innerviert werden. Dabei ist der Zeigefinger gestreckt, der Mittelfinger leicht und der Ring- sowie der Kleinfinger vollständig gebeugt, da die beiden letztgenannten Finger vom N. ulnaris innerviert werden. Bei der Schwurhand ist die Beugung des Mittel- und Endgelenkes des zweiten und dritten Fingers nicht möglich, während aber die Beugung der Grundgelenke durch die vom N. ulnaris innervierten Mm. interossei aufrechterhalten ist. Charakteristisch ist sowohl für die proximale, aber auch für die distale Medianuslähmung die Haltung des Daumens. Der Daumen kann nicht gebeugt und opponiert, dafür aber adduziert werden. Aufgrund des Ausfalls der wichtigsten opponierenden Muskeln kann der Daumen bei beiden Formen der Medianusparese das Endglied des kleinen Fingers nicht mehr berühren. Die „Daumen-Kleinfinger-Probe“ fällt somit negativ aus (Abbildung 5).

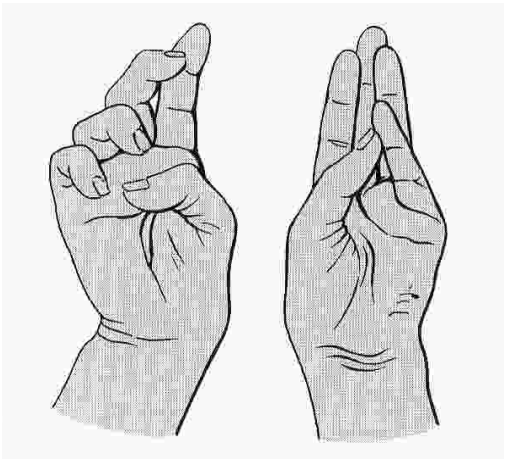


Abbildung 5: Daumen-Kleinfingerprobe bei Ausfall des N. medianus
Wegen des Ausfalls der wichtigsten opponierenden Muskeln kann der Daumen bei Medianusparese das Endglied des kleinen Fingers nicht berühren.
[87, S.471]

In Abgrenzung zur proximalen kommt die distale Medianusparese am Handgelenk weitaus häufiger vor, welcher eine Verletzung oder eine Kompression des Nerven in der Nähe des Handgelenks zugrunde liegt. Charakteristisch für die distale Medianuslähmung ist die so genannte „Affenhand“, die durch eine – aufgrund einer schon längere Zeit andauernder fehlender Innervation durch den N. medianus bedingten - Atrophie der Daumenballen- bzw. Thenarmuskulatur entsteht. Hierbei muss aber angemerkt werden, dass diese Muskelatrophie bei einer Schädigung des N. medianus nicht ganz so drastisch ausfällt, da der M. adductor pollicis, der der größte, kräftigste und am tiefsten gelegene Thenarmuskel ist, vom Ramus profundus des N. ulnaris innerviert wird. Bei 10% kann auch ein Ast des N. medianus an der Nervenversorgung dieses kräftigsten Thenarmuskels teilhaben. Im Zuge der distalen Medianuslähmung entwickeln sich vegetativ-trophische Störungen der Haut im Handbereich, Sensibilitätsstörungen der volaren Seite des ersten bis dritten Fingers, der radialen Seite des vierten Fingers sowie dorsal der distalen Phalangen des zweiten bis vierten Fingers. Differenzialdiagnostisch müssen in diesem Zusammenhang eine Armplexuslähmung, eine Volkmann-Kontraktur (ischämische Muskelkontraktur) sowie eine amyotrophische Lateralsklerose abgegrenzt werden. Bei 20 bis 30% der Durchtrennung des Medianus am Handgelenk ist das Oppositionsdefizit am Daumen aufgrund der Mitinnervation der Thenarmuskulatur durch den N. ulnaris jedoch eher gering ausgeprägt.

1.2 Bedeutung der Sensibilität für die Kraftregulierung

Nach Nowak et al. ist eine uneingeschränkte Sensibilität der greifenden Finger, maßgeblich vermittelt durch Mechanorezeptoren in der Haut der Fingerbeeren, für eine effiziente Regulation der Greifkraft unerlässlich. Eine präzise Anpassung der Greifkraft hängt also entscheidend vom sensorischen Feedback ab [63,64]. Insbesondere Erkrankungen, die vornehmlich die distalen Abschnitte des peripheren Nervensystems betreffen, wie Nervenkompressionssyndrom oder Karpaltunnelsyndrom und Polyneuropathien, führen zu einer Beeinträchtigung der sensiblen Afferenzen der Hände [64]. So konnten in einer Studie von Nowak et al. übermäßig erhöhte Fingerkräfte bei Patienten mit Karpaltunnelsyndrom und sensibler Polyneuropathie nachgewiesen werden [64,66]. Lowe und Freivalds entdeckten bei ihren Versuchspersonen mit chronischem Karpaltunnelsyndrom ebenfalls eine Steigerung der Greifkraft [44]. Augurelle et al. untersuchte in seiner Studie die Regulierung der Greifkraft während digitaler Anästhesie und beobachtete dabei auch die signifikant erhöhte Greifkraft während der Abwesenheit der sensorischen Innervation durch Betäubung des N. cutaneus und Ausschaltung der sensiblen Innervation durch diesen Nerven [6]. Das dynamische Zusammenspiel zwischen sensorischer Information und motorischer Befehle stellt laut Witney und anderen Autoren die Basis dar für die Fähigkeit, die Greifkraft flexibel anzupassen. Witney et al. berichten, dass das Feedback des N. cutaneus für die Anpassung und Aufrechterhaltung der Greifkraftregulierung ausschlaggebend ist [98]. Mit anästhesierten Fingern, genauer gesagt mit einer anästhesierten radialen Hohlhand sowie des ersten bis dritten Fingers einschließlich der radialen Seite des Ringfingers, wird die Regulierung der Greifkraft trotz bekannter Objekteigenschaften außer Funktion gesetzt. Die fehlende Fähigkeit, die Greifkraft entsprechend anzupassen, wird durch eine erhebliche und inadäquate Steigerung der statischen als auch der dynamischen Kraft zu kompensieren versucht [98]. In Übereinstimmung mit früheren Studien applizierten in einer Studie von Monzee et al. alle Probanden eine signifikant größere Greifkraft nach digitaler Anästhesie des Daumens und des Zeigefingers [58].

In unserer Studie soll anhand der simulierten Läsion des N. medianus ermittelt werden, ob der dadurch erzeugte temporäre Ausfall der sensiblen Afferenzen zu einer Veränderung der Kraftregulation bei den verschiedenen Greifformen führt.

1.3 Messung der Greifkraft

Zur Messung der Greifkraft werden verschiedene Kraftmesser, sogenannte Dynamometer verwendet. In der Regel wird die globale Kraft der ganzen Hand beim Kraftgriff mit hydraulischen Dynamometern mit hantelförmigem Griff gemessen [52,53]. Die Kraft zwischen dem Daumen und einem Finger wird dagegen mit sogenannten Kneifdynamometern gemessen. Diese kommen beim Spitz-, Präzisions- und beim Schlüsselgriff zum Einsatz. Viele Studien beschäftigen sich mit der für verschiedenste klinische Fragestellungen relevanten maximalen Greifkraft.

Die Greifkraft ist abhängig vom Alter und Geschlecht, von dem körperlichen Trainingszustand, der Tageszeit sowie von pathologischen Prozessen, jedoch nicht unbedingt von der Händigkeit [7,15,16,20,49]. Die Bedeutung des Größenverhältnisses zwischen der Hand und dem gegriffenen Objekt für die maximale Kraftentwicklung zeigen Untersuchungen zu Kraftgriffen bei verschiedenen Rastereinstellungen der Dynamometergriffe und mit unterschiedlich großen Zylindern [1,69,70].

Mit herkömmlichen Hanteldynamometern liefern Greifkraftexperimente pro Griff nur einen Betrag für die ganze Hand. Um differenzierte Aussagen über die Kraftentwicklung an den einzelnen Fingern zu erhalten, wurden Dynamometer mit mehreren Tasten entwickelt [33,37,55].

Konstruktionsbedingt lassen Dynamometermessungen nur sehr spezielle Griffvarianten zu. An verschiedenen Greifkörpern befestigte druckaktive Folien bieten demgegenüber die Möglichkeit, eine größere Vielfalt von Griffen zu untersuchen und liefern wesentlich differenziertere Kraftverteilungsmuster [43]. Bei der Verwendung von Drucksensoren, die direkt auf den Fingern befestigt sind, lassen sich Kraftmessungen unabhängig von der Form und Gestaltung verschiedenster Greifobjekte durchführen. Mentzel et al. etablierten dynamische Kraftmessungen mittels eines an der Technischen Universität Berlin entwickelten Sensorhandschuhes, der Kraftsensoren an den Beugeseiten der Finger aufweist [52].

1.3.1 Unterscheidungsproblematik zwischen einem tatsächlichen und einem vorgetäuschten Kraftverlust

Bei der Beurteilung der Greiffunktion der Hand ist die Messung der Greifkraft ein wichtiges Kriterium. In der Praxis ist die Unterscheidung eines pathologischen, zum Beispiel durch eine Nervenverletzung an der Hand verursachten Kraftverlust und einem simulierten Kraftverlust des Probanden schwierig. Die Kraftmessung weist eine erhebliche Abhängigkeit von der Objektivität des Untersuchers sowie der Mitarbeit und der Motivation der Untersuchten auf [52]. Zahlreiche Studien beschäftigen sich mit dem Problem des Erkennens eines vorgetäuschten Kraftverlustes. Stokes verglich die Kraftwerte bei einem Jamar-Dynamometer bei verschiedenen Hantelgriffpositionen und meinte, hierdurch einen vorgetäuschten Kraftverlust erkennen zu können [88,89]. Diese Ergebnisse konnten von anderen Autoren nicht bestätigt werden [5,30,60]. In einem weiteren Ansatz mit dem Jamar-Dynamometer wurden schnelle Griffwiederholungen entweder beider Hände im Wechsel oder simultan zur Unterscheidung von maximaler und submaximaler Kraft eingesetzt. Die Untersuchungsprotokolle wurden jedoch immer komplexer, sodass die Anwendung für die Praxis zu umfangreich und die Probanden schließlich überfordert wurden [30,34]. Niebuhr und Mitarbeiter kombinierten Dynamometermessungen mit EMG-Ableitungen über dem M. palmaris longus und dem M. flexor carpi radialis. Die Ergebnisse wurden von den Autoren jedoch sehr zurückhaltend interpretiert [59,61,62]. Bei Griffen mit unterschiedlicher Kraftentwicklung liefern EMG-Daten zwar durch den Kurvenverlauf und die Ermüdungszeit Anhaltspunkte, erscheinen aber für die klinische Anwendung wegen der schwierigen Auswertung und der Notwendigkeit vieler Wiederholungsmessungen in diesem Zusammenhang nicht geeignet [26,96]. Bereits 1983 waren Gilbert und Knowlton der Meinung, dass durch die Auswertung der Kurvenverläufe von Kraft-Zeit-Diagrammen ein vorgetäuschter Kraftverlust aufgedeckt werden könnte. Ähnlich gingen 1989 Smith und Mitarbeiter vor. In beiden Studien wurden die Kraftwerte des Jamar-Dynamometers kontinuierlich aufgezeichnet. Maximal erreichte Kraftwerte eines Griffes wurden im Verhältnis zur Durchschnittskraft über die Griffdauer ausgewertet. Dabei ließen sich bereits

statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Griffen mit maximaler und mit submaximaler Kraft aufzeigen. Eine eindeutige Unterscheidung gelang jedoch nicht zuverlässig [26,85].

So stellt die Lösung des Problems des Erkennens eines vorgetäuschten Kraftverlustes eine Herausforderung dar. Wie Mentzel und Mitarbeiter bereits nachgewiesen haben, ist es mit dem TUB-Sensorhandschuh möglich, experimentell am gesunden Probanden Griffe mit maximalem Kraftaufwand und solche mit submaximaler Kraft entsprechend einem vorgetäuschten Kraftverlust statistisch signifikant zu unterscheiden [52,53]. In dieser Arbeit sollen nun weiterführend auch unter pathologischen Bedingungen im Sinne einer simulierten tiefen Medianusläsion Veränderungen des Kraftverteilungsmusters an der Hand untersucht werden.

1.4 Ziele der Arbeit

Die dynamische Messung der Kraftverteilungsmuster in vivo ist von großer Bedeutung für die Beurteilung der Gebrauchsfähigkeit der Hand. Dabei sollen zum einen Veränderungen des Kraftverteilungsmusters an der Hand unter physiologischen Bedingungen und vergleichend hierzu bei simulierter tiefer Medianusläsion beim Kraftgriff mit Greifkörpern unterschiedlichen Durchmessers untersucht werden.

Außerdem sollen Veränderungen der Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen ohne und mit Medianusläsion sowohl unter maximalem als auch unter submaximalem Kraftaufwand aufgezeigt und analysiert werden. Dabei wird auch auf die sich ändernden Maximalkraftwerte unter physiologischen Bedingungen als auch unter Medianusblockade während der palmaren Abduktion des Daumens eingegangen. Des weiteren soll die Auswirkung der Medianusblockade auf die willentlich submaximale Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen untersucht werden, wobei hierfür die erreichten Kraftwerte bei der submaximalen Kraftausübung mit und ohne Medianusblock verglichen werden.

Die willentliche Steuerung der Kraftausübung soll anhand des Verhältnisses der submaximalen zur maximalen Kraft beim Kraftgriff analysiert werden, wobei in diesem Zusammenhang auf die Bedeutung der sensiblen Afferenzen für die gezielte Steuerung der Kraft eingegangen wird.

Ferner soll geprüft werden, ob sich aus dem zugrunde liegenden Versuchsaufbau eine Methode zur Überführung von Simulanten, die bei intakter Funktionsfähigkeit der Hand einen Kraftverlust vorzutäuschen versuchen, entwickeln lässt. Hierzu werden in vorliegender Studie während verschiedener Greifformen (Spitz-, Präzisions-, Schlüssel- und Kraftgriff) die erreichten maximalen Kraftwerte unter simulierter tiefer Medianusläsion verglichen mit den submaximal, also mit halbem Kraftaufwand erreichten Kraftwerten, die ohne Medianusblockade ausgeübt wurden.

Folgende Fragen sollen im Einzelnen beantwortet werden:

1. Welche Kraftverteilungsmuster weisen die Finger unter physiologischen Bedingungen beim Kraftgriff auf und inwiefern ändern sich diese bei Medianusblockade?

2. Wie verändert sich die Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen (Spitz-, Präzisions-, Schlüssel- und Kraftgriff) bei simulierter distaler Medianuslähmung?

a) Wie verändert sich die Maximalkraft ohne und mit Medianusläsion gemessen mit dem Hantel- und dem Kneifdynamometer bei den verschiedenen Greifformen?
b) Welche Auswirkung hat die Medianusblockade auf die willentlich submaximale Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen?

3. Inwiefern spielen die sensiblen Afferenzen am ersten bis dritten Finger für die Steuerung der Kraftausübung eine Rolle und ergeben sich Veränderungen bei Medianusblockade?

4. Kann eine maximale Kraftanstrengung eines Patienten mit distaler Medianuslähmung am Handgelenk von einer simulierten Kraftminderung des Gesunden, der nur eine submaximale Kraft ausübt, unterschieden werden?

2 Material und Methoden

2.1 Probanden

An der Studie nahmen 20 männliche Probanden mit einem Durchschnittsalter von 31,5 Jahren (23 bis 40 Jahre) teil, wobei es sich dabei um vier Links- und 16 Rechtshänder handelte. Eine klinische Untersuchung der Probanden ergab bei keinem eine pathologisch funktionelle Beeinträchtigung der Hände. Also waren alle Probanden gesund, hatten keine vorausgegangenen neuromuskulären sowie muskuloskelettalen Schäden der oberen Extremitäten und keine in der Vergangenheit liegende periphere Neuropathien, Nervenverletzungen oder frühere chirurgische Interventionen an der Hand oder an den Gelenken vorzuweisen. Durchschnittlich betrug die Handspanne 23 cm (19,5 – 26 cm) und die Handlänge von der distalen Handgelenksbeugefurche bis zur Kuppe des Mittelfingers im Durchschnitt 20 cm (18 bis 21,5 cm). Alle Greifexperimente wurden ausnahmslos an der rechten Hand vorgenommen.

2.2 Versuchsaufbau und Messungen

2.2.1 Trunkusblockade des N. medianus mit Mepivacain

Bei allen Probanden wurde durch Randomisierung entschieden, in welcher Reihenfolge die Messungen mit und ohne Medianusblock jeweils an verschiedenen Tagen durchgeführt wurden, um Gewöhnungseffekte zu minimieren bzw. ganz ausschließen zu können.

Als Lokalanästhetikum wurde bei allen 20 Probanden Mepivacain HCL verwendet, wobei jeweils fünf Milliliter Mepihexal sine ein Prozent unter aseptischen Bedingungen mit einer sterilen Nadel appliziert wurden. Es besitzt gegenüber Lidocain einen erheblichen Vorteil, da seine Wirkungsdauer ohne Adrenalinzusatz

zweieinhalb bis drei Stunden beträgt. Die Wirkung tritt innerhalb von fünf Minuten ein, es handelt sich dann um einen kompletten sensiblen und motorischen Medianusblock [37].

Für den Medianusblock am Handgelenk (Abbildung 6) wurde die Sehne des M. flexor carpi radialis und des M. palmaris longus über eine Distanz von zwei Querfingern über der Handgelenksbeugefalte getastet. Der Einstich erfolgte zwischen den beiden Sehnen in einem Winkel von 20 bis 30 Grad zur Tischebene und zur Längsachse des Handgelenkkanals, um dann im Canalis carpi fünf Milliliter des Lokalanästhetikums zu applizieren, ohne jedoch den N. medianus dabei zu penetrieren oder zu verletzen. Um eine gute Qualität des Medianusblocks zu garantieren, wurde auch subkutan ein Milliliter Lokalanästhetikum deponiert zur Blockade des N. cutaneus palmaris, ein Ast des Medianus, der die palmare Fläche des Daumens innerviert.

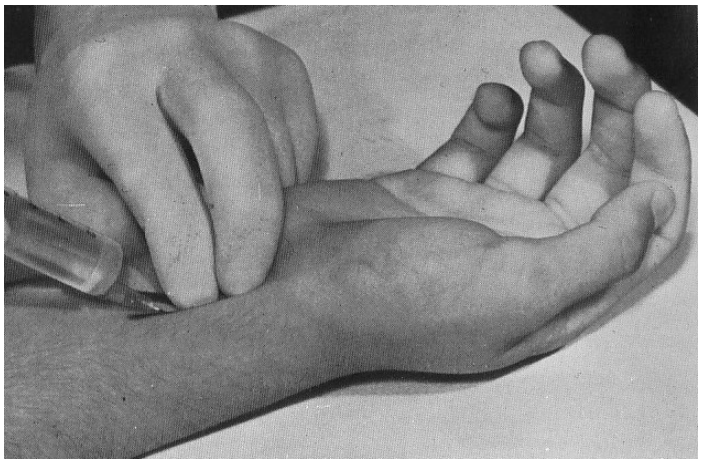


Abbildung 6: Medianusblock am Handgelenk
Die Nadel wird in einem Winkel von 30 Grad zur Handgelenkebene zwischen den Mm. flexor carpi radialis und palmaris eingebracht.

Vor und kurz nach der Nervenblockade untersuchten wir die sensorische Funktion und bewerteten die motorische Kraft in bestimmten Bereichen der Hand, welche die verschiedenen Innervationsgebiete der jeweiligen Nerven am Unterarm – N. radialis, ulnaris und medianus – repräsentieren, um sicher zu stellen, dass nur der N. medianus betäubt gewesen ist.

Die Effektivität der motorischen Medianusblockade wurde analog zu Kozin 1999 dadurch verifiziert, dass eine Palmarabduktion des Daumens nicht mehr möglich war. Hierfür wurde der Handrücken flach auf den Versuchstisch gelegt und versucht, den Daumen bei gleichzeitiger Streckung im Interphalangealgelenk in volle Abduktion zu positionieren [37]. Außerdem war für eine erfolgreiche Betäubung des N. medianus das „Flaschenzeichen“ sehr charakteristisch. Dabei war das vollständige Umgreifen einer Flasche, für das der Daumen erst abduziert und anschließend opponiert werden müsste, durch Lähmung der hierfür notwendigen Thenarmuskulatur nicht mehr möglich; so konnte die Nervenlähmung bestätigt werden.

Die Nervenblockade hielt etwa fünf Stunden an. Innerhalb von circa sechs bis 10 Stunden erlangten alle Probanden zu 100% und ohne bleibende Schäden ihre normale motorische und sensorische Handfunktion zurück.

Die Anwendung der örtlichen Betäubung an gesunden Probanden wurde von der Ethikkommission der Universität Ulm genehmigt (Antrag 36/2003).

2.2.2 Greifformen

Die Greifexperimente wurden alle in einer standardisierten Sitzposition durchgeführt. Zu Beginn der jeweiligen Messung lag die Hand in der Neutralposition mit der palmaren Greifseite nach unten flach auf dem Tisch. Jeder Messvorgang erstreckte sich über jeweils 15 Sekunden. Während dieser Zeit wurde der entsprechende Greifvorgang dreimal wiederholt (Abbildung 7).

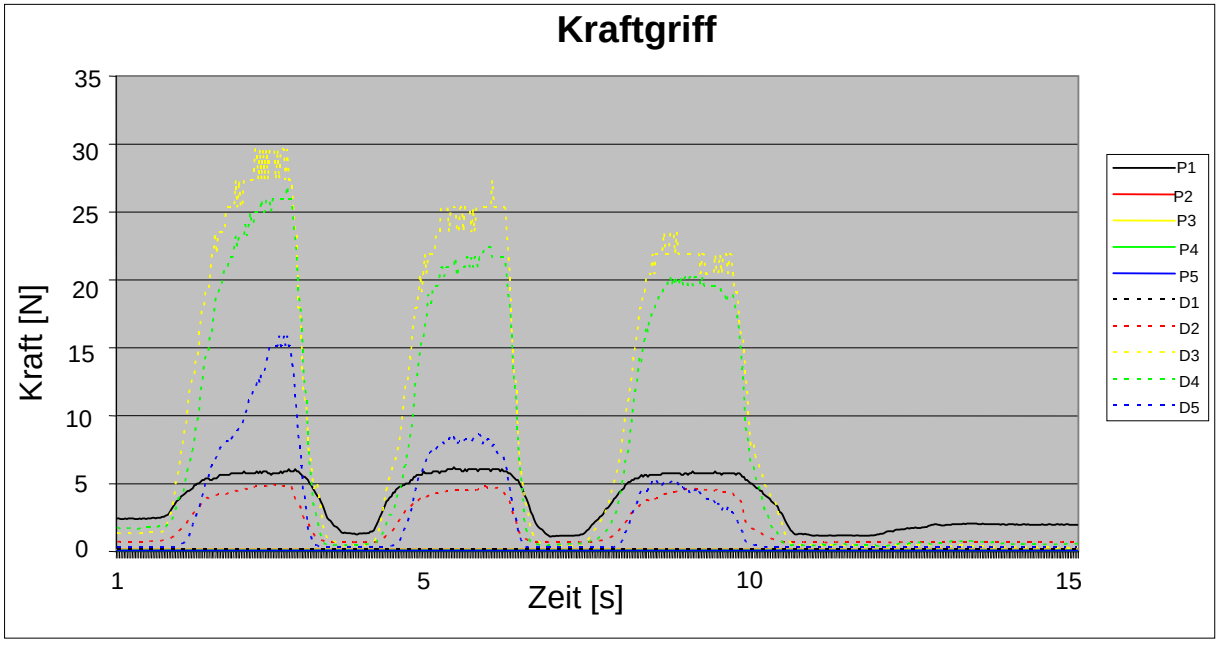


Abbildung 7: Beispieldiagramm anhand des Kraftgriffs
Kraft in Newton [N]; Zeit in Sekunden [s]; proximale (P1 bis P5) und distale (D1 bis D5) Sensoren des ersten bis fünften Fingers

Im Einzelnen wurden folgende Greifformen analysiert, welche in den jeweiligen nachfolgenden Abbildungen veranschaulicht sind (Abbildung 10 bis Abbildung 14):

1. Kraftgriff ausgeführt mit dem Sensorhandschuh an zylindrischen Greifkörpern mit verschiedenen Durchmessern

Bei diesem Kraftgriff wurden zylindrische Greifkörper mit verschiedenen Durchmessern gegriffen, wobei die proximalen und die distalen Sensoren aller fünf Strahlen auf den jeweiligen Greifkörpern auflagen und ausgewertet wurden zur Erstellung der Kraftverteilungsmuster. Es handelte sich um Rundhölzer (KG1 und KG2, Durchmesser 24 und 35 mm) und um Flaschen verschiedener Durchmesser (KG3 und KG4, 62 mm und 76 mm) (Abbildung 8 und Abbildung 9).

2. Spitz-, Präzisions-, Schlüssel- und Kraftgriff am Dynamometer

Diese vier Griffe sind in Tabelle 1 erklärt und in der Abbildung 10, Abbildung 11, Abbildung 12 und in der Abbildung 13 veranschaulicht.
Die jeweils mit dem Dynamometer gemessenen Kraftwerte flossen ein in einen Vergleich der Werte zwischen maximalem Kraftaufwand unter Medianusblockade und submaximaler Kraft ohne Betäubung.

Tabelle 1: Erklärung der vier Griffe am Dynamometer

Kraftgriff	Das Hanteldynamometer mit der mittleren Rasteneinstellung wird zwischen dem Daumenballen und den Endphalangen des zweiten bis fünften Strahls gehalten.
Spitzgriff	Das Kneifdynamometer wird zwischen den Endphalangen des Daumens und des Zeigefingers gehalten.
Präzisionsgriff	Das Kneifdynamometer wird zwischen den Endphalangen des Daumens einerseits und den Endgliedern des Zeigefingers und Mittelfingers andererseits gehalten.
Schlüsselgriff	Das Kneifdynamometer wird wie ein Schlüssel zwischen der Endphalanx des Daumens und der radialen Seitenfläche der Mittelphalanx des Zeigefingers gehalten.

3. Palmare Abduktion mit Sensorhandschuh gegen die große Flasche

Für die Messung der palmaren Abduktion lag die Hand flächig und drucklos an der Flasche mit dem größten Durchmesser an, wobei der Daumen mit der radialen Seite gegen die Flasche abduziert wurde (Abbildung 14). Hierfür wurde der Drucksensor P1 des Sensorhandschuhs von der palmaren Position auf die radiale Seite des Daumens über dem Interphalangealgelenk platziert, dessen gemessene Kraftwerte anschließend auch ausgewertet wurden. Hier sollte untersucht werden, ob sich die Kraftwerte mit und ohne Medianusblockade voneinander unterscheiden.

4. Kraftgriff mit dem Sensorhandschuh am Hanteldynamometer zur Evaluierung der gezielten Ausübung der halben Kraft

Für diesen Kraftgriff wurde das Hanteldynamometer mit der mittleren Rasteneinstellung zwischen dem Daumenballen und den Endphalangen des zweiten bis fünften Strahls gehalten (Abbildung 10). Dabei wurde im ersten Teil des Versuchs der statische Messwert, den die Dynamometeranzeige angab, in die Auswertung miteinbezogen. Im zweiten Teil des Versuchs diente das Hanteldynamometer nur als Greifkörper, wobei die distalen Sensoren des zweiten bis fünften Fingers auf dem Hanteldynamometer auflagen und so die gedrückten Kräfte von den jeweiligen Sensoren gemessen wurden. Hierbei sollte die Fähigkeit der Probanden überprüft werden, gezielt die halbe Kraft auszuüben. Der Anteil der Werte für die submaximale Kraft an der Maximalkraft sollte dadurch sowohl für die Gesamtkraftausübung mit dem Hanteldynamometer als auch für die einzelnen Strahlen - gemessen mit den distalen Sensoren D2 bis D5 - beim Kraftgriff gemessen werden.

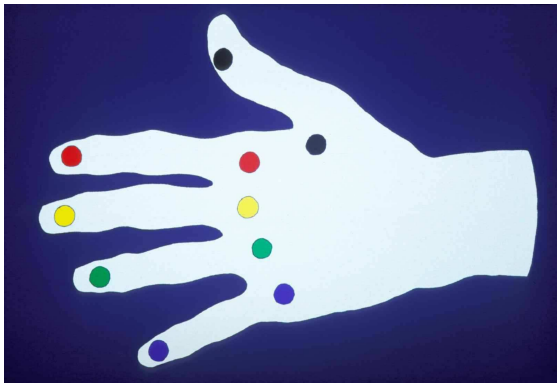
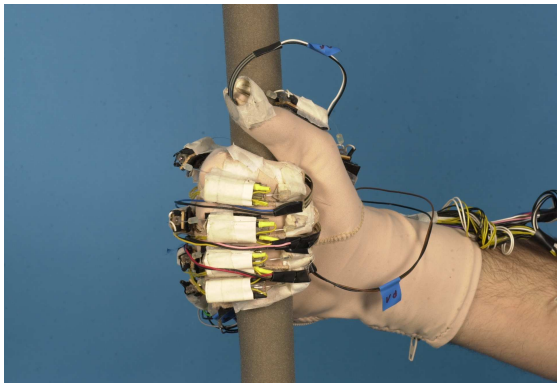
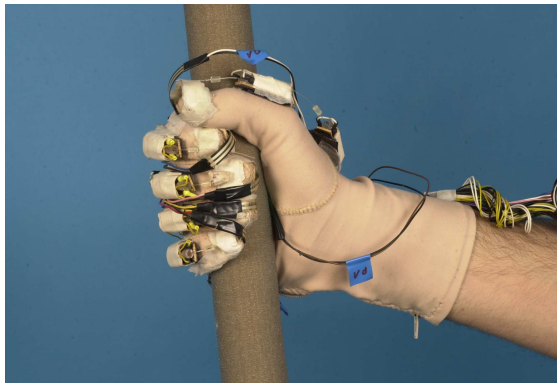


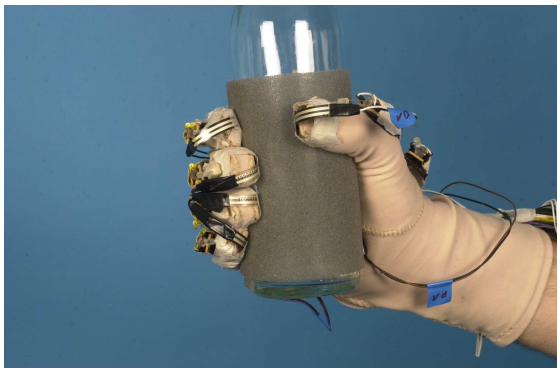
Abbildung 8: die schematische Anordnung der palmaren Drucksensoren für die Kraftgriffe eins bis vier (KG 1, KG 2, KG 3, KG 4) mit dem Sensorhandschuh am kleinen und großen Holz sowie an der kleinen und großen Flasche



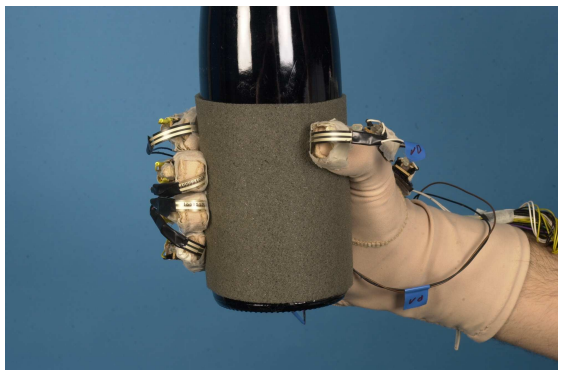
KG 1: Kraftgriff am kleinen Holz



KG 2: Kraftgriff am großen Holz



KG 3: Kraftgriff an der kleinen Flasche



KG 4: Kraftgriff an der großen Flasche

Abbildung 9: Kraftgriffe (KG 1 bis KG 4) mit dem Sensorhandschuh an Greifkörpern unterschiedlichen Durchmessers

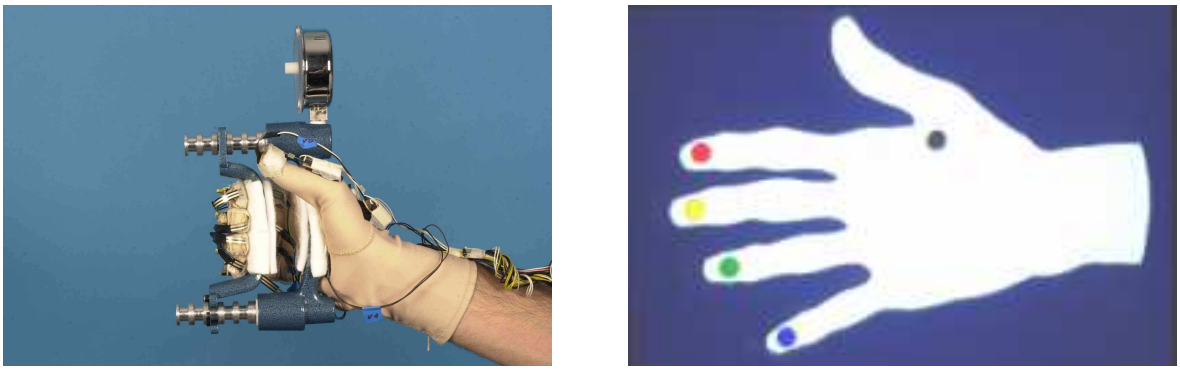


Abbildung 10: Kraftgriff am Hanteldynamometer (linke Abbildung);
die schematische Anordnung der palmaren Drucksensoren (rechte Abbildung)

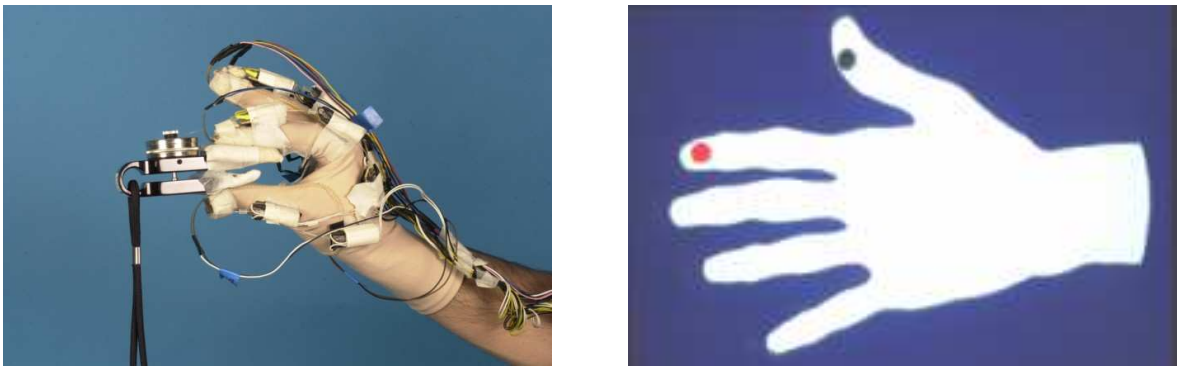


Abbildung 11: Spitzgriff am Kneifdynamometer (linke Abbildung);
die schematische Anordnung der palmaren Drucksensoren (rechte Abbildung)

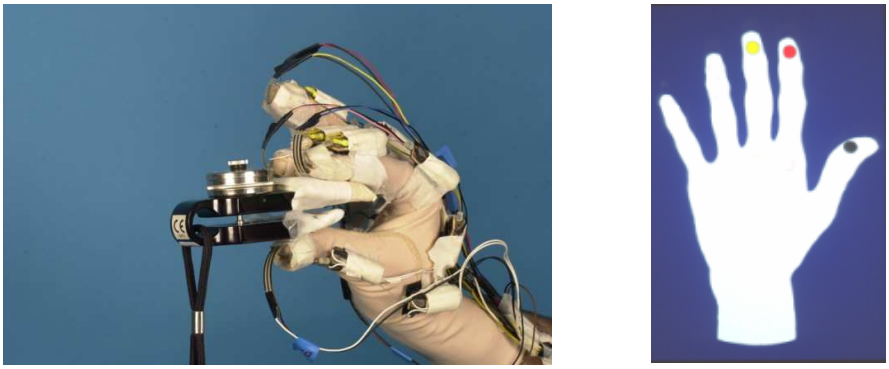


Abbildung 12: Präzisionsgriff am Kneifdynamometer (linke Abbildung);
die schematische Anordnung der palmaren Drucksensoren (rechte Abbildung)

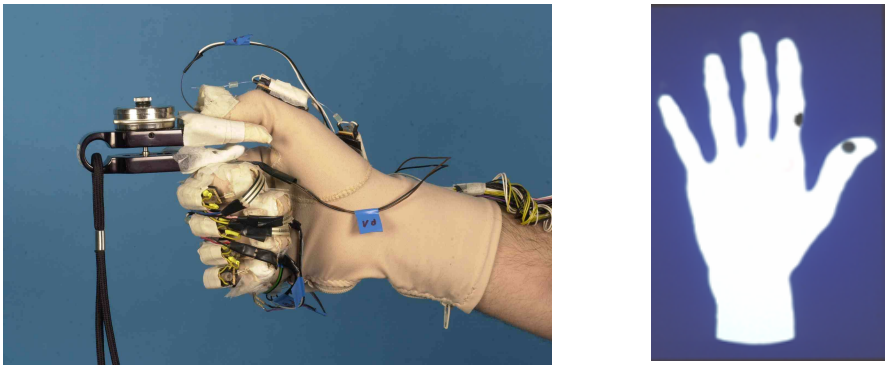


Abbildung 13: Schlüsselgriff am Kneifdynamometer (linke Abbildung);
die schematische Anordnung der palmaren Drucksensoren (rechte Abbildung)

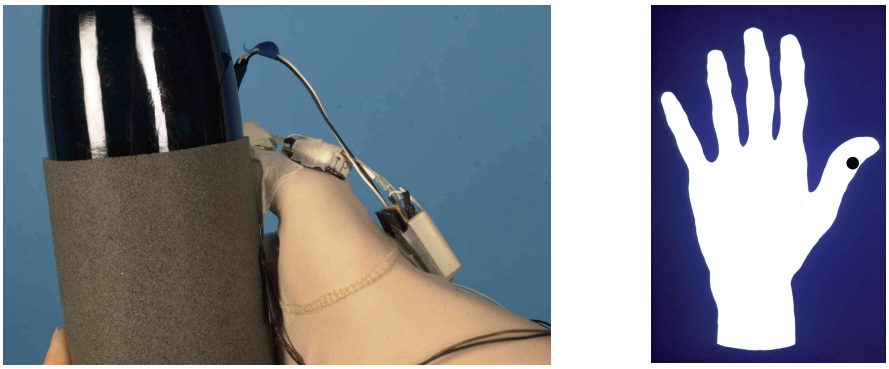


Abbildung 14: palmare Abduktion mit dem Sensorhandschuh an der großen Flasche (linke Abbildung);
die schematische Anordnung des palmaren Drucksensors (rechte Abbildung)

2.2.3 Messung der Gesamtkraft bei den Greifformen mit Dynamometern

Bei vier verschiedenen Griffen, nämlich beim Spitz-, Präzisions-, Schlüssel- und Kraftgriff, wurde die Gesamtkraft sowohl bei maximaler Kraftausübung als auch bei absichtlich submaximaler Kraftausübung gemessen. Zur Messung der Gesamtkraft beim Kraftgriff wurde ein hydraulisches Hanteldynamometer (Baseline Hydraulic Hand Dynamometer, Fabrication Enterprises INC, Irvingston, NY 10533, USA) (Abbildung 15) verwendet, mit dem eine isometrische Greifkraftmessung möglich war. Hierbei war jedoch nur die Messung des statischen Krafthöchstwertes über die drei Greifvorgänge anhand des Ablesens des Dynamometerzeigers möglich. Zur Messung der Gesamtkraft beim Spitz-, Präzisions- und Schlüsselgriff wurde als Greifkörper ein Kneifdynamometer (Pinch Gauge Dynamometer, Model No. PG-30, B+L Engineering, Tuscin, CA 92780, USA) (Abbildung 16) verwendet, auch hier erfolgte nur die Bestimmung des Krafthöchstwertes über die drei Greifvorgänge.



Abbildung 15: Hanteldynamometer

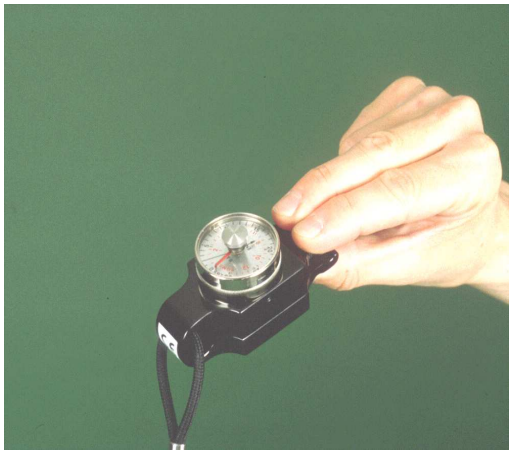


Abbildung 16: Kneifdynamometer

In einem weiteren Versuch, in dem wir den Anteil der Kraftwerte für die halbe Kraft an der Maximalkraft darstellen wollten, wurden diese Werte sowohl für die Gesamtkraftausübung beim Kraftgriff mit dem Hanteldynamometer als auch für die einzelnen Strahlen beim selben Griff mit den distalen Sensoren des Sensorhandschuhs gemessen. Letzteres wird im nächsten Abschnitt bei der „Kraftmessung mit dem Sensorhandschuh“ erklärt.

2.2.4 Messung der Kraftverteilungsmuster mit dem Sensorhandschuh

Das Kraftverteilungsmuster beschreibt die an den einzelnen Fingern ausgeübten Kräfte, genauer gesagt die Kräfte, die von den entsprechenden Drucksensoren registriert werden.

Zur Untersuchung der Verteilungsmuster der Kraft an den fünf Strahlen der Hand und deren Veränderungen bei simulierter tiefer Medianusläsion wurden Messungen mit dem TUB-Sensorhandschuh durchgeführt. Wie bereits oben erwähnt, dienten hierfür zwei Rundhölzer und zwei Flaschen mit jeweils unterschiedlichen Durchmessern als zylindrische Greifkörper für den angewendeten Kraftgriff. Die proximalen und distalen Sensoren des Handschuhs nahmen die aufgewendeten Kräfte auf.

In einem anderen Versuch dieser Arbeit sollte die Fähigkeit der Probanden, gezielt die halbe Kraft auszuüben, untersucht werden. Dabei wurde der Anteil der Kraftwerte für die halbe Kraft an der Maximalkraft für die einzelnen Strahlen der Hand durch Messung der Kräfte mit den distalen Drucksensoren D2 bis D5 beim Kraftgriff bestimmt.

Die Validierung zur Kraftmessung wurde in einigen vorausgegangenen Studien durchgeführt [52,53].

Der Handschuh ist für die rechte Hand konzipiert, besteht aus Baumwolle und Elastan und sein Gewicht beträgt etwa 200 Gramm. Er ist auf der volaren Seite mit zehn Drucksensoren (Drucksensor, Model No. FSR 151 NS, International Electronics & Engineering) ausgestattet (Abbildung 17). Fünf der Drucksensoren wurden für unsere Untersuchungen proximal beugeseitig über den Grundgelenken (P1-P5) und fünf distal auf den Greifseiten der Endglieder (D1-D5) befestigt. Die Position der Sensoren auf dem Handschuh veranschaulicht Abbildung 8.



Abbildung 17: Drucksensor

Alle Sensoren waren über streckseitig befindliche Kabelverbindungen mit dem am Unterarm angebrachten Analog-Digital-Wandler verbunden, wobei die betreffenden Verbindungen und Geräte so platziert waren, dass sie die Greifbewegungen möglichst wenig beeinträchtigten. Dieser den Sensoren und dem Rechner zwischengeschalteten Analog-Digital-Wandler lieferte die Rohdaten, indem er die an den Sensoren anliegende Spannung entsprechend konvertierte. Über eine serielle Schnittstelle erfolgte die Übermittlung der Daten an den Rechner mit der entsprechenden Auswertungssoftware auf JAVA-Basis. Pro Sensor und Sekunde wurden so 25 Messsignale in Echtzeit erfasst, was eine dynamische Untersuchung auch schneller Kraftänderungen erlaubte. Die Messdaten wurden vom Rechner mithilfe Microsoft Excel in einem Kraft-Zeit-Diagramm dargestellt (Abbildung 7).
Um die Auswertung dieser Diagramme deutlich zu vereinfachen und somit den Versuchsaufbau auch für die klinische Anwendung benutzerfreundlicher zu gestalten, wurde speziell hierfür in Zusammenarbeit mit einem Informatiker der Universität Augsburg ein Programm entwickelt. Mithilfe dessen konnten die Werte entsprechender Koordinatenpunkte der einzelnen Kurvenverläufe direkt in entsprechende Exceltabellen eingefügt und für die nachfolgende Auswertung bereitgestellt werden. Die Versuchsergebnisse der 20 Probanden wurden zur besseren Veranschaulichung grafisch in Boxplots dargestellt. Die Boxen kennzeichnen die 25% und 75% Perzentilen und die Balken die 10% bzw. 90% Perzentilen. Die Erstellung der Boxplots und die statistische Auswertung erfolgte mit StatView (Abacus Software).

2.3 Versuchsdurchführung

Vor Durchführung der Versuche wurde der Proband ausreichend über den Versuchsaufbau und -ablauf, die unterschiedlichen Griffe und über die Sitzposition aufgeklärt und mit dem Sensorhandschuh und den Greifkörpern vertraut gemacht. Der Proband durfte vor Beginn der Messungen Griffe mit submaximaler und maximaler Kraftanstrengung zur Probe ausführen, wobei er aber auch hier schon keine Rückmeldung über erreichte Kraftwerte erhielt. Der Sensorhandschuh wurde auf korrekten Sitz an der rechten Hand überprüft und die Sensoren gegebenenfalls neu ausgerichtet. Vor der Versuchsdurchführung nahm der Proband eine standardisierte Sitzposition ein. Der rechte Unterarm lag flach auf dem Versuchstisch mit dem Ellbogen 90° abgewinkelt zum Oberarm. Für die verschiedenen Griffe lagen die Drucksensoren des Sensorhandschuhs bereits drucklos auf dem jeweiligen Greifkörper auf. Aus dieser Position heraus wurden die Versuche und die Messungen begonnen.

Bei jedem Probanden wurden ohne Betäubung des N. medianus und mit Nervenblockade jeweils zwei Messreihen pro Griff durchgeführt, in denen die Probanden eine Messreihe mit maximaler und die andere mit submaximaler Kraftausübung absolvierten. Eine Messung wurde auf 375 Messsignale pro Sensor festgelegt. Das entsprach bei einer Frequenz von 25 Hertz einem zeitlichen Intervall von 15 Sekunden. Während dieser Zeit war ein vorgeschriebener Griff dreimal gleichmäßig innerhalb dieser Zeitspanne verteilt zu wiederholen, wobei der Untersucher das Kommando zur Ausführung des Griffs gab. Zwischen den verschiedenen Greifvorgängen wurde dem Probanden zum Ausschluss einer Muskelermüdung genügend Zeit zur Muskelentspannung eingeräumt. Während der Messungen wurde nicht gesprochen und der Proband erhielt keine Rückmeldung über erreichte Kraftwerte. Die Messreihen mit und ohne Medianusblockade wurden an verschiedenen Tagen in jeweils unterschiedlicher Reihenfolge der aufeinander folgenden Griffe durchgeführt, sodass auch eine Gewöhnung oder ein Lerneffekt ausgeschlossen werden konnte.

2.4 Auswertung und Statistik

Ein Analog-Digital-Wandler konvertierte die durch den Sensorhandschuh gelieferten Rohdaten in Kraftwerte, welche dann mithilfe des Programms Microsoft Excel zur Erstellung von Kraft-Zeit-Diagrammen für die jeweils relevanten Sensoren benutzt worden sind. Daraus ließen sich speziell die Veränderungen der erreichten Kraftwerte, die über eine Zeitspanne von 15 Sekunden aufgezeichnet wurden, als auch die sich daraus ergebende Dynamik aufzeigen. Aus diesen Diagrammen wurden die Zeitpunkte des jeweiligen Beginns der Kraftausübung t1 und des jeweiligen Kraftmaximums t2 für die drei aufeinander folgenden Greifsequenzen a1 bis a3 bestimmt und die Zeitdifferenzen Δt berechnet (Abbildung 18). Die zugehörigen Kraftwerte konnten so berechnet werden, wobei von den drei Werten jeweils der Median für die Auswertung relevant war.

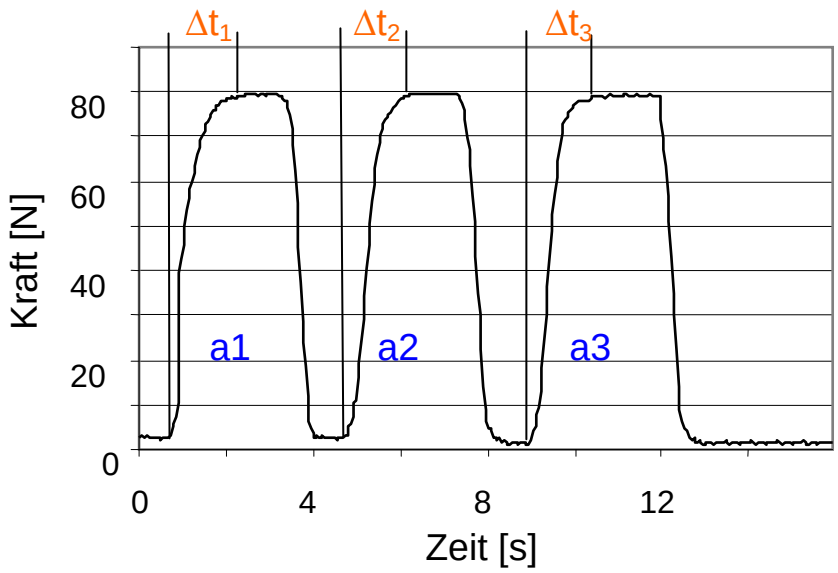


Abbildung 18: Kraft-Zeit-Diagramm mit Greifsequenzen a1 - a3 und Zeitdifferenzen $\Delta t1$ - $\Delta t3$ Kraft in Newton [N]; Zeit in Sekunden [s]

Für den Vergleich der von den Sensoren gelieferten Daten wurden bei jedem Probanden die Differenzen zwischen den Medianen der Sensoren gebildet. Um diese Differenzen für alle 20 Probanden grafisch darzustellen, erfolgte dies mit Hilfe von Boxplots. Die 25% und 75% Perzentilen bilden die Box, die 10% bzw. 90% Perzentilen werden als Querbalken gezeichnet. Die horizontale Linie in der Box bildet den Medianwert. Bei signifikantem Unterschied der Differenz von null wurde die Box fett umrandet (Mann-Whitney-U-Test, $p<0,05$). Die Differenzen mit und ohne Medianusblock wurden mittels des Mann-Whitney-U-Testes verglichen ($p<0,05$).

Die maximalen Kraftwerte, die ohne Betäubung des N. medianus am Handgelenk erreicht wurden, wurden jeweils verglichen mit denjenigen, die unter Medianusblockade erreicht wurden (Mann-Whitney-U-Test, $p<0,05$).

Die maximale Kraft, welche mit Medianusblock erreicht wurde (entspricht dem Patienten mit totalem Funktionsausfall des N. medianus ab dem Handgelenk), wurde verglichen mit der submaximalen Kraft ohne Nervenblockade (entspricht dem Gesunden, der einen Kraftverlust vorzutäuschen versucht) (Mann-Whitney-U-Test, $p<0,05$).

Tabelle 2: Unterteilung der verschiedenen Kraftausübungen

Die Versuche wurden sowohl mit maximalem als auch mit submaximalem Kraftaufwand durchgeführt. Dabei war der N. medianus je nach Fragestellung entweder voll funktionstüchtig (ohne Blockade durch Lokalanästhetikum), was dem gesunden Zustand entspricht (siehe Spalte eins), oder der N. medianus war betäubt (mit Block), was mit einer Medianusläsion zu vergleichen ist (siehe Spalte zwei).

1. Ohne Block = gesund	2. Mit Block = Medianusläsion
1.1 maximale Kraft	2.1 maximale Kraft
1.2 submaximale Kraft (= vorgetäuschte Kraftminderung des Gesunden)	2.2 submaximale Kraft

3 Ergebnisse

3.1 Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff mit Greifkörpern unterschiedlichen Durchmessers

Bei den Greifkörpern KG1 (kleines Holz) und KG2 (großes Holz) mit den geringeren Durchmessern verteilte sich die Kraft auf die proximalen Sensoren P1 bis P5 und auf die distalen Sensoren D1 bis D5 annähernd gleich, wobei der Median bei den distalen Sensoren etwas überwog (Abbildung 19, Abbildung 20). Betrachtet man aber die Kraftverteilung bei ansteigendem Durchmesser der Greifkörper KG3 (kleine Flasche) und KG4 (große Flasche), so zeigte sich eine deutliche Verschiebung der Kraftausübung auf die distalen Sensoren (Abbildung 21, Abbildung 22). Je größer also der Durchmesser des Greifkörpers wurde, desto mehr übernahmen die Endglieder die Kraftausübung und folglich verzeichneten auch die distalen Sensoren die meiste Kraftaufnahme.

Beim Kraftgriff der Greifkörper mit kleinem Durchmesser (KG1 und KG2) kam es sowohl bei den proximalen Sensoren P1 bis P5 als auch bei den distalen Sensoren D1 bis D5 tendenziell zu einer Abnahme der Greifkraft bei Medianusblock (Abbildung 19, Abbildung 20). Diese Abnahme war bei KG1 für die Sensoren P2, P3 und P5 sowie für D1 und D4 signifikant ($p<0,05$). Bei KG2 war die Abnahme der Greifkraft bei Medianusblock bei den proximalen Sensoren zwar noch sehr ausgeprägt (signifikant für P1 und P3, $p<0,05$), bei den distalen Sensoren jedoch uneinheitlich. Beim Greifen eines größeren Greifkörpers (KG3) war sowohl bei den proximalen als auch bei den distalen Sensoren keine signifikante Abnahme der Greifkraft mehr zu verzeichnen (Abbildung 21). Beim Greifen des größten Greifkörpers (KG4) war bei den distalen Sensoren zum Teil sogar eine signifikante Zunahme der Greifkraft zu erkennen (signifikant bei D2 und D4, $p<0,05$) (Abbildung 22).

Beim Vergleich der Kraftverteilung unter Medianusblockade in Abhängigkeit des ansteigenden Greifkörperdurchmessers von KG1 bis KG4 zeigte sich wie auch in der Messreihe ohne Block bei KG1 und KG2 eine annähernd gleiche Kraftverteilung auf die proximalen P1 bis P5 als auch auf die distalen D1 bis D5

Sensoren. Auch in dieser Messreihe unter Medianusblockade verlagerte sich bei ansteigendem Greifkörperdurchmesser KG3 und KG4 die Kraftausübung auf die distalen Sensoren.

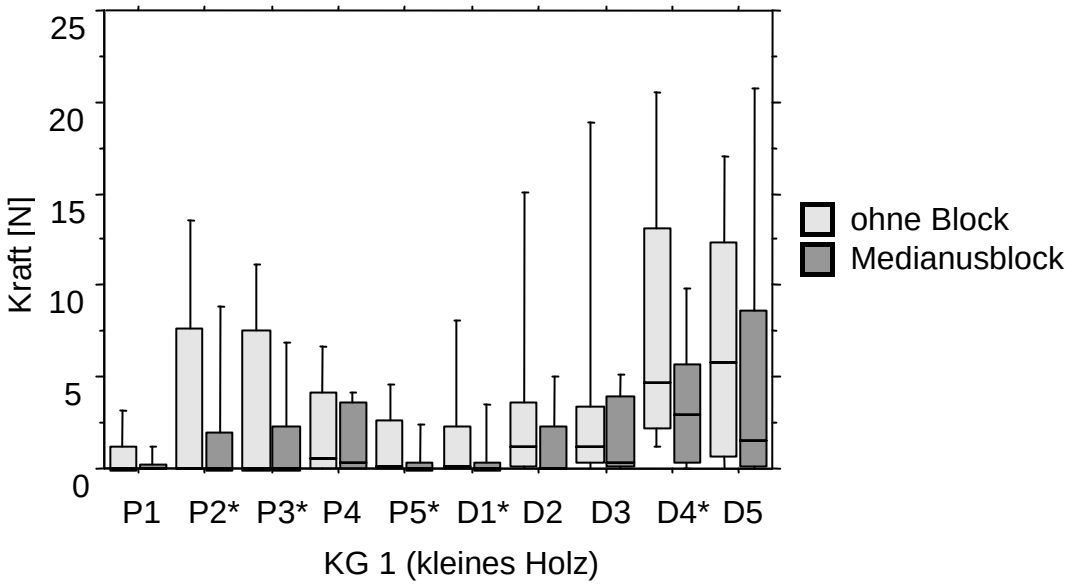


Abbildung 19: Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff KG 1 jeweils ohne und mit Medianusblock
Kraft in Newton [N]; proximale (P1 bis P5) und distale (D1 bis D5) Sensoren des ersten bis fünften Fingers
(signifikanter Unterschied zwischen Werten ohne und mit Medianusblock, Wilcoxon Test für verbundene Stichproben, p<0,05)*

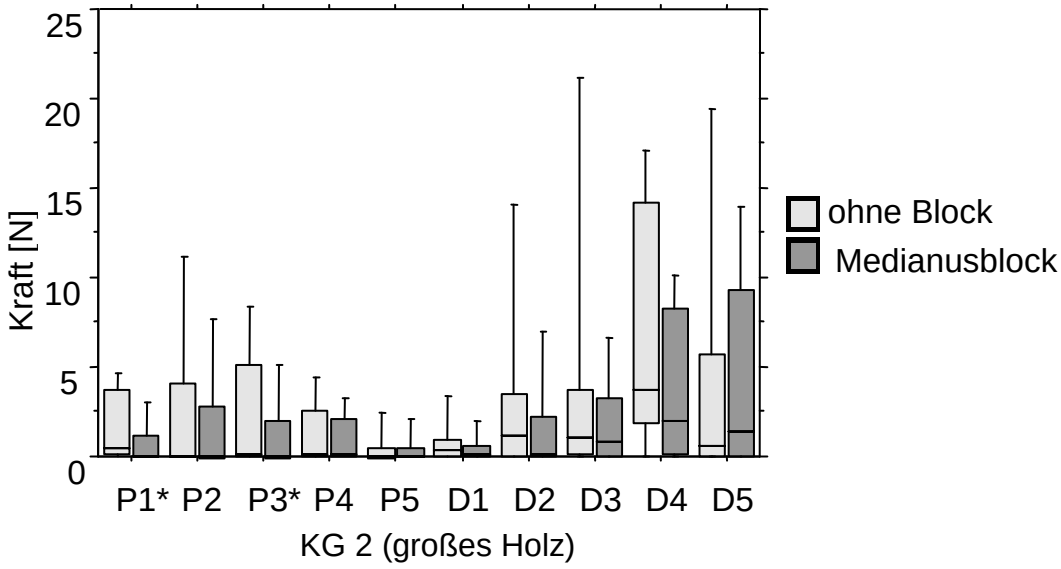


Abbildung 20: Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff KG 2 jeweils ohne und mit Medianusblock
Kraft in Newton [N]; proximale (P1 bis P5) und distale (D1 bis D5) Sensoren des ersten bis fünften Fingers
(signifikanter Unterschied zwischen Werten ohne und mit Medianusblock, Wilcoxon Test für verbundene Stichproben, p<0,05)*

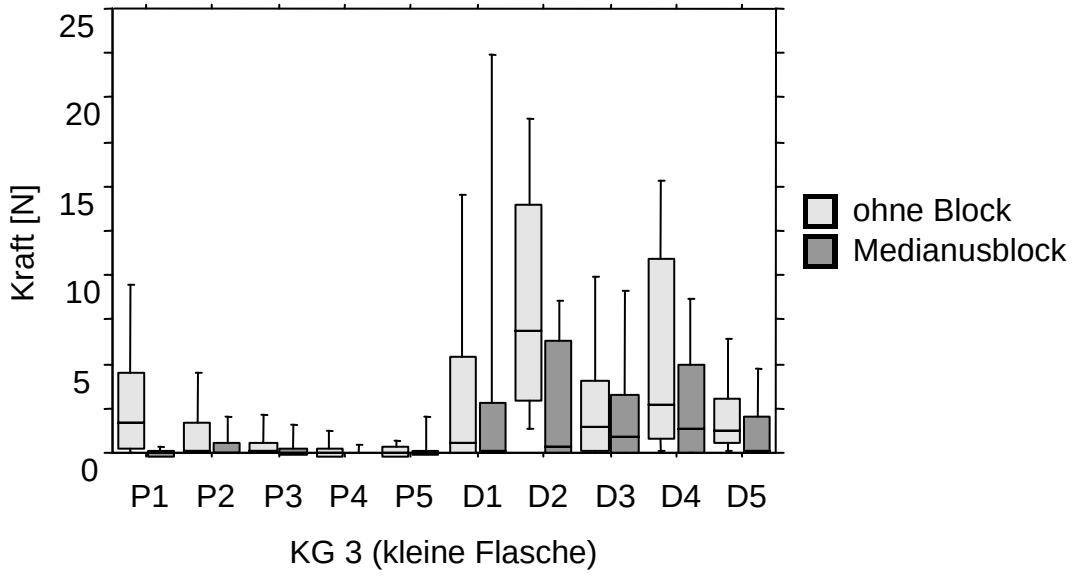


Abbildung 21: Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff KG 3 jeweils ohne und mit Medianusblock
Kraft in Newton [N]; proximale (P1 bis P5) und distale (D1 bis D5) Sensoren des ersten bis fünften Fingers

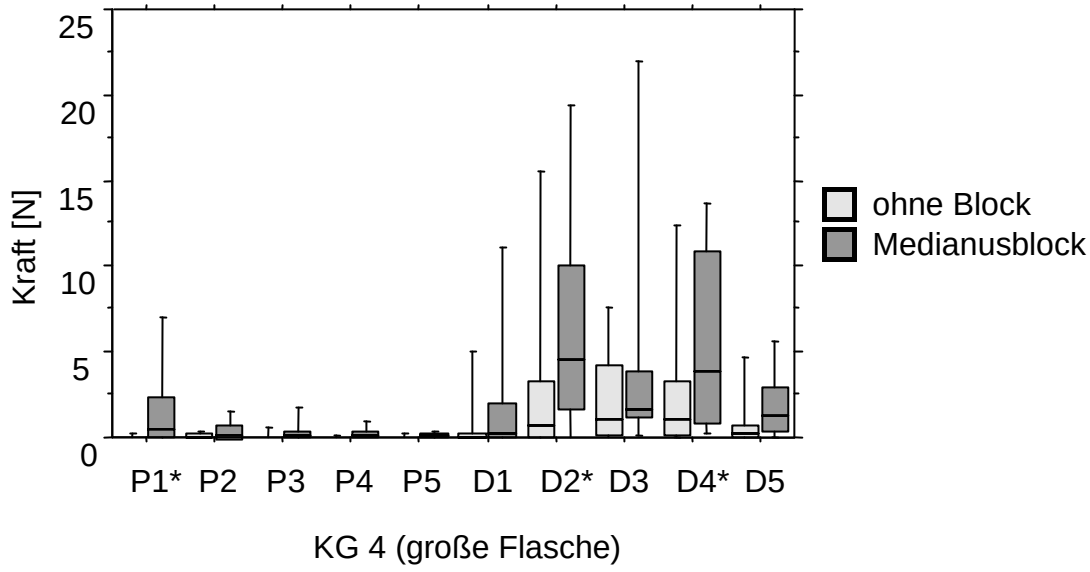


Abbildung 22: Kraftverteilungsmuster beim Kraftgriff KG 4 jeweils ohne und mit Medianusblock
Kraft in Newton [N]; proximale (P1 bis P5) und distale (D1 bis D5) Sensoren des ersten bis fünften Fingers
(signifikanter Unterschied zwischen Werten ohne und mit Medianusblock, Wilcoxon Test für verbundene Stichproben, p<0,05)*

3.2 Veränderung der willentlich submaximalen und der maximalen Kraftausübung bei simulierter Medianusläsion

3.2.1 Kraftgriff

Beim Kraftgriff des Hanteldynamometers in der mittleren Rasteneinstellung zeigten die gemessenen Kraftmaximalwerte weder bei maximaler noch bei submaximaler Kraftausübung einen signifikanten Kraftunterschied zwischen der Versuchsreihe ohne und mit Medianusblock ($p<0,05$) (Abbildung 25). Bei submaximaler Kraftanstrengung ohne Block lag der Medianwert bei 10 N und unter Medianusbetäubung sogar 20% höher, nämlich bei 12 N. Bei maximaler Kraftausübung verringerte sich der Medianwert um 10%, und zwar von 25 N auf 22,5 N unter Betäubung des N. medianus.

3.2.2 Spitzgriff

Beim Spitzgriff betrug der Median bei maximaler Kraftausübung ohne Nervenbetäubung 5,5 N und 4,4 N unter Blockade (Abbildung 26). Bei submaximaler Kraftausübung lag der Median bei 3,2 N ohne Block und bei 2,2 N unter Medianusblock. Das heißt, es kam sowohl bei submaximaler als auch bei maximaler Kraftausübung zu einer signifikanten Kraftreduktion ($p<0,05$), welche bei submaximaler Kraftanwendung 31,3% und bei maximaler 20% betrug.

3.2.3 Präzisionsgriff

Beim Präzisionsgriff kam es bei maximaler und bei submaximaler Kraftausübung beim Vergleich zwischen der Versuchsreihe mit und ohne Medianusblockade zu einer signifikanten Reduktion der Gesamtkraft ($p<0,05$) (Abbildung 27). Dabei verringerte sie sich bei maximaler Kraftausübung im Median von 7,1 N ohne Block auf 5 N mit Block, was einer signifikanten Reduktion von 29,5% entsprach. Bei submaximaler Kraftausübung nahm die Gesamtkraft signifikant um 28% ab, das heißt von 3,9 N ohne auf 2,8 N mit Nervenblockade.

3.2.4 Schlüsselgriff

Beim Schlüsselgriff wurden bei maximaler Kraftanwendung ohne Medianusbetäubung im Median eine Kraft von 9,5 N und unter Blockade 7,8 N erreicht. Dabei verringerte sich die Kraft signifikant um 17,9% ($p<0,05$) (Abbildung 28). Bei submaximaler Kraftausübung verminderten sich die Medianwerte nicht signifikant von 4,7 N ohne auf 4,3 N mit Block, was einer Kraftreduktion von 30% entspricht.

3.2.5 Palmare Abduktion

Im Gegensatz zu den oben aufgeführten Greifformen wurde bei der palmaren Abduktion die Kraft mit dem Sensorhandschuh gemessen.

Bei der palmaren Abduktion des Daumens lag die Hand flächig und drucklos an einer Flasche an, wobei der Daumen mit der radialen Seite gegen die große Flasche abduziert wurde. Hierfür wurde der Drucksensor P1 des Sensorhandschuhs von der vorherigen palmaren Position auf die radiale Seite des Daumens über dem Interphalangealgelenk platziert.

Nach der Datenauswertung der entsprechenden Sensoren des Handschuhs stellte sich bei der palmaren Abduktion des Daumens ein signifikanter Kraftunterschied zwischen der Versuchsreihe ohne Medianusblockade und jener mit Betäubung des N. medianus heraus ($p<0,05$) (Abbildung 23). Im Median betrug die Kraftausübung von P1 4,1 N ohne und 1,2 N mit Block, was einer Kraftminderung von 70,7% entsprach.

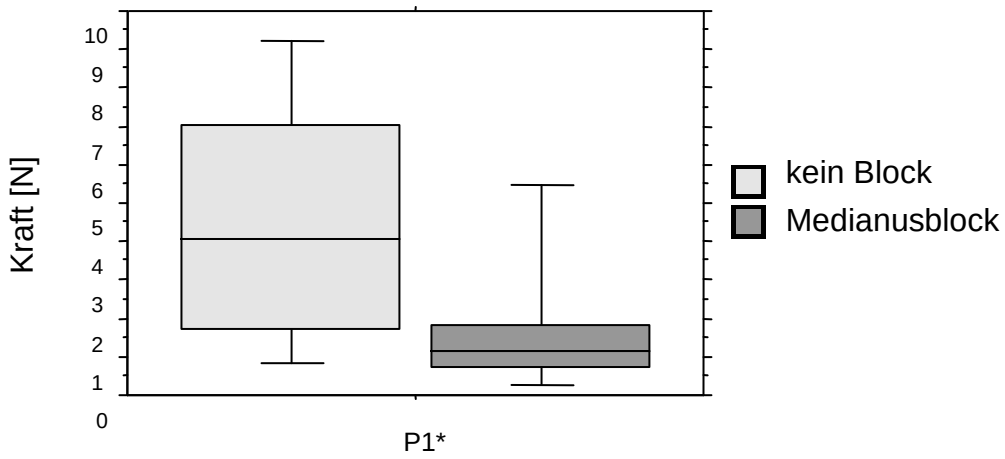


Abbildung 23: palmare Abduktion des Daumens
Kraft in Newton [N]; proximaler Sensor des Daumens (P1)
** signifikanter Unterschied zwischen ohne und mit Medianusblock ($p<0,05$)*

3.2.6 Anteil der Kraftwerte der submaximalen Kraft an den Werten für maximale Kraft

Ein Maß für die Fähigkeit der Probanden, willentlich gezielt die halbe Kraft auszuüben, ist der Anteil der Werte für die halbe, also die submaximale Kraft an der Maximalkraft. Diese Werte wurden einerseits während des Kraftgriffs für die Gesamtkraftausübung mit dem Dynamometer gemessen. Andererseits wurden diese Werte auch für die einzelnen Strahlen, das heißt mit den distalen Sensoren D2 bis D4 des Sensorhandschuhs beim gleichen Griff erfasst, wobei hierbei das Dynamometer lediglich als Greifkörper diente, worauf die Sensoren auflagen.

a) Gesamtgreifkraft gemessen mit Dynamometer

Ohne Block hatte die submaximale Kraft im Mittel einen 42%-igen Anteil an der maximalen Kraftausübung. Bei Medianusblock betrug dieser Kraftanteil mittelwertig 47,3% an der Maximalkraft. Trotz Medianusblock konnten also die Probanden gezielt eine submaximale bzw. eine halbe Kraft beim Kraftgriff ausüben.

b) Kraftausübung der einzelnen Finger gemessen mit den distalen Sensoren

Am zweiten bis fünften Strahl schafften es die Probanden in der Regel sowohl mit als auch ohne Medianusblock, die halbe Maximalkraft, also eine submaximale Kraft, auszuüben (Abbildung 24). Die Mediane mit und ohne Medianusblock unterschieden sich an den einzelnen Fingern jeweils nicht signifikant ($p<0,05$). Bei Medianusblock war jedoch eine höhere Streuung der Werte im Boxplot zu erkennen. Einige Probanden übten beim Versuch, eine submaximale Kraft aufzuwenden, sogar mehr Kraft aus als bei der Ausübung der Maximalkraft.

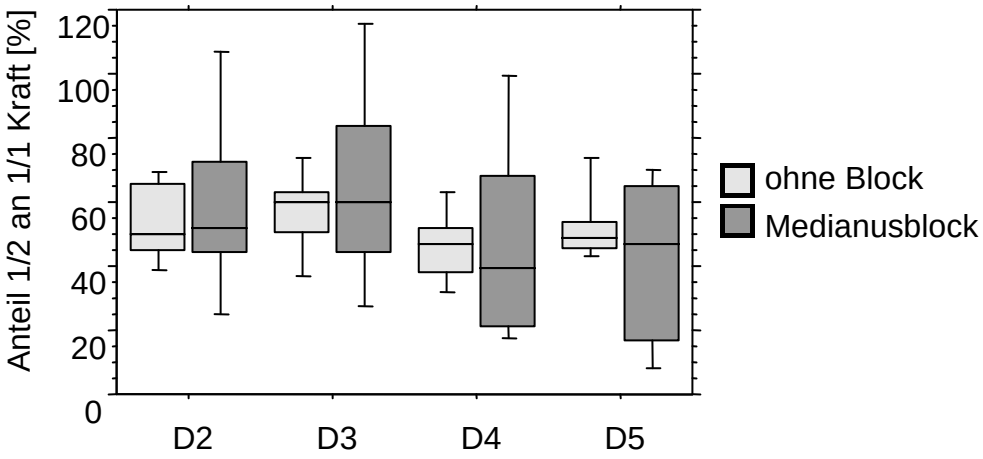


Abbildung 24: der Anteil (in Prozent) der submaximalen (1/2) an der maximalen (1/1) Kraft der einzelnen Finger, gemessen mit den distalen Sensoren des Sensorhandschuhs des zweiten bis fünften Fingers (D2 bis D5)

3.3 Unterscheidung zwischen willkürlicher submaximaler Kraftausübung ohne Nervenbetäubung (vorgetäuschter Kraftverlust) und einer maximalen Kraftausübung unter Medianusblockade

Um einen Simulanten überführen zu können, der einen vorgetäuschten Kraftverlust mit willentlich submaximaler Kraftausübung nachzuahmen versucht, haben wir in der vorliegenden Arbeit die maximal erreichten Kraftwerte unter Medianusblockade mit den Werten bei submaximaler Kraftausübung des Gesunden ohne Nervenbetäubung, der dem Simulanten entspricht, verglichen.

Beim Vergleich der submaximalen Kraftausübung ohne Block mit der maximalen Kraftausübung unter Medianusblockade zeigte sich beim Kraftgriff ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) (Abbildung 25). Ebenso konnte für den Spitz- und Schlüsselgriff jeweils ein signifikanter Unterschied ($p<0,05$) der Mediane ermittelt werden (Abbildung 26, Abbildung 28). Beim Präzisionsgriff war dies nicht der Fall (Abbildung 27).

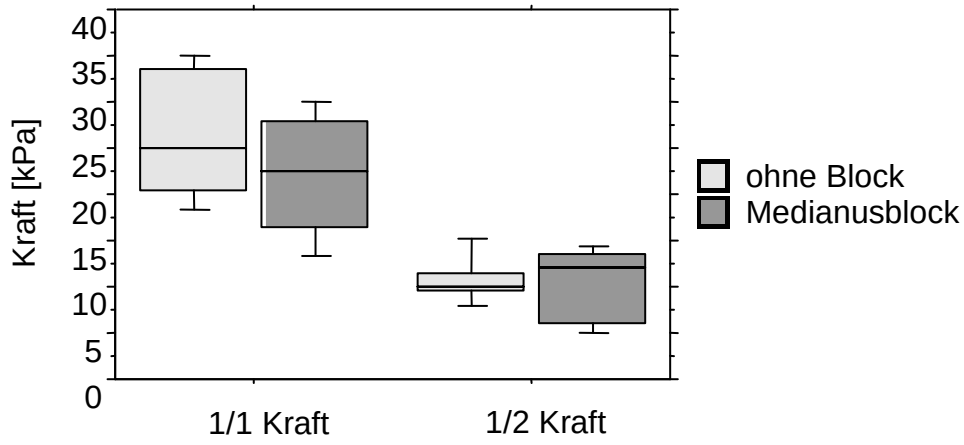


Abbildung 25: Kraftgriff
nicht signifikante Kraftunterscheidung innerhalb maximalem (1/1) sowie submaximalem (1/2) Kraftaufwand während und ohne Medianusblockade;
signifikanter Unterschied zwischen maximaler (1/1) Kraft mit Medianusblock und submaximaler (1/2) Kraft ohne Medianusblock (p<0,05);
Kraft in Kilopascal [kPa]

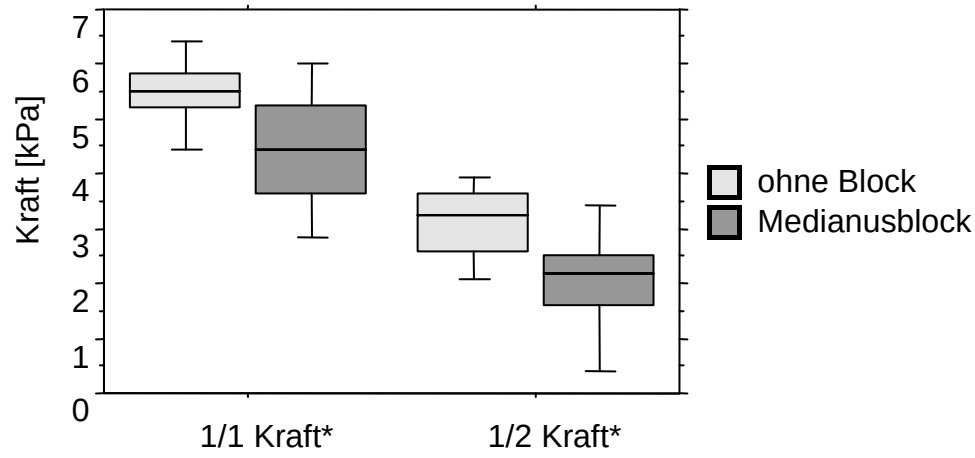


Abbildung 26: Spitzgriff
**signifikante Kraftunterscheidung innerhalb maximalem (1/1) sowie submaximalem (1/2) Kraftaufwand während und ohne Medianusblockade kennzeichnet der Stern (p<0,05);*
signifikanter Unterschied zwischen maximaler (1/1) Kraft mit Medianusblock und submaximaler (1/2) Kraft ohne Medianusblock (p<0,05);
Kraft in Kilopascal [kPa]

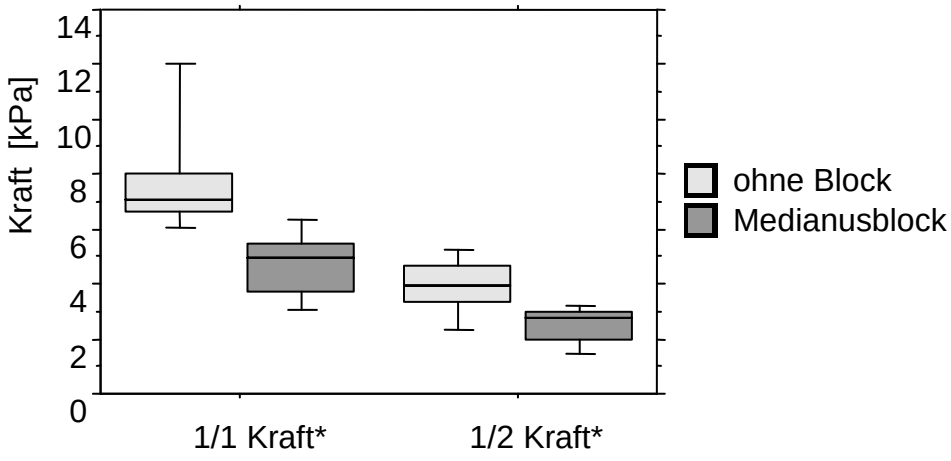


Abbildung 27: Präzisionsgriff
**signifikante Kraftunterscheidung innerhalb maximalem (1/1) sowie submaximalem (1/2) Kraftaufwand während und ohne Medianusblockade kennzeichnet der Stern (p<0,05); nicht signifikanter Unterschied zwischen maximaler (1/1) Kraft mit Medianusblock und submaximaler (1/2) Kraft ohne Medianusblock;*
Kraft in Kilopascal [kPa]

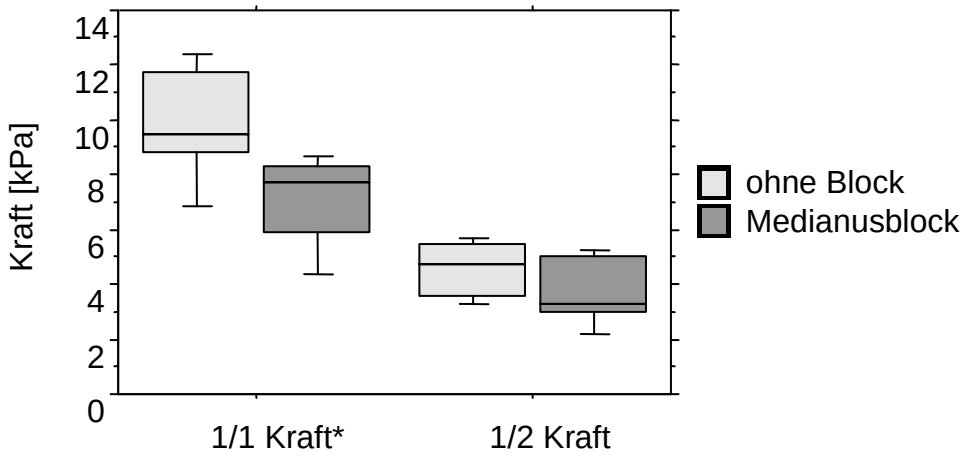


Abbildung 28: Schlüsselgriff
**signifikante Kraftunterscheidung innerhalb maximalem (1/1) Kraftaufwand während und ohne Medianusblockade kennzeichnet der Stern (p<0,05);*
signifikanter Unterschied zwischen maximaler (1/1) Kraft mit Medianusblock und submaximaler (1/2) Kraft ohne Medianusblock (p<0,05);
Kraft in Kilopascal [kPa]

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

Aufgrund der Bedeutung der Funktionsausfälle bei einer distalen Medianusparese ist es von Interesse, die Auswirkungen einer Medianusläsion auf die Greifkraft durch biometrische Messungen in vivo zu quantifizieren, da die Greifkraft ein wichtiges Kriterium ist, um die Funktionsfähigkeit der Hand beurteilen zu können. Neben der Möglichkeit, die daraus gewonnenen Erkenntnisse über die individuelle Gebrauchsfähigkeit der Hand für diagnostische Zwecke, auch im Rahmen der Beurteilung von Rehabilitationsmaßnahmen heranzuziehen, können mit den gewonnenen Daten über die Greifkraft auch der Grad einer eventuell bestehenden Invalidität sowie Berufsunfähigkeit und der sich daraus ergebende Anspruch auf Invalidenrente eingeschätzt und festgelegt werden. Deshalb ist es wichtig, eine vom Untersucher und vom Untersuchten unabhängige Methode zur objektiven und reproduzierbaren Ermittlung des tatsächlichen Krafteinsatzes zu entwickeln, um so auch einen vorgetäuschten Kraftverlust davon abzugrenzen und im weiteren Sinne einem Versicherungsbetrug vorzubeugen.

4.1.1 Diskussion bisheriger Methoden zur Greifkraftmessung

Zur Beurteilung der Greifkraft wurden eine Vielzahl von verschiedenen Kraftmessgeräten entwickelt, um die Greifkraft quantitativ zu erfassen und so den zugrunde liegenden Krafteinsatz beurteilen zu können. Das hydraulische Dynamometer, das in seinem Inneren eine abgeschlossene und nicht komprimierbare Ölsäule besitzt, liefert eine isometrische Greifkraftmessung, wobei nach einer Krafteinwirkung immer nur der erreichte Maximalwert durch den Schleppzeiger angezeigt wird. Das Jamar-Dynamometer ist das bekannteste Dynamometer und findet unter vielen verschiedenen Modellen am häufigsten seine Anwendung [5,21,23,31,48,59-62,77-82,85,88,89,94,97].

Eine Weiterentwicklung ist das modifizierte Jamar-Dynamometer von Smith und Chengular et al. [17,85]. An einen Rechner angeschlossen und mit einem Analog-Digital-Wandler ausgestattet, konnten die analogen Messwerte des Dynamometers digitalisiert und folglich auf einem Bildschirm in einem Kraft-Zeit-Diagramm dargestellt werden, wodurch eine dynamische Aufzeichnung der Kraftwerte möglich wurde.

In der Literatur wird meistens nur die Gesamtgreifkraft der Hand mithilfe eines Hanteldynamometers gemessen [5,17,21,23,26,31,34,46,48,60,61,76-80,82,85,88,89,93,94,97]. Problematisch ist bei der Kraftmessung mit dem Jamar-Dynamometer, dass beim Kraftgriff nur ein Gesamtwert bzw. der erreichte Krafthöchstwert ermittelt wird und nicht nach den einzelnen Strahlen, das heißt Finger der Hand differenziert werden kann. Deshalb wurden Versuche unternommen, zum Beispiel über Drucksensoren, die entweder auf dem Prüfkörper, auf der Haut oder einem Handschuh angebracht sind, die Greifkraft zu erfassen [17,43]. Nur wenige Autoren konnten einen Unterschied der einzelnen Kraftwerte an den jeweiligen Fingern feststellen [1,33,55,69,90]. Mitterhauser et al. wendeten hierzu nicht das spezielle Jamar-Dynamometer, sondern ein übliches Hanteldynamometer (NK DIGIT-Grip von Sensory Management Services, LLC; Lutherville, MD) an. Die Kraftanteile des Zeige- und des Mittelfingers bzw. des Ring- und des Kleinfingers konnten getrennt voneinander aufgezeichnet werden, wobei es bei ihnen aber nicht wie in unserer Studie mithilfe des Sensorhandschuhs möglich war, für jeden einzelnen Finger die ausgeübten Kräfte separat zu betrachten.

4.1.2 Diskussion bisheriger Methoden zum Nachweis eines vorgetäuschten Kraftverlustes

Um einen vorgetäuschten Kraftverlust erkennen zu können, wendete Bechtol in dieser Intention als einer der Ersten das Jamar-Dynamometer an. Dabei traten bei aufeinander folgenden Messungen unterschiedlich große Schwankungen der Kraftwerte auf. Aus diesen variierenden Versuchsergebnissen konnte jedoch nicht eindeutig ein vorgetäuschter Kraftverlust nachgewiesen werden [7].

Es etablierten sich im Laufe der Zeit verschiedene Verfahren, um eine aufgewendete Kraft danach zu bewerten, ob diese nun mit maximalem oder mit submaximalem Kraftaufwand des Untersuchten erzeugt wurde, um daraus eine Methode zu entwickeln, einen vorgetäuschten Kraftverlust nachweisen zu können.

4.1.2.1 Kraft-Zeit-Analyse

Um zur Beurteilung der Greifkraft nicht nur einzelne Kraftwerte, sondern auch deren zeitlichen Verlauf darzustellen, sollte in verschiedenen Studien ein Griff mit möglichst isometrischer Kraft für einige Sekunden ausgeübt werden, wobei die Kraftwerte fortlaufend in Form von Kraft-Zeit-Diagrammen registriert wurden. Mit dieser Kraft-Zeit-Analyse versuchten Gilbert und Knowlton, anhand von signifikanten Unterschieden im Kurvenverlauf den Krafteinsatz beurteilen und einen vorgetäuschten Kraftverlust nachweisen zu können. Dabei wichen die erreichten Kraftwerte zwischen der Kraftspitze und der Durchschnittskraft im Kraft-Zeit-Diagramm derjenigen Probanden, die den Kraftverlust vortäuschten und deshalb bewusst nur submaximale, das heißt nur eine halbe Kraft anwendeten, deutlich mehr ab als bei denjenigen, die keine Kraftminderung vorzutäuschen versuchten und somit auch mit maximalem Krafteinsatz arbeiteten [26]. Ähnliche Ergebnisse erhielten auch Smith und seine Mitarbeiter, wobei ihre Versuche zusätzlich zur Bewertung des Krafteinsatzes von gesunden Probanden auch Kriterien zur Beurteilung der aufgewendeten Kraft von Verletzten beinhalten [17,85].

4.1.2.2 Fünf-Rasten-Grifftest (Five-rung grip test)

Stokes und Mitarbeiter versuchten 1983 im Rahmen des „Fünf-Rasten-Grifftests“ mithilfe des Jamar-Dynamometers und – wie der Namen des Tests schon sagt – mit verschiedenen Hantelgriffstellungen, einen vorgetäuschten Kraftverlust erkennen zu können [88,89]. In der mittleren Griffposition wurden bei maximalem Krafteinsatz die höchsten Kraftwerte erreicht, während diese zu den engeren und

weiteren Griffpositionen hin abnahmen. Die Werte, die entsprechend ihrer dabei eingenommenen Griffposition in einem Diagramm aufgetragen wurden, ergaben somit eine Glockenkurve. Bei submaximalem Krafteinsatz, was einer vorgetäuschten Kraftminderung entspricht, lagen die Werte auf einem niedrigerem Niveau und beschrieben anstelle einer Glockenkurve eine „flachere Kurve“ bzw. eine Gerade, was bedeutet, dass bei jeder Rasteneinstellung des Jamar-Dynamometers annähernd dieselbe Kraft ausgeübt wurde.

Stokes und Mitarbeiter erklären die Entstehung der Glockenkurve mit den in der mittleren Rasteneinstellung des Hanteldynamometers erreichten Kraftwerten durch die vollkommen funktionsfähige Beugemuskulatur [88]. Wie schon Mentzel und Mitarbeiter beschrieben haben, werden in der weitesten Griffposition hauptsächlich die Profundusmuskulatur gebraucht, während in der nächst kleineren zunächst die Superfizialismuskulatur und schließlich in der mittleren Griffposition die Interosseusmuskulatur hinzukommt [52]. Bei kleinster Hantelgriffposition haben laut Stokes zwar die Profundus- und Superfizialismuskulatur schon eine optimale Kraftentfaltung, ihr Beitrag zur Gesamtgreifkraft sei aber eher gering [88]. Da diese physiologische Begrenzung der Kraft durch die Muskulatur nur bei maximalem Krafteinsatz auftritt, ist die Glockenkurve für “ehrliche“ Gesunde und Verletzte charakteristisch, jedoch nicht für Probanden, die einen Kraftverlust mit gezielter Ausübung submaximaler Kraft nur vortäuschen.

Hoffmaster et al. und Niebuhr et al. führten diesen Versuch ebenfalls durch, bezeichneten ihn aber als den „five-handle position test“. Bei Niebuhr und Marion unterschieden sich jedoch die Kurvenverläufe weniger stark als bei Stokes [60]. Es konnte gezeigt werden, dass Probanden, die unterschiedliche Kräfte (30%, 40%, 50% oder 70% der Maximalkraft) ausüben sollten, ebenso eine Glockenkurve im Kraft-Zeit-Diagramm erzeugen konnten, wie sie sich bei der maximalen Kraftanstrengung darstellt [59,61,62]. Dabei ergab sich aber konstant eine flachere Kurve für den submaximalen gegenüber dem maximalen Kraftaufwand. Andere Autoren fanden dagegen keinen Unterschied in der Form der Kurven [27,93]. Diese Autoren stimmten Stokes Theorie zu, wie auch Goldman, Dvir und Mitarbeiter es taten und so konnte die Validität des Tests bestätigt werden [21,27,31,59-62,89].

Trotzdem erwies sich die Unterscheidung eines vorgetäuschten Kraftverlustes von einem maximalem Krafteinsatz anhand unterschiedlicher Kurvenkrümmungen

problematisch. Im Gegensatz zu den vorher zitierten Autoren konnten andere jedoch Stokes Theorie nicht bestätigen [28,30,32,59-62]. Shechtman ließ in einer eigenen Studie gesunde und verletzte Probanden submaximale und maximale Kraft im Fünf-Rasten-Grifftest ausüben. Dabei wurde kein signifikanter Unterschied zwischen der verletzten Hand mit maximalem und der gesunden Hand mit submaximalem Krafteinsatz festgestellt. Er kam zu dem Ergebnis, dass dieser Test anhand von unterschiedlichen Kurvenkrümmungen einen vorgetäuschten Kraftverlust nicht zuverlässig von einer wahren Kraftminderung unterscheiden kann [80]. Shechtmans Fragestellung entspricht dabei unter anderem auch der Problematik unserer Arbeit. Sein Ergebnis sagt aus, dass der Fünf-Rasten-Grifftest unsere Forderung nach einer Nachweismethode für den vorgetäuschten Kraftverlust nicht erfüllen kann. Dieser Test kann also nicht zwischen einer maximalen Kraftanstrengung einer verletzten Hand und einem vorgetäuschten submaximalen Krafteinsatz einer gesunden Hand unterscheiden.

4.1.2.3 Schneller Wechselgrifftest (rapid exchange grip test / REG)

Mit Hilfe eines von Milner-Brown beschriebenen theoretischen Modells entwickelten Hildreth und Mitarbeiter einen weiteren Test zur Beurteilung der Greifkraft, welche demnach von der Zahl der aktivierten motorischen Einheiten und der Frequenz der neuronalen Stimulation abhängt [54]. Im Gegensatz zum maximalen Krafteinsatz, bei dem diese beiden Regulierungsmechanismen voll aktiviert sind, erfordert ein submaximaler Krafteinsatz komplexe neuronale Rückkoppelungsmechanismen zum zentralen Nervensystem, die nach Hildreth eben etwas Zeit in Anspruch nehmen. Auf dieser theoretischen Grundlage basiert der „schnelle Wechselgrifftest“, oder auch „rapid exchange grip test (REG-Test)“ genannt. Zuerst wurde ein statischer Grifftest, also ein Kraftgriff mit dem Jamar-Dynamometer, sowohl mit der linken als auch mit der rechten Hand durchgeführt. Ähnlich wie bei Stokes ergab sich eine glockenförmige Kurve bei den unterschiedlichen Rastereinstellungen des Dynamometers, und zwar unabhängig davon, ob die Probanden gesund oder verletzt waren [88]. Nach einer kurzen Pause mussten sie den gleichen Griff mit maximaler Kraft möglichst im schnellen

Wechsel zwischen der rechten und der linken Hand mit einer Greiffrequenz von circa 80-100 Griffe pro Minute wiederholen. Aufgrund der schnellen und zahlreichen Griffwiederholungen sollte das bewusste Steuern des Krafteinsatzes durch den Probanden und so die Ausübung submaximaler Kraft gezielt unterbunden werden [30,54]. Die Werte des schnellen Wechselgrifftests waren bei maximalem Krafteinsatz im Durchschnitt um 15% kleiner als der Wert des einzelnen statischen Kraftgriffs. Hildreth und Mitarbeiter sprachen dann von einen so genannten „negativen“ REG, während bei submaximalem Krafteinsatz die REG-Werte größer oder gleich dem ersten, zu Beginn der Testreihe ausgeführten Griff waren, was sie folgedessen dann als eine „positiven“ REG bezeichneten [30].

Joughin und Kollegen entwickelten ausgehend von dem REG einen weiteren, abgewandelten Griff, den so genannten „Simultangriff“ oder auch RSG-Test (rapid simultaneous grip) genannt [34]. Hier wird von jeder Hand gleichzeitig ein Dynamometer gedrückt und nicht wie beim REG im schnellen Wechsel zwischen den beiden Händen. Zwischen 80 und 100 Wiederholungen wurden in beiden Tests (REG und RSG) durchgeführt. Durch die vielen Griffwiederholungen und die zusätzliche Belastung durch die simultanen Greifvorgänge sollte ihrer Meinung nach die Fähigkeit des Probanden entscheidend eingeschränkt werden, einen submaximalen Krafteinsatz bewusst hervorzurufen. Wider ihrer Erwartungen erhielten sie für den RSG sogar eine geringere Sensitivität und Spezifität im Vergleich zum REG. So erwies sich der RSG als nicht geeignet, einen vorgetäuschten submaximalen Kraftaufwand nachzuweisen. Außerdem wurden die Tests vor allem in ihrer Versuchsdurchführung immer aufwendiger und einige Testpersonen waren mit den Versuchsanforderungen derart überfordert, so dass die Tests abgebrochen werden mussten. Zum Nachweis eines vorgetäuschten Kraftverlustes konnten weitere Studien sowie auch Shechtman und Mitarbeiter in einer speziell hierfür durchgeführten Studie den REG-Test als Auswertungsmethode nicht bestätigen, da eine sichere Unterscheidung zwischen einem maximalen und submaximalen Krafteinsatz mit diesem Test nicht erreicht werden konnte [34,78,79,82,83,94,97]. Zu große Unterschiede in der Versuchsdurchführung und in der Interpretation der Ergebnisse lassen bis jetzt keine Standardisierung des REG-Tests zu, weshalb der schnelle Wechselgrifftest zum Nachweis eines simulierten Kraftverlustes sehr kritisch zu betrachten ist [83].

Darüber hinaus wurde von mehreren Autoren versucht, über eine EMG-Ableitung Auskunft über den Krafteinsatz zu erhalten, wobei eine hohe Korrelation der Amplitude des Oberflächen-EMG, jedoch nicht der Frequenz und dem Krafteinsatz beobachtet wurde [13,31,32,59,60,62,96]. Hoffmaster und Mitarbeiter erkannten dabei aber die Problematik, dass die Amplitude nicht nur vom Krafteinsatz, sondern auch von der Muskelermüdung abhängig ist, was zu Fehlbewertungen führen kann und folgedessen die Unterscheidung in submaximalen und maximalen Kraftaufwand erheblich erschwert [96].

4.1.2.4 Variationskoeffizient (coefficient of variation / VK)

Eine Methode zur Beurteilung des Krafteinsatzes, bei der Schwankungen von Kraftwerten während einer statischen Messung der Greifkraft bei mindestens drei isometrischen Kraftgriffen am Jamar-Dynamometer beobachtet wurden, wurde von anderen Autoren mittels des Variationskoeffizienten (VK) beschrieben [5,11,17,21,23,26,31,38,39,55,77-79,84,85]. Nach Bechtol sollte der Krafteinsatz aufgrund unterschiedlich großer Schwankungen der Kraftwerte aufeinander folgender Greifkraftmessungen bewertet werden können [7]. Ein submaximaler Krafteinsatz stellt nach Dvir höchste Anforderungen an nervale Rückkoppelungsmechanismen zwischen Muskulatur und Nervensystem, worin er Bechtols Methode begründet sieht [21]. Bei maximalem Krafteinsatz ist das zu erreichende Kraftniveau durch die jeweilige physiologische Greifkraftstärke des Probanden begrenzt und deshalb nahezu konstant, während es bei submaximalem Krafteinsatz und so bei versuchter vorgetäuschter Kraftminderung nur schwer auf gleichem Level gehalten werden kann. Folgedessen würden dann Schwankungen der Kraftwerte einen Hinweis auf submaximalen Krafteinsatz geben, was mit Hilfe des Variationskoeffizienten ausgedrückt werden soll.
Der Variationskoeffizient ist definiert als Quotient der Standardabweichung aller Messungen durch den durchschnittlichen Kraftwert multipliziert mit dem Faktor Hundert. Ist der VK bei submaximalen Kraftausübung signifikant größer als bei der maximalen, liegt ein vorgetäuschten Kraftverlust nahe [5,17,21,23,55,85].

Ein größerer VK zeigt eine größere Variabilität und eine geringere Konstanz an. Zur Standardisierung einer Beurteilung des Krafteinsatzes wurde von vielen Autoren ein Schwellen- oder Grenzwert für den VK angegeben, bei dessen Überschreiten ein Krafteinsatz als submaximale Anstrengung interpretiert wird. Dieser variierte bei verschiedenen Autoren zwischen 10% bis 20%. In anderen Studien wurde wiederum ein anderer VK festgelegt, der die vorherige Einteilung des submaximalen und maximalen Krafteinsatzes zu größeren Spannen hin erweitert, was das Vergleichen der Literaturergebnisse erheblich erschwert [5,7,21,23]. Fairfax et al. legte bei 7,5%, Dvir et. al. zwischen 20% und 30% den Schwellenwert fest. Werte darüber sind als submaximaler Krafteinsatz zu bezeichnen und somit vorgetäuscht [21,23]. Allgemein liegt also der Grenzwert für submaximale Kraftausübung bei Lechner, Dvir und Fairfax zwischen 7,5% bis 20%, darüber wird die Kraftausübung als inkonstant und somit als vorgetäuscht niedriger angenommen. [21,23,42]. Diese unterschiedlichen Ergebnisse zu der Schwellenwertangabe bestätigt Shechtman in seiner Untersuchung [79]. Durch diese variable Festlegung des Schwellenwertes, der als entscheidendes Kriterium für die Versuchsergebnisse des VK verantwortlich ist, sollte eine Einteilung in submaximale und maximale Kraftausübung anhand eines solchen Grenzwertes allerdings kritisch zu betrachten sein. In anderen Studien wurden außerdem keine signifikanten Unterschiede in den Schwankungen der Kraftwerte gefunden [5,26,31,39,42,78,79,84]. Auch Mentzel und Mitarbeiter kamen in ihrer Studie 2001 zu dem gleichen Ergebnis, dass der VK kein geeignetes Auswertungskriterium darstellt, um einen tatsächlichen von einem vorgetäuschten Kraftverlust signifikant unterscheiden zu können [52].

Die meisten Studien über die Validität des VK wurden an gesunden Probanden durchgeführt. Shechtman dagegen untersuchte ein Kollektiv von drei Patienten mit Karpaltunnelsyndrom [76]. Dabei konnte aber ein submaximaler Krafteinsatz mithilfe des VK nicht sicher und valide von einem maximalen Krafteinsatz unterschieden werden.

Aufgrund der oben diskutierten Problematik, den VK als eine Nachweismethode für eine vorgetäuschte Kraftminderung heranzuziehen, wurde dieser nicht in unsere Studie mit einbezogen.

Da bislang noch keine geeignete Methode gefunden wurde, um einen vorgetäuschten Kraftverlust quantitativ nachweisen und so von einer tatsächlichen Medianusläsion abgrenzen zu können, wurde unter anderem diese Problematik in vorliegender Arbeit erneut aufgegriffen. Hier wurden während der Ausführung verschiedener Greifformen mit maximalem sowie submaximalem Kraftaufwand Kraftwerte mithilfe eines Hantel- und Kneifdynamometers als auch mit dem TUB-Sensorhandschuh gemessen. Die Versuche wurden nicht nur am gesunden Probanden unter physiologischen Bedingungen, sondern auch unter pathologischen Gegebenheiten bei simulierter tiefer Medianusläsion durchgeführt, um entsprechende Vergleiche zu ermöglichen. Es wurden Werte bei maximaler Kraftausübung unter distalem Medianusblock verglichen mit submaximal erreichten Kraftwerten ohne Nervenblockade. Außerdem sollte die Fähigkeit der Probanden untersucht werden, gezielt die halbe Kraft während des Kraftgriffs auszuüben und zwar unter Medianusblockade als auch ohne Nervenbetäubung. Dabei galt es herauszufinden, ob sich die Ergebnisse der Probanden in den beiden Versuchsreihen, also mit und ohne Block, signifikant unterscheiden und so vielleicht ein Simulant überführt werden könnte.

4.1.3 Diskussion der eigenen Methode

Zur genaueren Differenzierung der Kraftverhältnisse an den einzelnen Fingerstrahlen in einem Versuch unserer Studie wurde an der Technischen Universität in Berlin der TUB-Sensorhandschuh entwickelt. Mit diesem Handschuh können die Kraftverteilungsmuster der Hand in vivo studiert werden [52,53]. Die Kraftwerte werden kontinuierlich und in Echtzeit aufgezeichnet, sodass der Kraftverlauf im Kraft-Zeit-Diagramm dargestellt werden kann und eine dynamische Kraftmessung ermöglicht wird.

Der Handschuh ermöglicht über 10 palmar liegenden Drucksensoren, welche an den einzelnen Strahlen der Hand angebracht sind, bei verschiedenen Griffen eine dynamische Aufzeichnung der Greifkraft über die Zeit jedes einzelnen dreigliedrigen Langfingers, wodurch für jeden Griff ein so genanntes Kraftverteilungsmuster erstellt und die Verteilung der Gesamtgreifkraft auf die

jeweiligen Finger herausgestellt werden kann. Auf diese Weise können ganz unterschiedliche Griffe sehr differenziert untersucht werden, da jeder Sensor einzeln ausgewertet wird. So kann der Kraftanteil eines jeden einzelnen Fingers an der Gesamtgreifkraft der Hand separat analysiert werden. Die Kraftmessung ist unabhängig von Dynamometern, die in unserer Versuchsanordnung mancher Versuchsdurchführungen dieser Studie lediglich als Greifkörper fungierten.

Daneben wurden aber in anderen Versuchen der vorliegenden Arbeit auch statische Kraftwerte protokolliert, die als Krafthöchstwerte während verschiedener Greifformen (Kraft-, Spitz-, Präzisions- und Schlüsselgriff sowie palmare Abduktion des Daumens) von der jeweiligen Dynamometeranzeige abgelesen wurden und in die Auswertung zur Beantwortung verschiedener Fragestellungen mit einflossen.

Die Messungen sind darüber hinaus im Gegensatz zu den konventionellen Messungen auch unabhängig vom Untersucher und dessen klinischen Ausbildungs- und Erfahrungsstand. Die pro Griff gelieferte Datenmenge übertrifft die konventionellen Dynamometermessungen. Darüber hinaus könnte jeder Griff nach einem individuellen Kraftverteilungsmuster typisiert werden, was aber speziell für unsere Fragestellungen der vorliegenden Arbeit nicht relevant ist. Auf die Bedeutung von Kraftverteilungsmustern bei Griffen wiesen bereits einige wenige andere Autoren hin [1,33,55,69,90]. Mit dem Handschuh können mehrere Schritte der klassischen Untersuchung der Hand zusammengefasst werden, in unserer Anwendung nämlich das Messen der Kraft und die Beurteilung der Fähigkeit, definierte Griffe durchführen zu können. Insgesamt übertreffen die Aussagemöglichkeiten und das breite Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten des TUB-Sensorhandschuhs die traditionellen klinischen als auch andere experimentelle Methoden bei weitem.

Sensorhandschuhe allgemein bieten in Abhängigkeit ihrer Konstruktion eine Reihe von Vor- und Nachteilen, welche auch schon ausführlich von Mentzel und Mitarbeiter beschrieben worden sind [52,53]. Da die Messungen von keinem speziellen räumlichen Versuchsaufbau abhängig sind, kann sich der Proband, der nur über ein Kabel mit dem Rechner verbunden ist, relativ frei bewegen, was das Spektrum der Untersuchungsmöglichkeiten erweitert. Wie bereits erwähnt, sind die Versuche mit dem Sensorhandschuh im Gegensatz zu den konventionellen Messungen unabhängig vom Untersucher und dessen Ausbildungs- und Erfahrungsstand. Das Untersuchungsspektrum erweitert sich dadurch, dass

mithilfe der palmar gelegenen Drucksensoren Kraftmessungen neben dem Hanteldynamometer auch zum Beispiel mit einem Kneif-Dynamometer durchgeführt werden können, was wir beim Spitz-, Präzisions- und beim Schlüsselgriff angewendet haben. Dies weist darauf hin, dass verschiedenartigste Griffe und Untersuchungsmethoden gezielt auf die Art und den Ausprägungsgrad einer Verletzung oder Behinderung des Patienten individuell abgestimmt werden können.

Für qualitativ hochwertige Messergebnisse des in vorliegender Arbeit verwendeten TUB-Sensorhandschuhs ist aber ein guter Sitz desgleichen essenziell notwendig. Die Drucksensoren müssen überdies auf dem angezogenen Handschuh genau positioniert werden, damit sie bei den unterschiedlichen Griffen exakt aufliegen. Da die gemessenen Kraftwerte der Drucksensoren von der Auflagefläche des entsprechenden Sensors auf der Fingerkuppe abhängig sind, würde es fälschlicherweise zu niedrigeren Kraftwerten kommen, wenn diese Voraussetzung nicht vollständig erfüllt ist. Bei der Versuchsdurchführung wurde darauf geachtet, dass jeder Proband in der vorgegebenen Sitzposition und Armhaltung den Versuch absolvierte, um unerwünschte Einflüsse auf die Greifkraft auszuschließen, welche bei Mathiowetz et al. beschrieben wurden [47]. Ausgesprochen zeitaufwendig sind derzeit jedoch noch die Kalibrierungsarbeiten der Sensoren, da jeder Sensor vor jeder Messung eines Probanden neu kalibriert und darüber hinaus natürlich für jeden Probanden und jeden Griff auf korrekten Sitz hin überprüft werden muss. Für die zukünftige klinische Anwendung des Sensorhandschuhs wäre es in diesem Zusammenhang sehr hilfreich, die Kalibrierungsarbeiten zu vereinfachen. Außerdem müsste der Handschuh nicht nur wie der Prototyp für die rechte, sondern auch für die linke Hand und natürlich jeweils in verschiedenen Größen angefertigt werden, sodass dann ein korrektes und vollständiges Aufliegen der gesamten Sensorfläche gewährleistet und folgedessen qualitativ hochwertige Messergebnisse erzielt werden können. Um den praktischen Anforderungen im klinischen Alltag gerecht zu werden, sollte dieser Prototyp in Zukunft einerseits sein bisher schon sehr geringeres Gewicht von etwa 200 Gramm weiter reduzieren. So könnte der intrinsische Widerstand, der den Fingern entgegengesetzt wird und schon jetzt vernachlässigbar gering ist, weiter verringert werden, wobei dabei andererseits aber der Sensorhandschuh nicht an Robustheit verlieren darf.

Zur Vereinfachung der Auswertung der Versuchsergebnisse wurde für diese Studie die Datenverarbeitung erheblich vereinfacht. Speziell hierzu wurde von einem Informatiker nach unseren Anweisungen zur Erfüllung der notwendigen Leistungskriterien ein Programm geschrieben, mit welchem die großen Datenmengen aus den Kraft-Zeit-Diagrammen schnell und unkompliziert in separate Excel-Tabellen eingefügt und für die weitere Auswertung bereit gestellt werden können.

Bisher wurde noch keine geeignete Methode gefunden, einen vorgetäuschten Kraftverlust der Hand quantitativ und sicher nachzuweisen und so zum Beispiel eine tatsächliche Medianusläsion, wie sie in unserer Studie Gegenstand der Untersuchungen ist, davon abzugrenzen.
In dieser Arbeit wurden während der Ausführung verschiedener Greifformen mit maximalem sowie submaximalem Kraftaufwand Kraftwerte mithilfe eines Hantel- und Kneifdynamometers als auch mit dem TUB-Sensorhandschuh gemessen. Die Versuche wurden nicht nur am gesunden Probanden unter physiologischen Bedingungen, sondern auch unter pathologischen Gegebenheiten bei simulierter tiefer Medianusläsion durchgeführt, um entsprechende Vergleiche zu ermöglichen.
Die Experimente wurden aufgrund der individuell unterschiedlich ausgeprägten Verletzungen, deren Schweregrade, des jeweiligen Stands der Rehabilitation und auch aufgrund des variierenden physiologischen Ausprägungsgrades der Handmuskeln und der Greifkraft bei Patienten mit Medianusläsion nicht an verletzten Personen, sondern an gesunden Probanden durchgeführt. Ein Vergleich zwischen Patienten mit nachgewiesener Medianuslähmung und gesunden Probanden, die einen Kraftverlust simulieren, wäre schwierig, da jede Nervenverletzung die motorische und sensible Funktion der Hand unterschiedlich beeinträchtigt und dementsprechend die Kraftausübung interindividuell erheblich variiert. Um vergleichbare Messwerte an mehreren, verschiedenen Probanden mit gleichartiger Funktionseinschränkung der Hand, in unserem Fall mit einer 100%-igen tiefen Medianuslähmung, zu erhalten, wurde bei jedem der 20 Probanden unter standardisierten Bedingungen der N. medianus reversibel mit Mepivacain ab dem Handgelenk betäubt wodurch eine distale Medianusläsion mit komplettem Ausfall der motorischen Funktion nachgeahmt wurde. So war unter standardisierten Versuchsbedingungen ein Vergleich der aufgewendeten Kräfte

während unterschiedlicher Greifformen zwischen der gesunden und der gelähmten Hand innerhalb desselben Probanden möglich. Die hierbei, also unter simulierter Medianusläsion gemessenen maximalen Kraftwerte wurden mit denen ohne Medianusblock während submaximalem Krafteinsatz verglichen, wobei Letzteres einer gezielt vorgetäuschten Kraftminderung entspricht. Außerdem sollte die Fähigkeit der Probanden untersucht werden, gezielt die halbe Kraft während des Kraftgriffs auszuüben und zwar unter Medianusblockade als auch ohne Nervenbetäubung. Dabei galt es herauszufinden, ob sich die Ergebnisse der Probanden in den beiden Versuchsreihen, also mit und ohne Block, signifikant unterscheiden und so vielleicht ein Simulant überführt werden könnte.

Bisher wurde in der Literatur diese Art der Versuchsdurchführung noch nicht beschrieben. In vielen Studien bestand das Probandenkollektiv nur aus gesunden Probanden, deren Nerv auch nicht betäubt wurde [31,59-62]. Lediglich drei Studien verglichen in diesem Zusammenhang gesunde mit anderen, verletzten Probanden, wobei jedoch die dabei unterschiedlichen, nicht standardisierten Versuchsbedingungen die oben schon erwähnte Problematik bestätigen [27,30,89]. Nur bei Kozin et al. wurde wie in dieser Arbeit mithilfe einer Medianusblockade eine Lähmung an ein und demselben Probanden simuliert, worauf in der Ergebnisdiskussion noch näher darauf eingegangen wird [37].

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Kraftverteilungsmuster der proximalen und distalen Sensoren beim Kraftgriff an Greifkörpern unterschiedlichen Durchmessers

4.2.1.1 Kraftverteilungsmuster ohne Block

Die Kraftverteilungsmuster zwischen proximalen und distalen Sensoren sind abhängig von der Größe der Greifkörper [51]. Bei Greifkörpern mit kleinerem Durchmesser findet sich eine annähernd gleichmäßige Verteilung zwischen proximalen und distalen Sensoren, wobei die distalen Sensoren etwas überwiegen. Bei Zunahme des Greifkörperdurchmessers kommt es zu einer Verlagerung der Kraftausübung auf die distalen Sensoren. Die Abhängigkeit der Kraftverteilung von der Größe des Greifkörpers wurde mehrfach beschrieben [1,43,69,70]. Radhakrishnan et al. beschreiben eine Zunahme der Kraftausübung an den Endgliedern und eine Abnahme an den Grundgliedern bei Ausübung von Kraftgriffen an Greifkörpern mit zunehmendem Durchmesser von 50 mm, 75 mm und 90 mm auf 110 mm Durchmesser [69]. Insgesamt wird wie auch in unserem Versuch über eine Abnahme der Greifkraft bei zunehmendem Durchmesser der Greifkörper berichtet [1,43,69].

In der vorliegenden Studie üben ohne Medianusblockade bei dem Greifkörper KG1 (kleines Holz) die Endglieder des Ring- und Kleinfingers und bei KG2 (großes Holz) das Endglied des Ringfingers die meiste Kraft aus. Bei KG3 (kleine Flasche) überwiegt ohne Block die Kraftausübung auf die distalen Sensoren des Zeige- und Ringfingers und bei KG4 (große Flasche) auf die distalen Sensoren des Mittelfingers, gefolgt von Ring- und Zeigefinger. Der Daumen tritt in der Kraftausübung weit zurück. Die Unterschiede in unserer Studie im Vergleich zu anderen Autoren könnten durch die unterschiedliche Methodik zu erklären sein. Wir führten die Messung mittels direkt an den Mittel- und Endgliedern angebrachten Kraftaufnehmer durch, wohingegen bei Lee, Radhakrishnan und Amis entsprechende Dynamometer mit Kraftaufnahme über den Greifkörper Verwendung fanden.

Ein anderes Muster der Kraftverteilung berichten Jones et al. sowie Talsania et al., die ihre Kraftmessungen mit einem Viertastendynamometer durchgeführt haben. Die größten Kräfte wurden hier wie auch in unserem Versuch am Mittelfinger ermittelt, gefolgt vom Ringfinger. Analog zu unseren Ergebnissen beim größten Greifkörperdurchmesser KG4 nahmen bei Jones et al. und Talsania et al. Zeige- und Kleinfinger weitaus geringere Kräfte auf [33,90].

Eine Besonderheit stellt bei den Kraftgriffen der Daumen dar. Ähnlich wie bei Mentzel et al. nehmen die Daumensensoren bei Kraftgriffen mit kleinen Greifkörpern, bei denen die Kraft hauptsächlich durch die den Körper umschließenden dreigliedrigen Fingern ausgeübt wird, nur wenig Kraft auf [51]. Bei dem größeren Greifkörper KG3 kommt es jedoch am proximalen Daumensensor zu einer deutlichen Zunahme der Kraftaufnahme, während diese bei den proximalen Sensoren der dreigliedrigen Finger im Vergleich zu den Griffen mit den kleinen Greifkörpern deutlich abnimmt. Auch am Daumenendglied ist eine Zunahme der Kraft zu verzeichnen. Eine Erklärung für diese Besonderheit am Daumen bei den ansteigenden Greifkörperdurchmessern KG1 bis KG3 ist die Tatsache, dass die größeren Greifkörper nur durch das Gegenhalten des opponierten Daumens gegriffen werden können, wohingegen eine Beteiligung des Daumens beim Kraftgriff der kleineren Greifkörper sekundär ist. Bei KG4 mit dem größten Durchmesser nimmt jedoch die Kraftaufnahme des proximalen als auch des distalen Daumensensors ab, was wahrscheinlich einer Messungenauigkeit zuzuordnen wäre.

4.2.1.2 Kraftverteilungsmuster unter Medianusblockade

Die Verteilung der Kraft zwischen den einzelnen Strahlen ändert sich beim Medianusblock bei KG1 im Vergleich zum Kraftgriff ohne Block insofern, als dass am proximalen Sensor des Zeige-, Mittel- und Kleinfingers und am distalen Sensor des Daumens und des Ringfingers eine signifikante Reduktion der Kraft unter Medianusblockade zu verzeichnen ist. Da der erste Endast des N. medianus, der N. digitalis communis I, die Thenarmuskulatur innerviert und folglich durch den

tiefen Medianusblock gelähmt wird, ist am Daumen diese signifikante Kraftreduktion zu erklären. Außerdem werden die Mm. lumbricales I und II des Zeige- und Mittelfingers durch die beiden anderen Endäste des N. medianus, Nn. digitales communes II und III, nicht mehr innerviert und können deshalb nicht mehr soviel Kraft ausüben. Bei KG2 ist nur noch bei den proximalen Sensoren des Daumens und des Mittelfingers eine signifikante Kraftabnahme zu erkennen, wohingegen bei den distalen Sensoren die Abnahme der Kraft unter Medianusbetäubung nur noch uneinheitlich ist. Je größer also in unserem Versuch der Durchmesser des Greifkörpers wird, desto weniger signifikant wird unter Medianusblock die Kraftabnahme. Dies ist bei KG3 sowohl bei den proximalen als auch bei den distalen Sensoren der Fall. Bei KG4 ist bei den distalen Sensoren des Zeige- und Ringfingers sogar eine signifikante Zunahme der Greifkraft unter Block zu verzeichnen.

Kozin et al. konnte bei simulierter Medianuslähmung durch Medianusblock ab dem Handgelenk, bei welchem wie auch in unserer Studie die intrinsische Muskulatur gelähmt wird, ein Kraftdefizit am dritten bis fünften Finger während des Kraftgriffs quantifizieren [37]. Allgemein kam es zu einer signifikanten Abnahme der absoluten Kraft bei allen drei Hantelpositionen, welche durch den dritten, vierten und fünften Finger erzeugt wurde. Im Gegensatz dazu zeigte der Zeigefinger keine signifikante Kraftabnahme in den drei Hantelpositionen des Jamar-Dynamometers, was zeigt, dass der Zeigefinger laut ihren Angaben im Vergleich zu den übrigen Fingern während des Kraftgriffs am wenigsten von der Funktionstüchtigkeit der intrinsischen Muskeln abhängig ist [37]. Da in unserem Versuch die Krafterzeugung der einzelnen Finger separat für einen proximal und distal am Finger angebrachten Sensor aufgezeichnet wurde, kann man Kozins Ergebnisse nur unzureichend mit den Kraftreduktionen unter Medianusblockade in unseren Versuchsdurchführungen vergleichen. Es lässt sich aus der vorliegenden Studie im Vergleich zu Kozin jedoch keine signifikante Kraftreduktion speziell an bestimmten Fingern in Abhängigkeit des Greifkörperdurchmessers feststellen.
Ketchum postulierte 1978, dass die intrinsische Muskulatur der Hand in erheblichem Umfang zur Greifkraft beiträgt [36]. Er fand in einer klinischen Studie an Probanden heraus, dass die intrinsische Muskulatur am Zeigefinger 80% der Kraft der extrinsischen Beuger aufbringen kann [36]. Das würde im Umkehrschluss

und im Gegensatz zu Kozin bedeuten, dass bei distaler Medianusbetäubung mit konsekutiver Lähmung der entsprechenden intrinsischer Handmuskeln die Greifkraft am Zeigefinger erheblich reduziert werden würde. Dies ist aber weder bei Kozin noch im vorliegenden Versuchsteil der Fall.
Schreuders und Roebroeck haben 2004 bei Patienten mit einer vorliegenden Medianusneuropathie ein eindeutiges Kraftdefizit der intrinsischen Muskeln festgestellt [75]. Da zur Erzeugung einer Greifkraft aber vor allem die kombinierte Funktion sowohl der extrinsischen als auch der intrinsischen Handmuskeln von Bedeutung ist, konnte trotz einer Schwächung der Letztgenannten aufgrund einer Medianusläsion im Gegensatz zu den Ergebnissen von Ketchum et al. ein beträchtlich starker Kraftgriff entwickelt werden. Dies entspricht in etwa unseren Ergebnissen, in welchen vor allem bei ansteigendem Durchmesser der Greifkörper keine signifikante Abnahme der Greifkraft unter distalem Medianusblock zu verzeichnen war.
Neben dem Ausfall der intrinsischen Muskulatur aufgrund des distalen Medianusblocks kommt es auch zu einer Störung komplexer Steuerungsmechanismen, wodurch die Veränderungen, die in unserer Studie in unterschiedlichem Maße bei den einzelnen Griffen KG1 bis KG4 auftraten, zu erklären sind.

Die Rolle der sensorischen Information in der Regulation der Greifkraft

Die sensorische Information der greifenden Finger spielt unter physiologischen Bedingungen eine entscheidende Rolle in der Wahrnehmung, der effizienten Anpassung und in der Regulation der angewandten Greifkraft.

In Mobergs Studie von 1983 wurde der Einfluss auf die Propriozeption nach Blockade aller Afferenzen distal ab dem Handgelenk getestet [56]. Moberg et al. berichtet, dass Informationen von den Cutaneusrezeptoren, die durch Hautverschiebungen aufgrund von Sehnen- und Muskelbauchbewegungen aktiviert werden, eine entscheidende Rolle in der Wahrnehmung der angewendeten Greifkraft spielen.

Eine präzise Anpassung der Greifkraft hängt entscheidend vom sensorischen Feedback ab [63]. Eine uneingeschränkte Sensibilität der greifenden Finger, maßgeblich vermittelt durch Mechanorezeptoren in der Haut der Fingerbeeren, ist für eine effiziente Regulation der Greifkraft bei der Manipulation von Gegenständen unerlässlich [64]. Das Feedback von den greifenden Fingerspitzen wird dazu genützt, um das Kraftlevel effizient an das erforderte Maß anzupassen [64]. Eine Anästhesie der Finger schränkt die Funktion dieser Rezeptoren ein und führt zu einer massiven Erhöhung der Greifkraft [64,66,67]. Dies ist auch in der vorliegenden Studie bei KG4 der Fall, wo bei den distalen Sensoren eine deutliche Kraftzunahme unter Medianusblockade zu verzeichnen ist. Insbesondere Erkrankungen, die vornehmlich die distalen Abschnitte des peripheren Nervensystems betreffen, wie Nervenkompressionssyndrom oder Karpaltunnelsyndrom und Polyneuropathien, führen zu einer Beeinträchtigung der sensiblen Afferenz von den Händen [64]. Auch Thonnard et al. berichtet 1997 auch von einem sehr schwer wiegenden sensorischen Defizit der greifenden Finger bei Patienten mit chronischen sensorischen Neuropathien [92]. So konnten in der Studie von Nowak und Hermsdorfer von 2004 übermäßig erhöhte Fingerkräfte bei Patienten mit Karpaltunnelsyndrom und sensibler Polyneuropathie und folglich einer moderat geschwächten taktilen Sensibilität in den greifenden Fingern nachgewiesen werden [66]. In dieser Studie kam Nowak ebenfalls zu dem Schluss, dass die sensorische afferente Information von den greifenden Fingern über den N. cutaneus eine entscheidende Rolle für die effiziente Anpassung der Greifkraft an aktuelle Lastanforderungen spielt. In einer anderen Studie von Nowak et al. von 2003 applizierte ein Proband mit kompletter Abwesenheit des Cutaneus- und des propriozeptiven bzw. des sensorischen Feedbacks ebenfalls ineffizient hohe Greifkräfte [63]. Das gleiche beobachtete Augurelle et al. sowie auch Monzee et al. in den jeweiligen Studien von 2003, als sie die Regulierung der Greifkraft während digitaler Anästhesie bzw. nach Anästhesie des Daumens und des Zeigefingers untersuchten [6,58]. Diese Ergebnisse demonstrieren wiederholt die Wichtigkeit der Cutaneus- und propriozeptiven Afferenzen für die Regulierung und Anpassung der Greifkraft der Finger. Bei der Blockade des afferenten Feedbacks der Cutaneus-Mechanorezeptoren durch Anästhesierung der greifenden Finger werden also ineffizient hohe Greifkräfte angewendet, wie das auch in unserem

Versuch bei KG4 unter Medianusblockade und damit bei fehlender Cutaneus-Innervation der Fall war.

Thonnard et al. haben 1999 die funktionelle Beeinträchtigung, die durch eine chronische Medianuskompression am Handgelenk verursacht wird, und die damit verbundene Beeinträchtigung der Sinnesempfindung der Hand sowie der manuellen Geschicklichkeit von 11 Patienten mit schwerem Karpaltunnelsyndrom untersucht [91]. Es kam zu einer Verminderung der Tastempfindung und Sinneswahrnehmung im Bereich des sensiblen Innervationsgebietes vom N. medianus. Aufgrund der sensorischen Defizite zeigte sich wiederum eine signifikant erhöhte Greifkraft beim Halten eines Gegenstandes [91]. Diese Patienten hatten aber trotz einer schweren Nervenleitungsstörung eine relativ gut erhaltene taktile Sinnesempfindung. Diese Beobachtungen wurden kürzlich von Cole et al., 2003, wiederholt, als er die Regulierung und Anpassung der Greifkraft während des Hochhebens eines Gegenstandes bei Medianuskompression - unter Verwendung einer ‚patch clamp' im Karpaltunnel – analysierte [18]. Interessanterweise wurden dabei ineffizient hohe Greifkräfte angewendet, und zwar als das sensorische Nervenaktionspotenzial um mindestens 50% reduziert war. Als dann das sensorische Aktionspotenzial um mehr als 50% abnahm, war aber keine zusätzliche Verschlechterung der Greifkraftregulierung, das heißt also keine weitere Erhöhung der Kraft, zu beobachten. Lowe und Freivalds entdeckten 1999 bei ihren Versuchspersonen mit chronischem Karpaltunnelsyndrom ebenfalls diese Steigerung der Greifkraft [44]. Ihre Versuche mit digitaler Anästhesie dokumentierten einen erheblich größeren Anstieg der Greifkraft, der bei 100% bis 200% über den normalen Kraftwerten lag [67,92]. Die unterschiedlichen Steigerungen der Greifkraft könnten auf Unterschiede im Schweregrad der jeweiligen taktilen sensorischen Beeinträchtigung oder Dysfunktion zurückzuführen sein. Während den Experimenten von Nowak et al. war unter Anästhesie der Finger definitiv keine taktile Sensibilität mehr vorhanden [67]. Cole et al., 2003, fand heraus, dass die Skalierung der Greifkraft und die klinisch getestete taktile Sensibilität sich nicht korrelierend mit der Reduktion des sensorischen Nervenaktionspotenzials - verursacht durch graduierte Kompression des N. medianus im Karpaltunnel – veränderten [18]. Ineffizient erhöhte Greifkräfte wurden angewendet, als sich das sensorische Nervenaktionspotenzial um mindestens 50% verringerte, wie oben bereits erwähnt. Jedoch wurde die taktile

Sensibilität schon bei einer weniger schwer wiegenden Reduzierung der sensorischen Nervenaktionspotenziale geschwächt.

Das dynamische Zusammenspiel zwischen sensorischer Information und motorischer Befehle stellt laut Witney und anderen, oben schon zitierten Autoren die Basis dar für die Fähigkeit, die Greifkraft flexibel anzupassen. Auch Witney et al. berichten, dass das Feedback des N. cutaneus für die Anpassung und Aufrechterhaltung der Greifkraftregulierung ausschlaggebend ist [98]. Das Cutaneus-Feedback und natürlich auch die Innervation durch den N. cutaneus kann durch eine lokale Betäubung des N. medianus eliminiert werden. In Abwesenheit der sensiblen Afferenzen des N. medianus wird die Regulierung der Greifkraft trotz bekannter Objekteigenschaften außer Funktion gesetzt. Die fehlende Fähigkeit, die Greifkraft entsprechend anzupassen, wird durch eine erhebliche und inadäquate Steigerung der statischen als auch der dynamischen Kraft zu kompensieren versucht [98]. Darüber hinaus gibt es nach Witney immer mehr Beweise für die Behauptung, dass das Cutaneus-Feedback einen wichtigen tonischen exzitatorischen Antrieb für die intrinsischen Handmuskeln liefert. Evozierte Potenziale im ersten M. interosseus dorsalis waren in Witneys Studie nach lokaler Anästhesie des N. medianus signifikant reduziert. Im Gegensatz hierzu war der vom N. ulnaris innervierte und somit auch nicht von anästhesierter Haut bedeckte M. abductor minimi nicht betroffen [71,98]. Bei Patienten mit schwerem Karpaltunnelsyndrom, bei denen die Leitfähigkeit des N. medianus ab dem Handgelenk beeinträchtigt ist, könnte laut Witney die Fähigkeit, ihre Greifkraft gezielt zu steuern und anzupassen, beibehalten werden. Voraussetzung dafür ist aber eine sensible Restfunktion des N. medianus. Eine komplette Elimination des Cutaneus-Feedback bzw. der sensorischen Afferenzen durch lokale Anästhesie des N. medianus ab dem Handgelenk, wie auch wir es in der vorliegenden Studie gemacht haben, erzeugt jedoch ein schweres Defizit in der Greifkraftregulierung [58,98]. Zusammengefasst spielt also das Feedback des N. cutaneus eine wesentliche Rolle darin, dass eine Regulierung, Kontrolle und effiziente Anpassung der Greifkraft zum einen erst möglich wird und zum anderen auch aufrechterhalten werden kann.

Darüber hinaus scheint es nach Lafargue et al. unter bestimmten Umständen möglich, die muskuläre Kraftanstrengung nur auf der Basis endogener Signale einschätzen und skalieren zu können [40]. Intern erzeugte Signale, die mit der

Größe der motorischen Befehle zusammenhängen, müssten seiner Meinung nach vielleicht mit afferentem sensorischen Input interagieren, sodass dadurch der Mensch bewusst die aufgewendete Griffkraft wahrnimmt und diese auch dementsprechend regulieren kann. In unserem Fall des distalen Medianusblocks fehlt jedoch die dafür notwendige sensorische Information, wodurch eine effiziente Regulation der Greifkraft außer Funktion gesetzt wird.

4.2.2 Veränderung der Kraft bei verschiedenen Greifformen

4.2.2.1 Kraftgriff

Beim Kraftgriff ist eine signifikante Kraftreduktion beim Vergleich der Dynamometerwerte der maximalen Krafterzeugung unter Medianusblockade mit der submaximalen Kraftausübung ohne Block festzustellen ($p<0,05$). Hieraus könnten wir schließen, dass man mit Hilfe des Kraftgriffs zwischen maximaler Kraftausübung unter Medianusblock und einer absichtlich durchgeführten submaximalen Kraftausübung bei vollständig erhaltener Medianusfunktion (ohne Block) gut unterscheiden kann.

Die Muskeln, die hauptsächlich an der Erzeugung des Kraftgriffs beteiligt sind, sind zum größten Teil am Unterarm lokalisiert und werden folglich durch einen distalen Medianusblock ab dem Handgelenk auch nicht motorisch gelähmt. Deshalb ist der Kraftunterschied bei maximaler Kraftausübung zwischen der Versuchsreihe ohne und mit Block nicht signifikant; er beträgt lediglich 10%. Wie unter Punkt 4.2.1.2 bereits ausführlich diskutiert, müsste unter Medianusblockade aufgrund der nun fehlenden Innervation durch den N. cutaneus, des folglich fehlenden sensorischen Feedbacks und dem daraus resultierenden Defizit der Greifkraftregulation sogar eine Erhöhung der Greifkraft zu verzeichnen sein. Dies ist beim Vergleich der maximalen Kraftausübung ohne Block mit den Kraftwerten unter Nervenbetäubung nicht festzustellen, schon aber eine zumindest nicht signifikante Reduktion der Kraft unter Medianusblockade. Neben dem Ausfall der sensorischen Innervation und der intrinsischen Muskulatur aufgrund des distalen Medianusblocks kommt es auch zu einer Störung komplexer Steuerungsmechanismen, wodurch in unserem

Versuch die in der Literatur beschriebene Kraftzunahme unter digitaler Anästhesie möglicherweise nicht ganz so ausgeprägt ist. Nach Schreuders und Roebroeck ist ein Kraftanstieg als reine Überkompensation durch die funktionsfähigen extrinsischen Muskeln anzusehen [75]. Wenn aber wiederum komplexe Steuerungsmechanismen zwischen den gelähmten intrinsischen und den noch funktionsfähigen extrinsischen Muskeln versagen, kann der Kraftausgleich von den Letztgenannten nicht vollständig übernommen werden und das könnte auch eine Erklärung dafür sein, dass in unserem Versuch keine signifikante Erhöhung der Kraft unter Medianusblock zu beobachten ist, aber dennoch eine nicht signifikante Reduktion der angewendeten Greifkraft.

Die Versuchsergebnisse des mit submaximalem Kraftaufwand ausgeführten Kraftgriffs lassen eine 20%-ige Kraftzunahme unter Medianusblockade im Vergleich zu den Werten ohne Betäubung erkennen. Dies entspricht der oben beschriebenen Erhöhung der Greifkraft aufgrund des fehlenden sensorischen Feedbacks durch Ausschaltung der Innervation durch den N. cutaneus folglich des distalen Medianusblocks, wodurch eine effiziente Anpassung und Regulation der Greifkraft außer Funktion gesetzt wird [6,29,44,58,64-67,92,98].

4.2.2.2 Schlüsselgriff und Spitzgriff

Beim Schlüssel- und beim Spitzgriff ist auch wie beim Kraftgriff ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Dynamometerwerte der maximalen Krafterzeugung unter Medianusblockade mit der submaximalen Kraftausübung ohne Block zu erkennen ($p<0,05$). Auch hieraus würde sich eine Möglichkeit ergeben, um mit Hilfe des Schlüssel- bzw. Spitzgriffs zwischen maximaler Kraftausübung unter Medianusblock und einer absichtlich durchgeführten submaximalen Kraftausübung bei vollständig erhaltener Medianusfunktion (ohne Block) unterscheiden zu können. Durch die Art des Greifens kann trotz des Sensibilitätsverlustes unter Medianusblockade - aber trotzdem erhaltenen Funktion der dafür verantwortlichen, nicht gelähmten Muskeln mit Sitz am Unterarm - eine optimale maximale Kraftausübung auf die Greifkörper erfolgen. Somit erreicht der

Proband unter Blockade des N. medianus ausreichend hohe Kraftwerte, die sich dann signifikant von den submaximalen Werten ohne Block unterscheiden. Ein Simulant, der gezielt eine submaximale Kraft aufwenden möchte und so einen Kraftverlust vorzutäuschen versucht, könnte vielleicht mit diesem Versuchsaufbau überführt werden.

Boatright et al., Cooney et al. und Forrest et al. fanden in früheren EMG-Untersuchungen heraus, dass die vom N. medianus innervierte Thenarmuskulatur entscheidend zur Ausübung des Schlüsselgriffs beiträgt [10,19,24]. Dies würde bedeuten, dass sich dann die Kraft durch einen distalen Medianusblock stark vermindern müsste. Das ist in unserem Versuch bei maximaler Krafterzeugung während des Schlüsselgriffs der Fall, wo sich die ausgeübte Kraft signifikant vermindert. Bei submaximaler Krafterzeugung ist zwar auch eine Kraftreduktion festzustellen, welche aber nicht signifikant ist.

Monzee et al. untersuchten den Effekt einer digitalen Anästhesie mit Mepivacain des Daumens und des Zeigefingers auf die Greifkraftregulierung. Die Probanden sollten hierfür den Spitzgriff ausführen, welcher vom Daumen und Zeigefinger erzeugt wird. Es galt herauszufinden, wie der durch die Betäubung des N. cutaneus erzeugte Verlust der sensorischen Innervation kompensiert werden würde. In Übereinstimmung mit früheren Studien applizierten alle Probanden eine signifikant größere Greifkraft nach der digitalen Anästhesie. Zentralnervös gesteuerte Regulierungsmechanismen der Greifkraft funktionieren nur dann optimal, wenn die Cutaneusrezeptoren entweder eine kontinuierliche tonische oder zumindest eine häufige intermittierende Erregung erfahren [58]. Diese Exzitation der Mechanorezeptoren in den Fingerspitzen und die damit verbundene funktionierende Anpassungsfähigkeit der Greifkraft - bzw. im Falle des Spitzgriffs genauer gesagt der Kneifkraft - ist aber nach entsprechender Anästhesie nicht mehr gegeben. So kommt es laut Monzee et al. zu dieser ineffizienten Steigerung der Kraft [58]. Dieser Kraftanstieg nach Medianusblock beim Spitzgriff ist aber in unserem Versuchsteil nicht zu beobachten. Dennoch erreichen die Probanden bei maximaler Anstrengung unter Block genügend hohe Kraftwerte, die sich andererseits signifikant von den submaximal erreichten Kraftwerten ohne Blockade

unterscheiden, wodurch ein vorgetäuschter Kraftverlust eines Simulanten aufgedeckt werden könnte, wie oben bereits erwähnt.
Nach Ketchum trägt die intrinsische Muskulatur in erheblichem Umfang zur Greifkraft bei, wobei er herausfand, dass die intrinsische Muskulatur am Zeigefinger 80% der Kraft der extrinsischen Beuger aufbringen kann [36]. Da beim Spitzgriff die Kraftausübung nur durch den Daumen und Zeigefinger erfolgt, würde das bedeuten, dass bei distaler Medianusbetäubung mit konsekutiver Lähmung der entsprechenden intrinsischen Handmuskeln die Greifkraft am Zeigefinger erheblich reduziert werden würde und sich somit auch die gedrückte Gesamtkraft unter Medianusblockade vermindert. Dementsprechend ist auch in unserem vorliegenden Versuchsteil sowohl bei maximaler als auch bei submaximaler Kraftausübung eine signifikante Reduktion der Greifkraft jeweils beim Vergleich der Versuchsreihen mit und ohne Block zu verzeichnen.

Witney et al. berichten, dass trotz des in der Literatur berichteten kompensatorischen Kraftanstiegs aufgrund des Sensibilitätsverlustes durch die Anästhesierung des Zeigefingers und des Daumens paradoxerweise das Maximum der Kneifkraft beim Spitzgriff – erzeugt durch den Daumen und den Zeigefinger - um mehr als 25% reduziert wird, was unseren Ergebnissen beim Spitzgriff ähnlich ist [6,98]. Bei maximalem Kraftaufwand während des Spitzgriffs reduziert sich in unserer Studie die Kraft um 20%, bei submaximaler Kraftausübung um 31,3% und zwar jeweils unter Medianusblockade. Nach Witney gibt es immer mehr Beweise für die Behauptung, dass das Cutaneus-Feedback einen wichtigen tonischen exzitatorischen Antrieb für die intrinsischen Handmuskeln liefert. Evozierte Potenziale im ersten M. interosseus dorsalis waren in Witneys Studie nach lokaler Anästhesie des N. medianus und damit auch des N. cutaneus als Ast des N. medianus signifikant reduziert. Im Gegensatz hierzu war der vom N. ulnaris innervierte und somit auch nicht von anästhesierter Haut bedeckte M. abductor minimi nicht betroffen [71,98]. Also könnte in unserem Versuch das fehlende Cutaneus-Feedback, der ausbleibende exzitatorische Antrieb für die intrinsische Handmuskulatur und damit die verminderte intrinsische Muskelaktivität ein möglicher Grund für die Kraftreduktion unter Medianusblockade sein.

4.2.2.3 Präzisionsgriff

Beim Präzisionsgriff sind die Unterschiede zwischen der maximalen Krafterzeugung unter Medianusblockade und der submaximalen Kraftausübung ohne Block nicht signifikant. Nach unseren Ergebnissen kann anhand des Präzisionsgriffes ein Simulant, der zum einen keine Funktionseinschränkung des N. medianus aufzeigt und zum anderen gezielt nur mit einem submaximalem Kraftaufwand das Kneifdynamometer drückt, nicht überführt werden, da sich seine Kraftwerte nicht signifikant von den maximal erreichten Kraftwerten unter Medianusblock unterscheiden.

Kozin et al. veranschaulichte in seiner Studie von 1999 die Auswirkungen des Medianusblocks auf die Greif- und Kneifkraft und zeigte signifikante Abnahmen der gemessenen Kraftwerte nach Nervenblockade, wie auch wir es bei maximaler und submaximaler Kraftausübung unter anderem beim Präzisionsgriff feststellen können [37].

4.2.2.4 Palmare Abduktion des Daumens

Die Palmarabduktion des Daumens wird zu einer wichtigen Bewegung, wenn man bedenkt, dass dieser Teil der Daumenopposition ist. Dabei spielen vor allem die intrinsischen Muskeln die vorherrschende Rolle. Durch die Gegenüberstellung des Daumens wird die Hand nämlich erst zu einem vollwertigen Greiforgan.
Chao und An et al. waren die Ersten, die über Messungen der Daumenabduktionskraft berichteten [2-4,14]. In der vorliegenden Studie verringert sich bei der palmaren Abduktion des Daumens die maximal aufgewendete Abduktionskraft um 70,7% unter distalem Medianusblock im Vergleich zur Versuchsreihe ohne Nervenbetäubung. Boatright et al. haben in einer Studie von 1997 nach einer Medianusblockade am Handgelenk ebenfalls eine Verringerung der Daumenabduktionskraft von im Durchschnitt 72,3% gemessen [9]. Die Studie quantifiziert also den Verlust der Daumenabduktionskraft, der durch einen distalen

Medianusblock hervorgerufen wurde. Boatright beobachtete jedoch in der Klinik Fälle, bei denen der Daumen trotz einer Schädigung des N. medianus auf Handgelenksniveau mit Leichtigkeit abduziert werden konnte. Die Daten von Boatrights Studie wie auch diejenigen der vorliegenden Arbeit beinhalten, dass trotz totaler Deinnervation durch den N. medianus aufgrund des distalen Blocks nahezu 30% der Daumenabduktionskraft noch erhalten bleiben.

Boatright berichtet außerdem von Patienten, die trotz schwerer Thenaratrophie infolge einer lang andauernden Deinnervation aufgrund einer Medianusläsion dennoch den Daumen abduzieren können. Also gibt es darüber hinaus anatomische Varianten, welche eine suffiziente Daumenabduktion durch den M. abductor pollicis longus oder durch andere, vom N. radialis innervierte Muskeln ermöglichen [10].

Mannerfelt kritisiert an Boatrights Studie, dass in Frage gestellt bleibt, ob der Medianusblock nicht auch einen oder mehrere intrinsische Muskeln gelähmt hat, die normalerweise nur vom N. ulnaris versorgt werden [10]. Dies würde fälschlicherweise sehr hohe Kraftverluste in den Experimenten infolge einer hier simulierten Medianuslähmung ergeben.

Ziel der Studie von Li et al. war, die motorische Dysfunktion des Daumens bzw. das motorische Defizit des Daumens zu charakterisieren, das aus einer simulierten tiefen Medianusläsion am Handgelenk resultiert [57]. Seine wie auch unsere Hypothese war, dass der Medianusblock am Handgelenk vor allem bei der Abduktion des Daumens ein Kraftdefizit erzeugen würde, was er auch durch sein Ergebnis von einer relativen Kraftabnahme in Abduktionsrichtung von 41,2% - und in unserer Studie von 70,7% - bestätigen konnte [57]. Eine Medianusblockade resultierte in Lis Versuch in Kraftdefiziten in allen Richtungen, wobei die Abduktion und Flexion am schwersten beeinträchtigt waren.

Diese Ergebnisse stimmen mit den anatomischen und neuromuskulären Gegebenheiten des Daumens überein [57]. Der Nervus medianus innerviert den Abduktor pollicis brevis, den Opponens pollicis und den oberflächlichen Kopf des Flexor pollicis brevis, also alle Muskeln, die zur Abduktion und Flexion des Daumens beitragen [86]. Deshalb kommt es nach einer Deinnervation dieser Muskeln, bedingt durch den Medianusblock am Handgelenk, zu diesem starkem, dem Ausfall des N. medianus zuzuordnenden Kraftdefizit [35].

Die von Li berichteten Kraftabnahmen nach dem Medianusblock (40,9% bei Abduktion, 34,1% bei Flexion) fielen kleiner aus als in unserer Studie und als in der Literatur berichtet wird [57]. Kozin et al. verzeichnet eine Kraftabnahme von 60% nach Blockade des N. medianus [37]. Boatright und Kiebzak schreiben über einen nahezu 70%-igen Verlust in der Daumenabduktionskraft nach Medianusbetäubung mit Lidocain, wie oben bereits erwähnt [10]. Kaufmann et al. hat isometrische Kräfte des Daumens in acht Richtungen unter Zuhilfenahme von elektromyografischen Signalen von den Daumenmuskeln nach Medianusblock gemessen [35]. Er berichtet, dass eine Medianusblockade mit Lidocain die Krafterzeugung in der Abduktionsrichtung fast vollständig herabsetzt [35]. Die Diskrepanz zwischen diesen Werten und denen von Lis Studie könnte vielleicht mit der jeweils verwendeten Anästhesie und Untersuchungs- oder Messmethode der Kräfte zusammenhängen. Obwohl der sensorische Block bei jeder Methode komplett schien, waren dennoch - unter physiologischen Bedingungen vom N. medianus innervierte - Muskeln eventuell nicht ganz gelähmt [57].

Patienten mit Karpaltunnelsyndrom beklagen frühzeitig eine sensorische Dysfunktion, während motorische Symptome und Funktionseinbußen wie Daumenschwäche oder Thenaratrophie erst im späteren Verlauf der dann schon fortgeschrittenen Krankheit auftreten. Dass das motorische Defizit gegenüber peripherer Neuropathien des N. medianus weniger stark ausgeprägt ist als das sensorische, wurde bereits in der Literatur beschrieben [12,25,45,50,57]. Butterworth et al. untersuchte die temporären Effekte einer sensorischen und motorischen Blockade nach Injektion von Bupivacain oder Mepivacain und fand heraus, dass ein kompletter sensorische Block vorlag, aber ungefähr 20% des motorischen Aktionspotenzials nach 40 Minuten noch vorhanden waren [12].

Zusammengefasst beeinträchtigt also eine tiefe Medianusläsion, die durch eine Nervenblockade am Handgelenk simuliert wurde, eindeutig die motorische Funktion des Daumens, insbesondere die Palmarabduktion. Ausgehend von diesen Ergebnissen könnte eine solche Methode zur Beurteilung der motorischen Funktion entsprechender Muskeln dazu verwendet werden, um in Zukunft periphere Neuropathien unter einem funktionellen Gesichtspunkt bewerten zu können. Die Daumenabduktionskraft reflektiert fast vollständig die Funktion des M. abductor pollicis brevis und longus (APB und APL). Die Bestimmung der APB-Kraft dient nicht nur zur Bewertung des Schweregrads einer Medianusläsion, sondern

vielmehr zur Beurteilung der Effizienz eines Therapieverlaufs z. B. nach einer Nervenreparatur oder Dekompression, wie Trumble et al. schon gezeigt haben [95]. Die klinische Manifestation einer Handdysfunktion hängt aber auch entscheidend davon ab, wie stark dabei der entsprechende Nerv betroffen ist. Zum Beispiel ist die Thenaratrophie nach einer Kompression des N. medianus eine zwar erst spät auftretende, aber sehr häufige klinische Manifestation, die die Funktion des Daumens beeinträchtigt. Die Messungen der Daumenabduktionskraft haben jedoch nicht immer eine sinnvolle klinische Anwendung. Symptome einer Daumen-Karpometakarpal-Arthritis können die gemessenen Kraftwerte verfälschen. Da eine große Korrelation zwischen dem Karpaltunnelsyndrom und einer Daumen-Karpometakarpal-Arthritis besteht, können Patienten mit einer Neuropathie des N. medianus nicht verlässlich gemessen werden [10].

4.2.2.5 Bedeutung der Blockade der sensiblen Afferenzen für die Kontrolle der Kraftausübung

Beim Vergleich der Anteile halber an maximaler Kraft zwischen der Versuchsreihe ohne und mit Medianusblockade stellt sich kein signifikanter Unterschied heraus und zwar sowohl bei den statisch gemessenen Werten mithilfe des Dynamometers als auch bei den Kraftwerten gemessen mithilfe der distalen Sensoren des Sensorhandschuhs. Trotz Medianusblockade können also die Probanden eine gezielt submaximale Kraft ausüben. Dies erlaubt eindeutig keine Unterscheidungsmöglichkeit zwischen einem Simulanten, der bewusst halbe Kraft aufwenden möchte und einem Patienten mit nachgewiesener Medianusläsion, welche wir in unserer Studie mithilfe des distalen Medianusblocks nachgeahmt haben.

Bei der Kraftausübung der einzelnen Finger gemessen mit den distalen Sensoren des Sensorhandschuhs spricht die Streuung der Werte unter Block dafür, dass bei einzelnen Probanden durch die gestörte Sensibilität der Finger eine verminderte Fähigkeit vorliegt, gezielt ihre Greifkraft zu regulieren und in diesem Falle speziell die submaximale Kraft auszuüben. Bei einigen Probanden wurden beim Versuch, submaximale Kraft unter Blockade aufzuwenden, Kraftwerte gemessen, die den

Anteil 100% der submaximalen Kraft an der Maximalkraft sogar übertrafen, was an der 90-Perzentilen-Linie in den jeweiligen Grafiken im Ergebnisteil zu erkennen ist. Diese Ergebnisse entsprechen der in der Literatur berichteten Fehlregulationen und Steigerungen der Greifkraft während einer distalen Medianusblockade, folglich fehlendem sensorischen Feedback durch den N. cutaneus und daraus resultierendem Sensibilitätsverlust [6,29,44,58,64-67,92,98].

Eine Studie von Ebied et al. widerlegt die Hypothese, dass es den Probanden bei Abwesenheit der Innervation durch den N. cutaneus nicht möglich sei, ein submaximales Kraftlevel beruhend auf dem Feedback der Muskelafferenzen aufrechtzuerhalten [22]. In der Studie von Ebied et al. von 2004 sollten 10 Probanden bei aufgehobener sensibler Innervation des N. cutaneus durch Infiltration von Lokalanästhetikum in die Umgebung des N. medianus am Handgelenk versuchen, eine submaximale isometrische Kneifkraft für 30 Sekunden auszuüben [22]. Dabei erhielten sie – wie auch in unserer Studie - jedoch keine Rückmeldung über den Betrag der aufgewendeten Kraft. Trotz des distalen Medianusblocks, der damit verbundenen Betäubung des N. cutaneus und der resultierenden Ausschaltung der Fingersensibilität konnte die Fähigkeit für die gezielte Ausübung einer submaximalen Kraft beibehalten werden, was in Übereinstimmung mit unseren Versuchsergebnissen steht. Nach Ebied deutet dieses Ergebnis darauf hin, dass für die gezielte Ausübung submaximaler Kraft eher Muskelafferenzen in der Beugemuskulatur des Unterarmes eine Rolle spielen, welche während des distalen Medianusblocks ja noch intakt funktionieren. Die Blockade des N. cutaneus beeinträchtigte jedoch die Fähigkeit, von Hand zu schreiben, was zeigt, dass das sensorische Feedback ausgehend vom N. cutaneus besonders bei der Ausführung von feinmotorischen Aufgaben von Bedeutung ist. Da die isolierte Blockade der Muskelafferenzen bei gleichzeitiger erhaltener sensorischer Funktion des N. cutaneus nicht möglich ist, wurden in Ebieds Studie eben die Auswirkungen einer Blockade des N. cutaneus sowie der Rezeptoren der Interphalangealgelenke durch Betäubung des N. medianus am Handgelenk untersucht, was einem schweren Karpaltunnelsyndrom entspricht.

Witney et al. sind der Meinung, dass bei Patienten mit schwerem Karpaltunnelsyndrom, bei denen die Leitfähigkeit des N. medianus ab dem Handgelenk beeinträchtigt ist, die Fähigkeit, ihre Greifkraft gezielt zu steuern und

anzupassen, beibehalten werden könnte [98]. Voraussetzung dafür ist aber nach Witney und im Gegensatz zu Ebied et al. ein übriger Rest an sensorischer Information vom N. cutaneus. Eine komplette Elimination des Cutaneus-Feedback bzw. der sensorischen Afferenzen durch lokale Anästhesie des N. medianus ab dem Handgelenk erzeugt nach Witney jedoch ein schweres Defizit in der Greifkraftregulierung [58,98]. Da in unserer Studie die Probanden gezielt eine submaximale Kraft während distaler Medianusblockade ausüben konnten, lässt dieses Versuchsergebnis nach Witneys Erklärung darauf schließen, dass bei unserer Versuchsdurchführung eventuell noch ein übriger Rest an sensorischer Feedbackinformation durch den N. cutaneus vorhanden war. Die Diskrepanz zwischen den Werten könnte vielleicht mit der jeweils verwendeten Anästhesie und Untersuchungs- oder Messmethode der Kräfte zusammenhängen. Solch ein Ergebnis hängt also des Öfteren mit einer bestimmten Anästhesie, ihrer Konzentration und Dosierung als auch mit der Effektivität der Injektionstechnik, den Nerven auch wirklich vollständig zu betäuben, zusammen. Also müsste in diesem Zusammenhang in zukünftigen Studien eine verifizierte Elimination der Cutaneusleitfähigkeit als Voraussetzung gegeben sein. Sollte dann trotzdem eine gezielt submaximale Kraft während einem distalen Medianusblock aufgebracht werden können, spricht dies dann für Ebieds Erklärung, dass eher die Muskelafferenzen für die Regulierung und für die entsprechende Anpassung der Greifkraft verantwortlich sind.

4.3 Beantwortung der eingangs gestellten Fragen

1. Welche Kraftverteilungsmuster weisen die Finger unter physiologischen Bedingungen beim Kraftgriff auf und inwiefern ändern sich diese bei Medianusblockade?

Unter physiologischen Bedingungen sind die Kraftverteilungsmuster zwischen proximalen und distalen Sensoren abhängig von der Größe der Greifkörper. Bei ansteigendem Greifkörperdurchmesser verlagert sich die Kraftausübung auf die distalen Sensoren, wobei insgesamt eine Abnahme der Greifkraft bei zunehmendem Durchmesser der Greifkörper zu verzeichnen ist. Der Daumen nimmt beim Kraftgriff eine Sonderstellung ein, da bei Kraftgriffen an kleinen Greifkörpern die Kraft hauptsächlich durch die den Körper umschließenden dreigliedrigen Finger ausgeübt wird und die Daumensensoren dementsprechend wenig Kraft aufnehmen. Bei ansteigendem Greifkörperdurchmesser kommt es allerdings zu einer deutlichen Zunahme der Kraftaufnahme am proximalen als auch am distalen Daumensensor, weil das Greifen größerer Greifkörper das Gegenhalten des opponierten Daumens zwingend erfordert, was bei kleinerem Greifkörperdurchmesser nur eine sekundäre Rolle spielt.
Unter Medianusblockade ist beim Versuch mit dem kleinsten Greifkörperdurchmesser an manchen proximalen und distalen Sensoren eine signifikante Kraftreduktion zu verzeichnen. Je größer aber der Durchmesser des Greifkörpers wird, desto uneinheitlicher und vor allem weniger signifikant wird unter Medianusbetäubung die Abnahme der Kraft, sodass es beim größten Greifkörperdurchmesser sogar zu einer signifikanten Zunahme der Greifkraft unter Block kommt. Außerdem lässt sich keine signifikante Kraftreduktion speziell an bestimmten Fingern in Abhängigkeit des Greifkörperdurchmessers feststellen.

2. Wie verändert sich die Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen bei simulierter distaler Medianuslähmung?

2a) Wie verändert sich die Maximalkraft beim Vergleich der entsprechenden erreichten Werte ohne und mit Medianusläsion gemessen mit dem Hantel- und dem Kneifdynamometer sowie mit dem Sensorhandschuh bei den verschiedenen Greifformen?

Beim Spitz-, Präzisions- und beim Schlüsselgriff, bei welchen die Kraft mit dem Kneifdynamometer gemessen wurde, ist beim Vergleich der entsprechenden Versuchsreihen ohne Medianusblock mit denjenigen unter Nervenbetäubung jeweils eine signifikante Reduktion der maximal aufgewendeten Greifkraft mit Block zu verzeichnen. Lediglich beim Kraftgriff, bei dem die Kraft mit dem Hanteldynamometer gemessen wurde, ist keine signifikante Kraftreduktion während maximalem Kraftaufwand unter distalem Medianusblock beim Vergleich mit der Versuchsreihe ohne Betäubung festzustellen.
Die von der Thenarmuskulatur erzeugt Kraft wurde bei der palmaren Abduktion des Daumens vom proximalen Drucksensor P1 des Sensorhandschuhs gemessen. Bei dieser Greifform unterscheiden wir nicht zwischen maximalem und submaximalem Kraftaufwand. Der Daumen wurde stets mit maximaler Kraft abduziert, es lässt sich eine signifikante Kraftverminderung unter Nervenbetäubung feststellen.

2b) Welche Auswirkung hat die Medianusblockade auf die willentlich submaximale Kraftausübung bei verschiedenen Greifformen?

Beim Spitz- und beim Präzisionsgriff ist bei der willentlich submaximalen Kraftausübung eine signifikante Kraftreduktion unter Block beim Vergleich der Versuchsreihen ohne Betäubung mit denen unter Medianusblockade zu verzeichnen. Dies ist nicht der Fall beim Schlüssel- und beim Kraftgriff. Bei der letztgenannten Greifform beobachten wir sogar eine Zunahme der Kraft unter Medianusblock.

3. Inwiefern spielen die sensiblen Afferenzen am ersten bis dritten Finger für die Steuerung der Kraftausübung eine Rolle und ergeben sich Veränderungen bei Medianusblockade?

Unter physiologischen Bedingungen stellt das dynamische Zusammenspiel zwischen sensorischer Information und motorischer Befehle die Basis dar für die Fähigkeit, die Greifkraft flexibel anzupassen. Eine uneingeschränkte Sensibilität der greifenden Finger, maßgeblich vermittelt durch das propriozeptive Feedback der sensiblen Afferenzen des Nervus cutaneus, ist für eine effiziente Anpassung und Aufrechterhaltung der Greifkraftregulation unerlässlich. Die sensorische Information wird also dazu benützt, das Kraftlevel an das erforderte Maß korrekt anzupassen.
Eine Anästhesie der greifenden Finger unter distalem Medianusblock schränkt die Funktion der verantwortlichen Mechanorezeptoren ein, das sensorische Feedback durch den Nervus cutaneus wird eliminiert, die Greifkraftregulation außer Funktion gesetzt und es kommt folglich zu einer erheblichen Steigerung der Kraft. Unterschiedliche Steigerungen der Greifkraft sind zurückzuführen auf Unterschiede im Schweregrad der jeweiligen sensorischen Beeinträchtigung oder Dysfunktion. Eine vollständige Elimination des Cutaneus-Feedbacks bzw. der sensorischen Afferenzen durch lokale Anästhesie des N. medianus ab dem Handgelenk erzeugt ein schweres Defizit in der Greifkraftregulierung.

4. Kann eine maximale Kraftanstrengung eines Patienten mit distaler Medianuslähmung am Handgelenk von einer simulierten Kraftminderung des Gesunden, der nur eine submaximale Kraft ausübt, unterschieden werden?

Beim Spitz-, Schlüssel- und beim Kraftgriff ist jeweils eine signifikante Kraftreduktion während submaximaler Kraftausübung ohne Block festzustellen im Vergleich zu den Dynamometerwerten der maximalen Krafterzeugung unter Medianusblockade. Hieraus könnten wir schließen, dass mit Hilfe dieser Greifformen, der entsprechenden Vergleichsparameter und unter den speziellen

Versuchsbedingungen als auch Versuchsaufbauten zwischen maximaler Kraftausübung unter Medianusblock und einer absichtlich durchgeführten submaximalen Kraftausübung bei vollständig erhaltener Medianusfunktion (ohne Block) gut unterschieden werden könnte. Jedoch bedarf es noch weiterer Untersuchungen auf diesem Gebiet, um die Reliabilität, Validität und Objektivität dieser möglichen Methode, einen vorgetäuschten Kraftverlust nachweisen zu können, zu bestätigen.

Bei einem anderen Versuch wurde die Fähigkeit der Probanden, gezielt die halbe Kraft auszuüben, sowohl unter distalem Medianusblock als auch ohne Nervenbetäubung untersucht. Ein Maß für diese Fähigkeit ist der Anteil der Werte für die halbe Kraft an der Maximalkraft während der Ausführung des Kraftgriffs. Beim Vergleich der Anteile halber an maximaler Kraft zwischen der Versuchsreihe ohne und derjenigen mit Medianusblockade stellt sich kein signifikanter Unterschied heraus und zwar sowohl bei den statisch gemessenen Werten mithilfe des Hanteldynamometers als auch bei den Kraftwerten gemessen mithilfe der distalen Sensoren des Sensorhandschuhs im anderen Teilversuch. Trotz Medianusblockade können also die Probanden eine gezielt submaximale Kraft ausüben. Diese Versuchsergebnisse erlauben also im Gegensatz zu dem oben beschriebenen Versuch eindeutig keine Unterscheidung zwischen einem Simulanten, der bewusst halbe Kraft aufwenden möchte und einem Patienten mit nachgewiesener Medianusläsion, welche wir in unserer Studie mithilfe des distalen Medianusblocks nachgeahmt haben.

5 Zusammenfassung

Läsionen des Mittelnerven (Nervus medianus) schränken die Greiffunktion der Hand erheblich ein. Die daraus resultierenden Funktionsausfälle der Hand wurden in dieser Studie durch biometrische Messungen in vivo objektiviert. Hierzu wurden die Auswirkungen einer simulierten tiefen Medianusläsion durch Blockade des Nervus medianus mit Lokalanästhetikum auf die Kraftverteilungsmuster der Hand, auf die Greifkraft bei verschienenen Greifformen sowie die Auswirkung auf die Steuerung der Greifkraft untersucht.

Um die Kraftverteilungsmuster an der Hand in vivo nicht invasiv zu messen, wurde ein an der Technischen Universität in Berlin entwickelter Sensorhandschuh verwendet. Durch beugeseitig proximal und distal an den Fingern platzierte Drucksensoren wurden die Kraftwerte, die während des Kraftgriffs an unterschiedlich großen Greifkörpern von den Fingern ausgeübt wurden, in Echtzeit aufgezeichnet. Unter physiologischen Bedingungen sind die Kraftverteilungsmuster zwischen proximalen und distalen Sensoren abhängig von der Größe der Greifkörper. Bei ansteigendem Greifkörperdurchmesser verlagert sich die Kraftausübung auf die distalen Sensoren, wobei insgesamt eine Abnahme der Greifkraft bei zunehmendem Durchmesser der Greifkörper zu verzeichnen ist. Unter Medianusblockade wird bei zunehmender Größe des Greifkörpers die Kraftabnahme uneinheitlich.

Um die Auswirkungen einer distalen Medianusblockade auf die ausgeübte Maximalkraft und auf die willentlich submaximale Kraftausübung während verschiedener Greifformen (Spitz-, Präzisions-, Schlüssel- und Kraftgriff sowie palmare Abduktion des Daumens) zu analysieren, wurden die mittels eines Kneif- und Hanteldynamometers gemessenen Kraftwerte der Versuchsreihen mit und ohne Nervenbetäubung einerseits für maximale und andererseits für submaximale Krafterzeugung miteinander verglichen. Bei maximaler Kraftanstrengung war unter Medianusblockade während aller Greifformen - außer beim Kraftgriff – eine signifikante Kraftreduktion festzustellen. Bei willentlich submaximaler Krafterzeugung verzeichneten wir während des Spitz- und Präzisionsgriffs im Gegensatz zum Kraft- und Schlüsselgriff eine signifikante Verminderung der

Greifkraft. Die maximale Kraft des Daumens während palmarer Abduktion nahm unter Medianusblockade signifikant ab.

Die quantitative Unterscheidung des Kraftverlustes bei Medianusläsion von einem vorgetäuschten Kraftverlust des Gesunden ist problematisch. Im Rahmen dieser Studie wurde evaluiert, ob eine solche Unterscheidung mit Hilfe des Sensorhandschuhs möglich ist. Während der Ausführung verschiedener Greifformen wurden Kraftwerte mit willentlich submaximalem Kraftaufwand ohne Block, was der vorgetäuschten Kraftminderung eines Simulanten entspricht, mit Werten bei maximaler Kraftausübung unter distalem Medianusblock verglichen. Bei diesem Vergleich ist während des Spitz-, Schlüssel- und des Kraftgriffs jeweils eine signifikante Kraftreduktion während submaximaler Kraftausübung ohne Block festzustellen. Mithilfe dieses Versuchsaufbaus kann somit tendenziell zwischen maximaler Kraftausübung unter Medianusblock und einer absichtlich durchgeführten submaximalen Kraftausübung bei vollständig erhaltener Medianusfunktion unterschieden werden. Jedoch bedarf es noch weiterer Untersuchungen auf diesem Gebiet, um die Reliabilität, Validität und Objektivität dieser möglichen Methode, einen vorgetäuschten Kraftverlust nachweisen zu können, zu bestätigen.

Unter physiologischen Bedingungen stellt das dynamische Zusammenspiel zwischen sensorischer Information und motorischer Befehle die Basis dar für die Fähigkeit, die Greifkraft flexibel anzupassen. Daher wurde in dieser Studie die Auswirkung einer Störung der Sensibilität der greifenden Finger durch distalen Medianusblock auf die Fähigkeit zur effizienten Steuerung der angewandten Kraft untersucht. Die Fähigkeit der Probanden, gezielt willentlich die halbe Kraft während des Kraftgriffs auszuüben, bleibt unter Medianusblockade jedoch weitgehend erhalten. Dies lässt den Schluss zu, dass die Steuerung der Kraftregulation an der Hand nicht ausschließlich von sensiblen Afferenzen, sondern in erheblichem Umfang von motorischen Afferenzen in der Unterarm- und intrinsischen Muskulatur abhängig ist. Für die Beurteilung der Funktionsfähigkeit der Hand ist die Greifkraft ein wichtiges Kriterium. Die durch Veränderungen der Greifkraft gewonnenen Erkenntnisse über die individuelle Gebrauchsfähigkeit der Hand lassen sich sowohl für diagnostische Zwecke, als auch im Rahmen der Beurteilung von Rehabilitationsmaßnahmen heranziehen und stellen eine Grundlage für weitere Studien an Patienten mit Nervenläsionen dar.

6 Literaturverzeichnis

1. Amis AA: Variation of finger forces in maximal isometric grasp tests on a range of cylinder diameters. J Biomed Eng 9: 313-320 (1987)
2. An KN, Chao EY, Askew LJ: Hand strength measurement instruments. Arch Phys Med Rehabil 61: 366-368 (1980)
3. An KN, Chao EY, Cooney WP, Linscheid RL: Forces in the normal and abnormal hand. J Orthop Res 3: 202-211 (1985)
4. An KN, Chao EY, Linscheid RL: Normative model of human hand for biomechanical analysis. J Biomech 12: 775-788 (1979)
5. Ashford RF, Nagelburg S, Adkins R: Sensitivity of the Jamar Dynamometer in detecting submaximal grip effort. J Hand Surg [Am] 21: 402-405 (1996)
6. Augurelle AS, Smith AM, Lejeune T, Thonnard JL: Importance of cutaneous feedback in maintaining a secure grip during manipulation of hand-held objects. J Neurophysiol 89: 665-671 (2003)
7. Bechtol CO: Grip test; the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. J Bone Joint Surg Am 36: 820-824 (1954)
8. Bendz P: The functional significance of the oblique retinacular ligament of Landsmeer. A review and new proposals. J Hand Surg [Br] 10: 25-29 (1985)
9. Boatright JR, Kiebzak GM: The effects of low median nerve block on thumb abduction strength. J Hand Surg [Am] 22: 849-852 (1997)
10. Boatright JR, Kiebzak GM, O'Neil DM, Peindl RD: Measurement of thumb abduction strength: normative data and a comparison with grip and pinch strength. J Hand Surg [Am] 22: 843-848 (1997)
11. Bohannon RW: Differentiation of maximal from submaximal static elbow flexor efforts by measurement variability. Am J Phys Med 66: 213-218 (1987)
12. Butterworth J, Ririe DG, Thompson RB, Walker FO, Jackson D, James RL: Differential onset of median nerve block: randomized, double-blind

comparison of mepivacaine and bupivacaine in healthy volunteers. Br J Anaesth 81: 515-521 (1998)

13. Chaffin DB, Lee M, Freivalds A: Muscle strength assessment from EMG analysis. Med Sci Sports Exerc 12: 205-211 (1980)

14. Chao EY, Opgrande JD, Axmear FE: Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. J Biomech 9: 387-396 (1976)

15. Chau N, Petry D, Bourgkard E, Huguenin P, Remy E, Andre JM: Comparison between estimates of hand volume and hand strengths with sex and age with and without anthropometric data in healthy working people. Eur J Epidemiol 13: 309-316 (1997)

16. Chau N, Remy E, Petry D, Huguenin P, Bourgkard E, Andre JM: Asymmetry correction equations for hand volume, grip and pinch strengths in healthy working people. Eur J Epidemiol 14: 71-77 (1998)

17. Chengalur SN, Smith GA, Nelson RC, Sadoff AM: Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. Am J Phys Med Rehabil 69: 148-153 (1990)

18. Cole KJ, Steyers CM, Graybill EK: The effects of graded compression of the median nerve in the carpal canal on grip force. Exp Brain Res 148: 150-157 (2003)

19. Cooney WP, An KN, Daube JR, Askew LJ: Electromyographic analysis of the thumb: a study of isometric forces in pinch and grasp. J Hand Surg [Am] 10: 202-210 (1985)

20. Czitrom AA, Lister GD: Measurement of grip strength in the diagnosis of wrist pain. J Hand Surg [Am] 13: 16-19 (1988)

21. Dvir Z: Coefficient of variation in maximal and feigned static and dynamic grip efforts. Am J Phys Med Rehabil 78: 216-221 (1999)

22. Ebied AM, Kemp GJ, Frostick SP: The role of cutaneous sensation in the motor function of the hand. J Orthop Res 22: 862-866 (2004)

23. Fairfax AH, Balnave R, Adams RD: Variability of grip strength during isometric contraction. Ergonomics 38: 1819-1830 (1995)

24. Forrest WJ, Basmajian JV: Functions of human thenar and hypothenar muscles; an electromyographic study of twenty-five hands. J Bone Joint Surg Am 47: 1585-1594 (1965)

25. Gelberman RH, Hergenroeder PT, Hargens AR, Lundborg GN, Akeson WH: The carpal tunnel syndrome. A study of carpal canal pressures. J Bone Joint Surg Am 63: 380-383 (1981)

26. Gilbert JC, Knowlton RG: Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. Am J Phys Med 62: 135-144 (1983)

27. Goldman S, Cahalan TD, An KN: The injured upper extremity and the Jamar five-handle position grip test. Am J Phys Med Rehabil 70: 306-308 (1991)

28. Hamilton A, Balnave R, Adams R: Grip strength testing reliability. J Hand Ther 7: 163-170 (1994)

29. Hermsdorfer J, Hagl E, Nowak DA: Deficits of anticipatory grip force control after damage to peripheral and central sensorimotor systems. Hum Mov Sci 23: 643-662 (2004)

30. Hildreth DH, Breidenbach WC, Lister GD, Hodges AD: Detection of submaximal effort by use of the rapid exchange grip. J Hand Surg [Am] 14: 742-745 (1989)

31. Hoffmaster E, Lech R, Niebuhr BR: Consistency of sincere and feigned grip exertions with repeated testing. J Occup Med 35: 788-794 (1993)

32. Janda DH, Geiringer SR, Hankin FM, Barry DT: Objective evaluation of grip strength. J Occup Med 29: 569-571 (1987)

33. Jones AR, Unsworth A, Haslock I: A microcomputer controlled hand assessment system used for clinical measurement. Eng Med 14: 191-198 (1985)

34. Joughin K, Gulati P, Mackinnon SE, McCabe S, Murray JF, Griffiths S, Richards R: An evaluation of rapid exchange and simultaneous grip tests. J Hand Surg [Am] 18: 245-252 (1993)

35. Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Cooney WP, Chao EY: In-vivo function of the thumb muscles. Clin Biomech 14: 141-150 (1999)

36. Ketchum LD, Thompson D, Pocock G, Wallingford D: A clinical study of forces generated by the intrinsic muscles of the index finger and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. J Hand Surg [Am] 3: 571-578 (1978)

37. Kozin SH, Porter S, Clark P, Thoder JJ: The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. J Hand Surg [Am] 24: 64-72 (1999)

38. Kroemer KH, Marras WS: Towards an objective assessment of the "maximal voluntary contraction" component in routine muscle strength measurements. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 45: 1-9 (1980)

39. Kroemer KH, Marras WS: Evaluation of maximal and submaximal static muscle exertions. Hum Factors 23: 643-653 (1981)

40. Lafargue G, Paillard J, Lamarre Y, Sirigu A: Production and perception of grip force without proprioception: is there a sense of effort in deafferented subjects? Eur J Neurosci 17: 2741-2749 (2003)

41. Landsmeer JM: A report on the coordination of the interphalangeal joints of the human finger and its disturbances. Acta Morphol Neerl Scand 2: 59-84 (1958)

42. Lechner DE, Bradbury SF, Bradley LA: Detecting sincerity of effort: a summary of methods and approaches. Phys Ther 78: 867-888 (1998)

43. Lee JW, Rim K: Measurement of finger joint angles and maximum finger forces during cylinder grip activity. J Biomed Eng 13: 152-162 (1991)

44. Lowe BD, Freivalds A: Effect of carpal tunnel syndrome on grip force coordination on hand tools. Ergonomics 42: 550-564 (1999)

45. Lundborg G, Gelberman RH, Minteer-Convery M, Lee YF, Hargens AR: Median nerve compression in the carpal tunnel-functional response to

experimentally induced controlled pressure. J Hand Surg [Am] 7: 252-259 (1982)

46. Mathiowetz V, Kashman N, Volland G, Weber K, Dowe M, Rogers S: Grip and pinch strength: normative data for adults. Arch Phys Med Rehabil 66: 69-74 (1985)

47. Mathiowetz V, Rennells C, Donahoe L: Effect of elbow position on grip and key pinch strength. J Hand Surg [Am] 10: 694-697 (1985)

48. Mathiowetz V, Weber K, Volland G, Kashman N: Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. J Hand Surg [Am] 9: 222-226 (1984)

49. Mathiowetz V, Wiemer DM, Federman SM: Grip and pinch strength: norms for 6- to 19-year-olds. Am J Occup Ther 40: 705-711 (1986)

50. Mazur A: Role of thenar electromyography in the evaluation of carpal tunnel syndrome. Phys Med Rehabil Clin N Am 9: 755-764 (1998)

51. Mentzel M: Bewegungsabläufe und Kraftverteilungsmuster an der Hand bei primären Griffen – Messungen mit dem TUB-Sensorhandschuh. Habilitationsschrift, Universität Ulm (2002)

52. Mentzel M, Hofmann F, Ebinger T, Gulke J, Kinzl L, Wachter NJ: Measuring grip strength of the hand with a sensor glove by gripping with submaximal and maximal strength. Handchir Mikrochir Plast Chir 33: 52-57 (2001)

53. Mentzel M, Hofmann F, Ebinger T, Jatzold B, Kinzl L, Wachter NJ: Reproducibility of measuring the finger joint angle with a sensory glove. Handchir Mikrochir Plast Chir 33: 59-63 (2001)

54. Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R: The orderly recruitment of human motor units during voluntary isometric contractions. J Physiol 230: 359-370 (1973)

55. Mitterhauser MD, Muse VL, Dellon AL, Jetzer TC: Detection of submaximal effort with computer-assisted grip strength measurements. J Occup Environ Med 39: 1220-1227 (1997)

56. Moberg E: The role of cutaneous afferents in position sense, kinaesthesia, and motor function of the hand. Brain 106: 1-19 (1983)

57. Mondelli M, Padua L, Reale F: Carpal tunnel syndrome in elderly patients: results of surgical decompression. J Peripher Nerv Syst 9: 168-176 (2004)

58. Monzee J, Lamarre Y, Smith AM: The effects of digital anesthesia on force control using a precision grip. J Neurophysiol 89: 672-683 (2003)

59. Niebuhr BR: Detecting submaximal grip exertions of variable effort by electromyography. Electromyogr Clin Neurophysiol 36: 113-120 (1996)

60. Niebuhr BR, Marion R: Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. Am J Phys Med 66: 16-24 (1987)

61. Niebuhr BR, Marion R: Voluntary control of submaximal grip strength. Am J Phys Med Rehabil 69: 96-101 (1990)

62. Niebuhr BR, Marion R, Hasson SM: Electromyographic analysis of effort in grip strength assessment. Electromyogr Clin Neurophysiol 33: 149-156 (1993)

63. Nowak DA, Glasauer S, Hermsdorfer J: Grip force efficiency in long-term deprivation of somatosensory feedback. Neuroreport 14: 1803-1807 (2003)

64. Nowak DA, Glasauer S, Hermsdorfer J: How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback? Brain 127: 182-192 (2004)

65. Nowak DA, Glasauer S, Meyer L, Mait N, Hermsdorfer J: The role of cutaneous feedback for anticipatory grip force adjustments during object movements and externally imposed variation of the direction of gravity. Somatosens Mot Res 19: 49-60 (2002)

66. Nowak DA, Hermsdorfer J: Selective deficits of grip force control during object manipulation in patients with reduced sensibility of the grasping digits. Neurosci Res 47: 65-72 (2003)

67. Nowak DA, Hermsdorfer J, Glasauer S, Philipp J, Meyer L, Mai N: The effects of digital anaesthesia on predictive grip force adjustments during vertical movements of a grasped object. Eur J Neurosci 14: 756-762 (2001)

68. Oswalt CE: Median nerve injuries and their management. South Med J 70: 725-727 (1977)

69. Radhakrishnan S, Nagaravindra M: Analysis of hand forces in health and disease during maximum isometric grasping of cylinders. Med Biol Eng Comput 31: 372-376 (1993)

70. Robertson LD, Mullinax CM, Brodowicz GR, Miller RA, Swafford AR: The relationship between two power-grip testing devices and their utility in physical capacity evaluations. J Hand Ther 6: 194-201 (1993)

71. Rossini PM, Rossi S, Tecchio F, Pasqualetti P, Finazzi-Agro A, Sabato A: Focal brain stimulation in healthy humans: motor maps changes following partial hand sensory deprivation. Neurosci Lett 214: 191-195 (1996)

72. Schmidt HM: Daumen. In: Schmidt HM, Lanz U (Hrsg) Chirurgische Anatomie der Hand, Hippokrates, Stuttgart, 83-110 (1992)

73. Schmidt HM: Hohlhand. In: Schmidt HM, Lanz U (Hrsg) Chirurgische Anatomie der Hand, Hippokrates, Stuttgart, 123-155 (1992)

74. Schmidt HM: Übergang Unterarm - Handrücken. In: Schmidt HM, Lanz U (Hrsg) Chirurgische Anatomie der Hand, Hippokrates, Stuttgart, 213-240 (1992)

75. Schreuders TA, Roebroeck ME, Jaquet JB, Hovius SE, Stam HJ: Long-term outcome of muscle strength in ulnar and median nerve injury: comparing manual muscle strength testing, grip and pinch strength dynamometers and a new intrinsic muscle strength dynamometer. J Rehabil Med 36: 273-278 (2004)

76. Shechtman O: Is the coefficient of variation a valid measure for detecting sincerity of effort of grip strength? Work 13: 163-169 (1999)

77. Shechtman O: Using the coefficient of variation to detect sincerity of effort of grip strength: a literature review. J Hand Ther 13: 25-32 (2000)

78. Shechtman O: The coefficient of variation as a measure of sincerity of effort of grip strength, Part I: the statistical principle. J Hand Ther 14: 180-187 (2001)

79. Shechtman O: The coefficient of variation as a measure of sincerity of effort of grip strength, Part II: sensitivity and specificity. J Hand Ther 14: 188-194 (2001)

80. 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 18: 10-18 (2005)

81. Shechtman O, Mann WC, Justiss MD, Tomita M: Grip strength in the frail elderly. Am J Phys Med Rehabil 83: 819-826 (2004)

82. Shechtman O, Taylor C: The use of the rapid exchange grip test in detecting sincerity of effort, Part II: validity of the test. J Hand Ther 13: 203-210 (2000)

83. Shechtman O, Taylor C: How do therapists administer the rapid exchange grip test? A survey. J Hand Ther 15: 53-61 (2002)

84. Simonsen JC: Coefficient of variation as a measure of subject effort. Arch Phys Med Rehabil 76: 516-520 (1995)

85. Smith GA, Nelson RC, Sadoff SJ, Sadoff AM: Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. Am J Phys Med Rehabil 68: 73-80 (1989)

86. Smutz WP, Kongsayreepong A, Hughes RE, Niebur G, Cooney WP, An KN: Mechanical advantage of the thumb muscles. J Biomech 31: 565-570 (1998)

87. Staubesand J: Obere Gliedmaßen. In: Benninghoff A, Staubesand J, Fleischauer K, Zenker W (Hrsg) Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen, Bd 1, 14. Aufl, Urban&Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 419-488 (1985)

88. Stokes HM: The seriously uninjured hand-weakness of grip. J Occup Med 25: 683-684 (1983)

89. Stokes HM, Landrieu KW, Domangue B, Kunen S: Identification of low-effort patients through dynamometry. J Hand Surg [Am] 20: 1047-1056 (1995)

90. Talsania JS, Kozin SH: Normal digital contribution to grip strength assessed by a computerized digital dynamometer. J Hand Surg [Br] 23: 162-166 (1998)

91. Thonnard J, Saels P, Van den BP, Lejeune T: Effects of chronic median nerve compression at the wrist on sensation and manual skills. Exp Brain Res 128: 61-64 (1999)

92. Thonnard JL, Detrembleur C, Van den Bergh PY: Assessment of hand function in a patient with chronic sensory demyelinating neuropathy. Neurology 49: 253-257 (1997)

93. Tredgett M, Pimble LJ, Davis TR: The detection of feigned hand weakness using the five position grip strength test. J Hand Surg [Br] 24: 426-428 (1999)

94. Tredgett MW, Davis TR: Rapid repeat testing of grip strength for detection of faked hand weakness. J Hand Surg [Br] 25: 372-375 (2000)

95. Trumble TE, Kahn U, Vanderhooft E, Bach AW: A technique to quantitate motor recovery following nerve grafting. J Hand Surg [Am] 20: 367-372 (1995)

96. West W, Hicks A, Clements L, Dowling J: The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 71: 301-305 (1995)

97. Westbrook AP, Tredgett MW, Davis TR, Oni JA: The rapid exchange grip strength test and the detection of submaximal grip effort. J Hand Surg [Am] 27: 329-333 (2002)

98. Witney AG, Wing A, Thonnard JL, Smith AM: The cutaneous contribution to adaptive precision grip. Trends Neurosci 27: 637-643 (2004)

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. F. Gebhard und Herrn PD Dr. med. M. Mentzel möchte ich herzlich danken für die Möglichkeit der Promotion in der Abteilung für Unfall-, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Ulm.

Bei Herrn PD Dr. R. Muche des Instituts Biometrie der Universität Ulm bedanke ich mich für die ausgezeichnete Kooperation während der statistischen Auswertung der Versuchsergebnisse.

Den Probanden sei herzlichst für die vorbildliche Zusammenarbeit bei der aktiven Teilnahme an den Messungen gedankt.

Mein ganz besonderer Dank geht an Christoph Häderer für die stets verlässliche Zusammenarbeit während den Versuchsdurchführungen und für die Unterstützung bei der Lösung technischer Probleme.

Meinem Vater, Herrn Klaus Hütz, gebührt mein aufrichtiger Dank für seine konstruktive Kritik an meiner Arbeit. Ferner wäre ohne ihn niemals die Initiative ergriffen worden, ein Programm zur Vereinfachung der speziell für diese Arbeit relevanten Datenauswertung von einem Informatiker der Universität Augsburg entwickeln zu lassen.

Zu guter Letzt gilt mein ganz besonderer Dank meinem Doktorvater Dr. med. N. J. Wachter für seine kompetente wissenschaftliche Betreuung und seine große Geduld. Auf ihn war in fachlicher als auch in menschlicher Hinsicht immer Verlass.