

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik  
Klinik für Hand-, Plastische, Rekonstruktive und  
Verbrennungschirurgie  
an der Universität Tübingen

**Entwicklung eines standardisierten  
Untersuchungsalgorithmus zur  
Propriozeptionsmessung des Handgelenks**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Paul, Simon Gerhard**

**2018**

Dekan: Professor Dr. I. B. Authenrieth

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. M. Held

2. Berichterstatter: Professor Dr. I. Krauß

Tag der Disputation: 06.02.2018

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, die mich auf meinem Weg durch das Studium und die Promotion begleitet und unterstützt haben.

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>HINTERGRUND UND GRUNDLAGEN</b>	<b>2</b>
2.1	Das Handgelenk	2
2.2	Somatosensorik und Propriozeption	3
2.3	Mechanorezeptoren und Mechanorezeption	5
2.4	Ruffini-Körperchen	6
2.5	Vater-Pacini-Körperchen	7
2.6	Golgi-Sehnenorgane und Golgi-like Mechanorezeptor	7
2.7	Muskelspindeln	8
2.8	Modalitäten der unbewussten Propriozeption	10
2.8.1	Posturale Kontrolle	10
2.8.2	Gelenkstabilität	10
2.8.3	Feed-forward Kontrolle	11
2.9	Modalitäten der bewussten Propriozeption	11
2.9.1	Kraft- und Spannungssinn	11
2.9.2	Kinästhesie	12
2.9.3	Joint Position Sense	12
2.10	Folgen gestörter Propriozeption	13
2.11	Beeinflussung der Propriozeption durch andere Stimuli	14
2.12	Händigkeit als Faktor	15
<b>3</b>	<b>METHODIK</b>	<b>16</b>
3.1	Auswahl des Messverfahrens	16
3.2	Testgütekriterien	18
3.2.1	Objektivität	18
3.2.2	Reliabilität	19
3.2.3	Validität	19
3.3	Nebengütekriterien	20
3.4	Entwicklung des Messapparates	20
3.5	Untersuchungsalgorithmus	25



3.6	Auswertung .....	26
3.7	Interrater- und Intraobserver Reliability .....	27
3.8	Probandenkollektiv .....	28
3.8.1	Fallzahlberechnung und Probandenaquise .....	28
3.8.2	Erhobene Daten .....	29
3.8.3	Begründung der Ein- und Ausschlusskriterien .....	29
3.9	Probandenkollektiv .....	32
3.9.1	Empirische Daten .....	32
3.9.2	Bewegungsumfang des Handgelenks .....	33
3.10	Statistische Methoden .....	35
3.11	Ethikkommission .....	35
<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>36</b>
4.1	Joint Position Sense - Overall Index .....	36
4.2	Joint Position Sense - Funktionssektoren .....	38
4.2.1	Geschlecht .....	41
4.2.2	Alter .....	41
4.2.3	Belastung .....	43
4.2.4	Feinmotorisches Anforderungsprofil .....	44
4.2.5	Lern-/ Ermüdungseffekt .....	45
4.2.6	Bewegungsumfang .....	46
4.3	Untersucherbias .....	46
4.3.1	Intraobserver-Bias .....	46
4.3.2	Interobserver Bias .....	47
<b>5</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>48</b>
5.1	Untersuchungsalgorithmus und Messverfahrenvergleich .....	48
5.2	Messergebnisse .....	52
5.3	Einflussfaktoren der Messergebnisse .....	53
5.3.1	Geschlecht .....	53
5.3.2	Alter .....	53
5.3.3	Belastung .....	54
5.3.4	Feinmotorisches Anforderungsprofil .....	54
5.3.5	Lern- und Ermüdungseffekt .....	55

5.3.6 Bewegungsumfang .....	55
5.4 Gütekriterien.....	56
5.4.1 Objektivität .....	56
5.4.2 Reliabilität .....	57
5.4.3 Validität .....	58
5.4.4 Nebengütekriterien .....	58
5.5 Schlussfolgerung.....	59
<b>6 ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>60</b>
<b>7 LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>62</b>
<b>8 ANHANG .....</b>	<b>75</b>
8.1 Abbildungen .....	75
8.2 Fragebogen.....	79
8.3 DASH- Score.....	80
8.4 Aufklärungstext und Einverständniserklärung.....	82
8.5 Gestellkonstruktion.....	85
8.6 Untersuchungsalgorithmus .....	86
<b>9 ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL.....</b>	<b>90</b>
<b>10 LEBENSLAUF.....</b>	<b>91</b>

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Sensomotorische Fähigkeiten und propriozeptive Modalitäten.....	4
Abbildung 3: Messung des JPS mithilfe eines manuellen Goniometers .....	17
Abbildung 4: Gestell zur Probandenpositionierung .....	21
Abbildung 5: Probandenpositionierung und Dokumentation .....	22
Abbildung 6: Fixierung des Unterarms .....	22
Abbildung 7: Ausschluss des visuellen Feedbacks durch Sichtschutz .....	23
Abbildung 8: Funktionssektoren .....	24
Abbildung 10: Messung der Ziel- bzw. Ausgangsposition (1) und Reproduktion (2).....	27
Abbildung 11: Verteilung im Probandenkollektiv .....	32
Abbildung 12: Unterteilung der Probanden (n=50) nach Handgelenksbelastung bzw. feinmotorischem Anforderungsprofil .....	33
Abbildung 13: Verteilung der Gesamtabweichung über alle Sektoren in ° DH (blau) und NDH (rot).....	37
Abbildung 14: Zusammenhang des Overall Index zwischen dominanter und nicht dominanter Hand in ° .....	38
Abbildung 15: Mittelwerte in der Winkelreproduktion über die 5 Funktionssektoren in ° .....	40
Abbildung 16: JPS (aufgetragen als OI in °) des nicht-dominanten Handgelenkes in Altersabhängigkeit (n=50) .....	42
Abbildung 17: JPS (aufgetragen als OI in °) des dominanten Handgelenkes in Altersabhängigkeit (n=50) .....	42
Abbildung 18: MW JPS (Overall Index in °) in Abhängigkeit des subjektiven feinmotorischen Anforderungsprofils.....	45
Abbildung 19: Untersucherabweichungen zwischen Erst- und Zweitmessung Untersucher A (orange), Untersucher B (grün), Untersucher C (gelb).....	47

## TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Gradeinteilung der Funktionssektoren nach Neutral Null (E/F) in ° .....	24
Tabelle 3: Overall Index (n=50) in ° .....	36
Tabelle 4: Ergebnisse der Winkelreproduktion in ° aller Probanden (n=50) .....	39
Tabelle 5: Geschlechtsabhängigkeit der Winkelreproduktion in ° .....	41
Tabelle 6: JPS nach Altersgruppen in ° .....	43
Tabelle 8: Reproduktionsfehler der Untersuchenden/Messung (n=20) in ° .....	46

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.:	Abbildung
Art.:	Articulatio
bzw.:	beziehungsweise
DASH:	Dissability of Arm, Shoulder an Hand
DH:	Dominante Hand
DIC:	Lig. radiocarpale dorsale
DRC:	Ligg. intercarpalia dorsalia
JPS:	Joint Position Sense
KI:	Konfidenzintervall
Lig.:	Ligamentum (Band, Singular)
Ligg.:	Ligamenta (Bänder, Plural)
M.:	Musculus (Muskel, Singular)
MCP:	metacarpophalangeal
Mm.:	Musculi (Muskeln, Plural)
Max.:	Maximum (Maximal erreichter Wert/Punktzahl)
Min.:	Minimum (Minimal erreichter Wert/Punktzahl)
MW:	Mittelwert
N.:	Nervus (Nerv)
NDH:	Nicht-dominante Hand
OI:	Overall Index (Gesamtschnittmenge)
Op.:	Operation
PBG:	Photography-based Goniometry
PNS:	Peripheres Nervensystem
ROM:	Range of motion (Bewegungsumfang)
Std.-Abw.:	Standartabweichung
Tab.:	Tabelle
VRS:	Verbale Rating Skala
z. B. :	zum Beispiel
ZNS:	Zentralnervensystem

# 1 EINLEITUNG

Die in den letzten Jahren zum Thema der Propriozeption des Handgelenkes durchgeführten Studien haben durch verschiedenste Erkenntnisse zum Verständnis des Handgelenks als Teil eines sensomotorischen Systems geführt, in welchem afferente Informationen von verschiedensten Nervenendigungen des Handgelenkes und der umliegenden Strukturen die neuromuskuläre Kontrolle desselben beeinflussen (Hagert, 2010; Salva-Coll et al., 2013). Am Handgelenk, durch seine komplexe Funktion und die enorme Anzahl an verschiedenen Strukturen von essentieller Bedeutung für die optimale Funktion der Hand und somit für nahezu jegliche Aktion und Interaktion im alltäglichen Leben, spielt eine ungestörte Propriozeption eine entscheidende Rolle (Barr et al., 2004; Sarmiento, 1988). Neben einer Einschränkung der Funktionalität im Alltag und damit auch der Arbeitsfähigkeit, können veränderte Bewegungsmuster und Fehlhaltungen von Gelenken auch zum Verschleiß der betroffenen Gelenkoberflächen und damit progredienter Degeneration der beteiligten Strukturen führen (Barrett et al., 1991; Felson et al., 2009; Hagert and Mobargha, 2012).

Doch obwohl die betreffenden Strukturen intensiv erforscht und beschrieben werden, stellt die Messung der propriozeptiven Modalitäten ein nicht zu unterschätzendes Problem dar (Hagert et al., 2007; Hagert et al., 2012; Ladd et al., 2012; Petrie et al., 1997). Die verschiedenen Modalitäten sind nur schwer komplett voneinander zu trennen, da diese untereinander verknüpft sind, sowie durch verschiedenste externe und interne Faktoren beeinflusst werden (Riemann et al., 2002). Zusätzlich erschweren die vielfältigen und unterschiedlichen Definitionen von somatosensorischen Systemen in der Fachliteratur, speziell die der unbewussten und bewussten sensomotorischen respektive propriozeptiven Fähigkeiten, den Versuch, die Messbarkeit dieser Modalität funktionell und klinisch festzulegen (Smith Roley, 2004).

Ziel der Studie war somit, eine Methode zur Quantifizierung einer geeigneten Modalität der Propriozeption des Handgelenkes zu erarbeiten, welche in der klinischen Untersuchung möglichst einfach zu handhaben ist, gleichzeitig aber einen möglichst hohen Anspruch an die Testgütekriterien stellt. Zusätzlich soll diese an einem geeigneten Kollektiv erprobt werden um festzustellen, ob der Untersuchungsalgorithmus geeignet ist, bzw. welche Einflussfaktoren bei weiteren Untersuchungen berücksichtigt werden müssen. Die erzielten Ergebnisse können als Grundlage für die weitere Messungen der Propriozeption bei pathologischen Zuständen und dem Einfluss verschiedenster Variablen, z. B. Operationen und Rehabilitationsverfahren, auf die Somatosensorik und Sensomotorik des Handgelenks dienen.

## **2 HINTERGRUND UND GRUNDLAGEN**

### **2.1 Das Handgelenk**

Das Handgelenk beschreibt das Gelenk zwischen Unterarm und proximaler (Articulatio radiocarpalis) sowie distaler Handwurzelreihe (Articulatio mediocarpalis) und ist somit ein zusammengesetztes Gelenk. Die Art. radiocarpalis besteht aus der distalen Gelenkfläche des Radius, dem triangulären fibrocartilaginären Komplex mit Discus articularis, den drei Handwurzelknochen der proximalen Reihe (Os scaphoideum, Os lunatum und Os triquetrum) und je nach Definition dem distalen Radioulnargelenk. Die Art. Radiocarpalis ist funktionell ein Eigelenk und ermöglicht hierdurch die Palmarflexion und Dorsalextension sowie die Radialabduktion und Ulnarabduktion. Die Art. mediocarpalis ist der gebogene Gelenkspalt zwischen den proximalen und distalen Handwurzelknochen (Os trapezium, Os trapezoideum, Os capitatum, Os hamatum). Zusammengesetzt ist es aus den Gelenken der Handwurzelknochen untereinander (Art. intercarpales). Durch die straffe Verbindung mittels Ligamenten wirkt es als verzahntes Scharniergelenk und bildet eine funktionelle Einheit mit dem proximalen Anteil des Handgelenkes. Die Gelenkkapsel sowie die beteiligten Knochen untereinander

werden durch zahlreiche einstrahlende Bänder stabilisiert (siehe **Tabelle T3** Anhang **8.1**) (Benninghof, 2008).

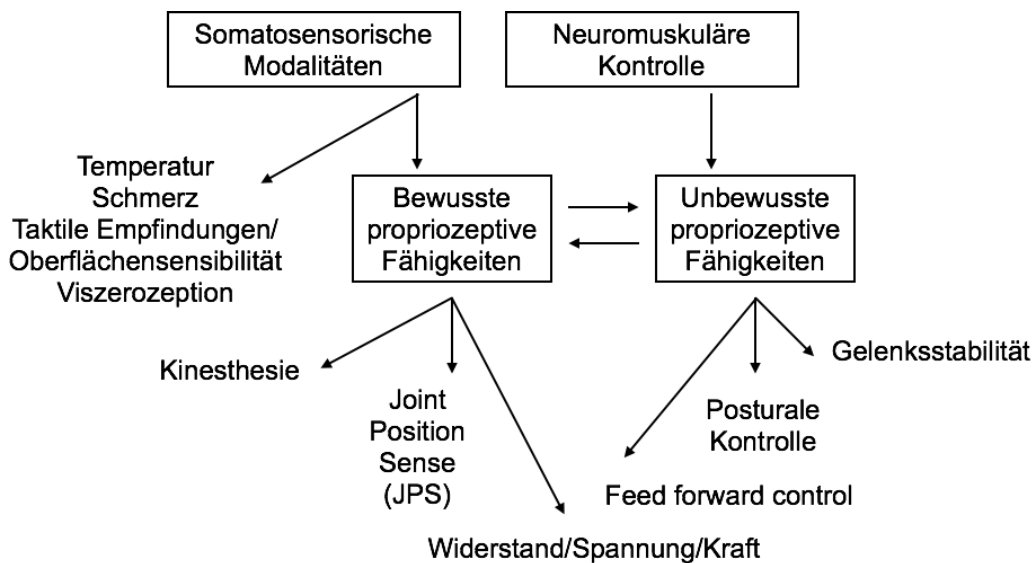
## **2.2 Somatosensorik und Propriozeption**

Die Somatosensorik ist eine zusammenfassende Bezeichnung für alle Empfindungen, welche durch Reizung der sensiblen und sensorischen Strukturen des Körpers hervorgerufen werden. Hierzu gehört die Sensorik der Körperoberfläche (durch Rezeptoren der Haut vermittelt), die des Bewegungsapparates (Propriozeption, durch Mechanorezeptoren; Proprium (Substantiv) = [lat.] das Eigene, Rezeption (Substantiv) = [lat.] die Aufnahme), die Sensorik der inneren Organe (Viszerozeption, durch Enterozeptoren) sowie die Erfassung des Schmerzes (Behrends et al., 2012; Klinke, 2005). Die Bezeichnung Propriozeption wird seit dem frühen 20. Jahrhundert eingesetzt, um Fähigkeiten der Selbstwahrnehmung hinsichtlich motorischer Kontrolle der Haltung und Balance (auch posturale Kontrolle), der audiovisuell gekoppelten motorischen Koordination und der Gelenkstellung, Bewegung und Stabilität zu beschreiben (Burke, 2007; Hagert, 2010).

In diesem Zusammenhang wird auch von „sensorimotorischer Funktion“ gesprochen als Summe unbewusster und bewusster neuromuskulärer Reaktionen des Körpers auf die Gesamtheit der Sinneseindrücke, die über das sensible und sensorische Nervensystem vermittelt werden (Hagert, 2010). Wie auch im Fall der Bezeichnung Propriozeption werden hier bewusste als auch unbewusste und damit sowohl messbare als auch nicht messbare Modalitäten zusammengefasst, welche im Wechselspiel miteinander stehen (siehe **Abb.1**).

Damit ein Gelenk eine propriozeptive Funktion ausüben kann, müssen bestimmte anatomische und physiologische Grundlagen gegeben sein (Riemann and Lephart, 2002). Sensorische Endpunkte, sogenannte Mechanorezeptoren müssen in den Bändern und im Kapselapparat des Gelenkes vorhanden sein, um auf Gelenkbelastung, Bewegung und Beschleunigung mit afferenten Signalen reagieren zu können. Diese Informationen werden an das Hinterhorn des Rückenmarkes weitergeleitet und können dort zwei verschiedene Bahnen einschlagen (Sjolander et al., 2002).





**Abbildung 1:** Sensomotorische Fähigkeiten und propriozeptive Modalitäten

Diese Informationen werden an das Hinterhorn des Rückenmarkes weitergeleitet und können dort zwei verschiedene Bahnen einschlagen (Sjolander et al., 2002). Die schnelle, direkte Bahn ist eine monosynaptische oder polysynaptische Verbindung des Hinterhorns an das Vorderhorn, um eine schnelle, reflexhafte Kontrolle der gelenknahen Muskulatur zu gewährleisten. Die zweite Bahn stellt eine polysynaptische Verbindung der Informationen über die dorsolateralen (Hinterstrangbahnen) und spinocerebellären (Kleinhirnseitenstrangbahnen) Bahnen des Rückenmarks zu supraspinalen Zielorten dar. Teile hiervon werden unterbewusst im Bereich des Kleinhirns (Cerebellum) verarbeitet, welches der primäre Integrationsort für die somatosensorische, propriozeptive und unbewusste neuromuskuläre Kontrolle eines Gelenkes ist. Weiterhin werden Informationen an den prä- und primären sensorischen und motorischen Cortex geleitet. Dort wird die bewusste Einschätzung der Stellung und Bewegung sowie die bewusste Bewegungsausführung generiert (Riemann and Lephart, 2002). Somit findet die propriozeptive Verarbeitung auf mindestens drei verschiedenen zentralnervösen Ebenen – des Rückenmarks, des Kleinhirns sowie des somatosensorischen und ggf. -motorischen Cortex – statt (siehe **Abb. A1 im Anhang 8.1**).

## 2.3 Mechanorezeptoren und Mechanorezeption

Mechanorezeption beschreibt den physiologischen Vorgang, mechanische Reize über Rezeptoren in für das PNS und ZNS verwertbare elektrische Signale umzuwandeln. Dies geschieht über mechanische Verformung des Gewebes, etwa durch Zug oder Kompression, welches zu einer Verformung des Zytoskeletts von Mechanorezeptoren führt. Hierin eingebettete Mikrotubuli üben einen Zug auf im Ruhezustand geschlossene, auf der apikalen Seite der Zelle sitzenden intramembranöse Ionenkanäle, meist Natriumkanäle, aus. Werden diese geöffnet, strömen Kationen in die Zelle und bewirken über eine Veränderung der Ladungsverteilung eine Depolarisation (Behrends et al., 2012). Die Mechanorezeptoren, welche zu den primären Sinneszellen gehören, generieren hierauf am Axonhügel Aktionspotentiale in rezeptorpotentialabhängiger Frequenz. Dies geschieht mittels Transduktion, also der Umwandlung des Reizes in eine Amplitude bzw. in Schrittmacherregionen der Umwandlung der Amplitudenhöhe in eine Frequenz. Hierbei kann zwischen Proportional (P)- Rezeptoren, welche proportional zur Reizstärke, Differential (D)- Rezeptoren, welche nur auf Reizänderung und PD-Rezeptoren unterschieden werden. Dabei kommt es zu einer als Adaptation bezeichneten Abnahme der Erregung über die Zeit bei gleich bleibendem Reiz. Während das Vorkommen von Mechanorezeptoren in Muskeln und Sehnen seit mehr als hundert Jahre bekannt ist, ist die Beschreibung von entsprechenden Strukturen in Bändern und im Kapselapparat des Handgelenkes eine neuere Erscheinung. Die Erkenntnisse über deren exakte Verteilung und Funktionshintergründe wurden erst in den letzten Jahren gesammelt. Die Erstbeschreibung von Mechanorezeptoren in den Ligamenten des Handgelenkes erfolgte von Petrie et al. im Jahr 1997 (Petrie et al., 1997). Mittels lichtmikroskopischer Untersuchungstechnik und Gold-Chlorid Färbung konnten Nervenendigungen von Mechanorezeptoren dargestellt werden. Die Verteilung dieser Strukturen ist sehr variabel. So konnten etwa in 1/4 bis 1/3 der untersuchten Ligamente sensorische Strukturen nachgewiesen werden. Mittlerweile kann hinsichtlich der Untersuchung von propriozeptiven Strukturen in Bändern und Kapseln auf moderne Untersuchungsverfahren etwa

immunhistochemische Färbungen, Lasermikroskopie und digitaler Bildverarbeitung zurückgegriffen werden (Hagert et al., 2005; Hagert et al., 2007; Hagert et al., 2004; Jew et al., 2003; Jones et al., 2005; Lin et al., 2006; Tomita et al., 2007). Diese Untersuchungen zeigen eine variable jedoch größtenteils systematische Verteilung der Rezeptoren in den Binnenstrukturen des Gelenkes auf: Nervenendigungen in den meisten Ligamenten befinden sich vornehmlich nahe der knöchernen Insertionszone, in welcher eine veränderte Kollagenzusammensetzung, mit damit verbundener Starrheit, eine Aktionspotentialgenerierung nur bei extremen Gelenkstellungen gewährleistet (Solomonow, 2006). In speziellen Ligamenten, beispielsweise dem Lig. radiocarpale dorsale (DRC) und den Ligg. intercarpalia dorsalia (DIC) konnten Rezeptoren auch im weicheren epifaszikulären Bereich nachgewiesen werden. Diese können leichter stimuliert werden und somit die ganze Bandbreite an Bewegungsausprägung abbilden (Hagert et al., 2005; Tomita et al., 2007). Diese Erkenntnisse legen nahe, dass die ligamentären Verbindungen der Knochen neben der bloßen mechanischen Stabilisierung auch sensorische propriozeptive Aufgaben erfüllen, um beispielsweise über mono- und polysynaptische Reflexbahnen eine umfassende Absicherung der Handgelenksstrukturen zu gewährleisten.

## **2.4 Ruffini-Körperchen**

Das Ruffini-Körperchen wurde erstmals von dem italienischen Anatomen Angelo Ruffini (1864-1929) beschrieben. Das Ruffini-Körperchen ist ein sich langsam adaptierender Dehnungsrezeptor mit niedriger Reizschwelle, welcher neben dem Vorkommen in der Gelenkkapsel hauptsächlich in der Haut und der Wurzelhaut der Zähne vorkommt (Kühnel, 2008). Im Stratum reticulare der Dermis reagieren sie auf Druck und horizontale Dehnung. Es wird angenommen, dass sie in den Ligamenten der Gelenkkapsel vorwiegend auf axiale Belastung und Zugbelastung reagieren und somit hauptsächlich die Stellung der Gelenke sowie die Auslenkungsgeschwindigkeit erfassen (Behrends et al., 2012; Johansson, 1991). Das Ruffini-Körperchen ist der am

öftesten vorkommende Mechanorezeptor in den Bändern des Handgelenkes (Hagert et al., 2005).

## **2.5 Vater-Pacini-Körperchen**

Das Vater-Pacini-Körperchen (auch Pacini-Korpuskel oder Corpusculum lamellosum), benannt nach dem deutschen Anatomen Abraham Vater (1684-1751) und dem italienischen Anatomen Filippo Pacini (1812-1883), ist ein sich rasch adaptierender Mechanorezeptor, welcher auf positive und negative Beschleunigung reagiert und somit als Vibrationsdetektor geeignet ist. Im Gegensatz zum Ruffini-Körperchen reagiert das Pacini-Korpuskel sehr stark auf Druckbelastung, was es zu einem guten Prädiktor hinsichtlich plötzlicher Fehlbelastungen während möglicherweise schädlichen Gelenkbewegungen und -stellungen macht. Im Gegensatz zum Beispiel zu den Bändern am Außenknöchel, in welchen es der am meisten vorkommende Mechanorezeptor ist, scheint es im Bereich des Handgelenkes (vereinzelt Vorkommen) kaum eine Rolle für die neuromuskuläre Stabilität zu spielen (Wu et al., 2015).

## **2.6 Golgi-Sehnenorgane und Golgi-like Mechanorezeptor**

Benannt nach dem italienischen Mediziner Camillo Golgi (1843-1926), der im Jahr 1906 den Nobelpreis für seine Arbeit über die Struktur des Nervensystems erhielt. Der von Golgi entdeckte Mechanorezeptor ist ein Nervengeflecht, welches sich am myotendinen Übergang befindet und zusammen mit den Muskelspindeln für die Propriozeption der Muskulatur zuständig ist. Die Golgi-Sehnenorgane leiten über Nerven der Klasse Ib dem ZNS Informationen über den Spannungszustand der innervierten Muskeln zu, wobei auch Haut- und Gelenkafferenzen sowie Nervenfasern der Klasse Ia und II als Afferenz von Muskelspindeln eine Rolle spielen. Die Wirkung dieses multimodalen Signals dient vor allem über zwischengeschaltete Interneurone zur Hemmung des Motoneurons des eigenen Muskels (autogene Hemmung). Zusätzlich wird über erregende Interneurone der Antagonist aktiviert. Diese Mechanismen sollen den Spannungszustand des Muskels in einem angemessenen Bereich halten und schützen in Extremsituationen vor Überbelastung. Neben der reflexhaften

Verarbeitung werden die sensorischen Informationen über das lemniskale oder auch Hinterstrangsystem (Fasciculus cuneatus und Fasciculus gracilis) u.a. in den primären somatosensorischen Cortex weitergeleitet (siehe Abb. 3) (Behrends et al., 2012; Lang, 2007). Golgi-Like Mechanorezeptoren, welche in Ligamenten nachgewiesen wurden, sind hingegen verzweigte Nervenendigungen, welche vermutlich zur Gruppe der Rufini-Körperchen gehören. Dieses generiert hauptsächlich aktiv Potentiale im Bereich von extremen Gelenkbewegungen (Skoglund, 1956). Dieser Typ von Mechanorezeptor wurde bisher nur in den großen dorsalen Bändern des Handgelenkes, dem Lig. radiocarpale dorsale (DRC) und den Ligg. intercarpalia dorsale (DIC) nachgewiesen. Beide sind für die Stabilität, das DIC der proximale Karpalreihe sowie der dorsalen metacarpophalangealen (MCP) Bereiche, das DRC für Stabilisation bei Bewegungen der Flexion und Pronation verantwortlich (Berger, 1997; Viegas, 2001; Viegas et al., 1999). Das beschriebene Verteilungsmuster erscheint sinnvoll, da die Golgi-Like Mechanorezeptoren die Bandspannung von Ligamenten während maximalen Ausprägungen von Bewegungsausübungen überwachen. Zusätzlich befinden sich freie Nervenendigungen und nicht klassifizierbare rezeptive Strukturen im Kapsel-Band-Apparat. Einen umfassenden Vergleich der intraligamentären Mechanorezeptoren liefert **Tabelle T2** (siehe Anhang 8.1).

## 2.7 Muskelspindeln

Die heute als Muskelspindel bezeichneten Gebilde sind erstmals von Kölliker im Jahr 1862 im Brustmuskel des Frosches und als Muskelknospen bezeichnet worden. Die umfassenden Untersuchungen erschienen ein Jahr später durch den Physiologen Kühne, welcher dann auch den Begriff Muskelspindel prägte (Cilimbaris, 1910; Kühne 1863). Muskelspindeln sind innerhalb der Skelettmuskulatur liegende, intrafusale Fasern mit parallel zu den Skelettmuskelfasern angeordneter Struktur. Es kann zwischen Kernkettenfasern, mit kettenartig angeordneten Zellkernen, und Kernsackfasern, mit ungeordneter Ansammlung der Zellkerne in der Auftreibung, unterschieden werden. Muskelspindeln dienen der Detektion von

Muskelstellung und Bewegung, wobei die Kernkettenfasern als P-Sensoren hauptsächlich die Muskelstellung, die kernsackfasern als D-Sensoren die Muskelbewegung detektieren (Lang, 2007) (siehe **Abb. 4 in Anhang**).

Die Afferenzen laufen über Nervenfasern der Klasse Ia, welche dynamische Empfindungen weiterleiten, sowie Nervenfasern der Klasse II, welche für statische Empfindungen zuständig sind. Muskelspindeln sind wesentlich an der Ausbildung monosynaptischer Reflexbögen im Sinne eines Muskeigenreflexes beteiligt. Im Falle einer passiven Dehnung der Muskulatur nehmen Muskelspindeln diese wahr und leiten die Information an das Rückenmark. Über direkte Aktivierung von alpha-Motoneuronen (ohne Interneuron) kann der Muskel nun dieser Dehnung entgegenwirken. Ein typisches Beispiel hierfür ist der Achilles- oder der Patellarsehnenreflex (siehe **Abb. 5 im Anhang**)

Efferent werden die Muskelspindeln endständig über gamma-Motoneurone innerviert. Diese bewirken über eine alpha-gamma-Koaktivierung, dass bei Kontraktion der extrafusalen Muskulatur die intrafusale Muskulatur nicht erschlafft und somit die Empfindlichkeit der Muskelspindel erhalten bleibt. Somit sind an der Propriozeption des Handgelenkes alle Muskeln beteiligt, welche eine Wirkung auf das Handgelenk haben bzw. eine Veränderung der Gelenklage bewirken können bzw. deren Sehnen das Handgelenk überqueren. Hier kann in Extensoren, Flexoren sowie in Muskeln der Radialabduktion und Ulnarabduktion unterschieden werden. Eine vollständige Auflistung der beteiligten Muskulatur gibt **Tabelle 3 (siehe Anhang)**.

Als zusätzlichen modulierenden Effekt auf die Muskelspannung um Gelenke ist letztendlich noch die sogenannte Renshaw-Hemmung zu nennen, benannt nach dem US-amerikanischen Neurophysiologen und Entdecker Birdsey Renshaw (1911-1948). Renshaw-Zellen sind hemmende Interneurone, welche aktiviert durch Kollateralen von alpha Motoneurone einen modulierenden Einfluss auf die Muskelaktivierung haben und damit überschießende Muskelkontraktion als reflektorische Antwort der Muskeigenreflexes verhindern. Diesen Effekt nennt man Rückwärts- oder auch rekurrente

Hemmung (Behrends et al., 2012). Als typische pathologische Störung ist hier die Wundinfektion mit *Clostridium tetani* zu nennen, dessen Toxin die Freisetzung der inhibitorischen Neurotransmitter aus den Renshaw-Zellen hemmt und so zu den typischen Tetanuszeichen mit spastischen Dauerkontraktionen der Skelettmuskulatur führt (Simpson, 1989).

## **2.8 Modalitäten der unbewussten Propriozeption**

### **2.8.1 Posturale Kontrolle**

Als posturale Kontrolle wird die Fähigkeit des Körpers bezeichnet, trotz Einfluss von externen (z.B. Schwerkraft) und internen Einflussfaktoren (z.B. Bewegung des Körpers) eine aufrechte und stabile Körperposition einzunehmen bzw. beizubehalten. Die posturale Kontrolle basiert auf der Integration und Verarbeitung verschiedenster rezeptiver Systeme. Neben der Integration von Informationen des Vestibularorgans sowie der Propriozeptoren und Exterozeption, ist vor allem die richtige Bewertung der Informationen des visuellen Systems mittels ZNS notwendig. Zusätzlich spielen antizipative Bewegungsausübungen als Vorwegnahme zukünftiger Bewegungsabläufe und -beeinträchtigungen eine entscheidende Rolle (siehe **2.7.3**). Posturale Kontrolle wird heutzutage mittels verschiedener klinischer Messmethoden der Posturographie ermittelt (Strobel, 2010; Valkovic et al., 2009). Hierunter verstehen sich verschiedene Formen der Balanceprüfung mittels in einer oder zwei Ebenen mobiler Standplatten. So wird für die dynamische posturographische Untersuchung z.B. das Biodex StabilitySystem® verwendet (Strobel, 2010). Das System gilt als zuverlässiges Verfahren zur dynamischen Posturographie und die Qualität und die Reliabilität der Messungen wurden bereits mehrfach überprüft (Arnold and Schmitz, 1998; Strang and Berg, 2007).

### **2.8.2 Gelenkstabilität**

Es ist bekannt, dass die Innervation von Ligamenten eine propriozeptive Funktion mittels afferenter Signale an die beteiligten Muskeln des entsprechenden Gelenkes ausüben kann (siehe **2.3**). Dieser auch als propriozeptiver Reflex bezeichnete Mechanismus wurde erstmalig durch Palmer

für das mediale Kollateralband am Knie beschrieben (Palmer, 1958). Diese ligamentomuskulären Reflexe wurden unter anderem für das Knie, das Sprunggelenk, den Ellenbogen, die Schulter und auch für das Handgelenk beschrieben und spielen für die dynamische Stabilisierung des Gelenkes eine wichtige Rolle (Krogsgaard et al., 2002)(Konradsen et al., 1993)(Diederichsen et al., 2004)(Hagert et al., 2009). Sie sind vergleichbar mit den mono- bzw. polysynaptischen Reflexen der Muskelspindeln bzw. Golgi-Sehnenorganen, welche ebenso auf unbewusste Weise zur Stabilisation der Gelenke beitragen. Diese Mechanismen konnten sogar ligamentspezifisch mittels ins Handgelenk eingebrachter Stimulationslektrode und EMG (Elektromyographie) nachgewiesen werden (Hagert et al., 2009).

### **2.8.3 Feed-forward Kontrolle**

Für Bewegungen oder auch der Haltung des Gleichgewichts kann prinzipiell zwischen dem „Feedback-Mechanismus“ und dem antizipativen „feed-forward-Mechanismus“ unterschieden werden. Im „Feedback-Mechanismus“ reagiert das System auf Störfaktoren und versucht diese durch geeignete Kompensationsmechanismen auszugleichen. Im antizipativen Modus werden diese Störeinflüsse vorweggenommen und Korrekturen können somit schon vor Einfluss der Störung oder zumindest zeitnah greifen. Für diese antizipativen Handlungen hat das motorische Gedächtnis eine große Bedeutung, da die ausgleichenden prädiktiven Signale nur Sinn ergeben, wenn sie untereinander und mit bekannten Mustern verglichen werden können. An diesen integrativen Prozessen sind alle bekannten Strukturen und Mechanismen beteiligt, was es oftmals schwer macht, zwischen Feedback und feed-forward sowie unbewussten und bewussten propriozeptiven Prozessen zu unterscheiden, da diese Mechanismen auch bei Willkürbewegungen greifen (Taube, 2013).

## **2.9 Modalitäten der bewussten Propriozeption**

### **2.9.1 Kraft- und Spannungssinn**

Der Kraft und Spannungssinn bezeichnet die bewusste Wahrnehmung und Verarbeitung der Informationen über den Spannungszustand von Muskeln und



Sehnen und damit auch das Abschätzen der Muskelkraft, welche benötigt wird, um z.B. Gewichte zu heben und Bewegungen gegen Widerstand auszuführen (Proske and Gandevia, 2012). Eine Überprüfung des Kraftsinnes kann z.B. mittels Reproduktion einer mit der kontralateralen Hand an einem Dynamometer ausgeübten Kraft abgeschätzt werden (Dover and Powers, 2003; Lafargue et al., 2003).

### **2.9.2 Kinästhesie**

Neben dem Registrieren von Kraft, Spannung und Widerständen welche auf ein Gelenk wirken, ist die Kinästhesie eine der Hauptentitäten der bewussten propriozeptiven Fähigkeiten. Der Begriff wurde im späten 19. Jahrhundert von Bastian geprägt, welcher es als Vereinigung der Fähigkeit die Stellung sowie die Bewegung von Extremitäten und dem Rumpf wahrzunehmen bezeichnete (Jones, 1972). Diese Vereinigung von Kinästhesie und der Wahrnehmung von Gelenkstellungen (Joint Position Sense oder JPS) wurde mittlerweile ad acta gelegt (Proske and Gandevia, 2009). So wird die Kinästhesie als eigenständige Modalität definiert, als Fähigkeit, die Bewegung eines Gelenkes oder einer Gliedmaße zu registrieren. Studien zeigen, dass die Kinästhesie hauptsächlich durch Muskelspindeln und den Golgi-Sehnen Apparaten registriert und beeinflusst wird (Proske, 2005; Proske, 2006). Unterstützt werden sie hier von Mechanorezeptoren in Haut und Bandapparat. Der „Sinn der Kinästhesie“ kann gemessen werden als die kleinstmöglich wahrnehmbare Veränderung eines Gelenkwinkels, welche zur Registrierung der Bewegung eines Körperteils notwendig ist in Bezug zur Zeit ( $\Delta^\circ/\text{sek}$ ). Dies wird im Fachterminus als Schwelle der Registrierung einer passiven Bewegung ( im englischen „treshold to detection of passive motion“, auch TTDPM) bezeichnet (Riemann et al., 2002).

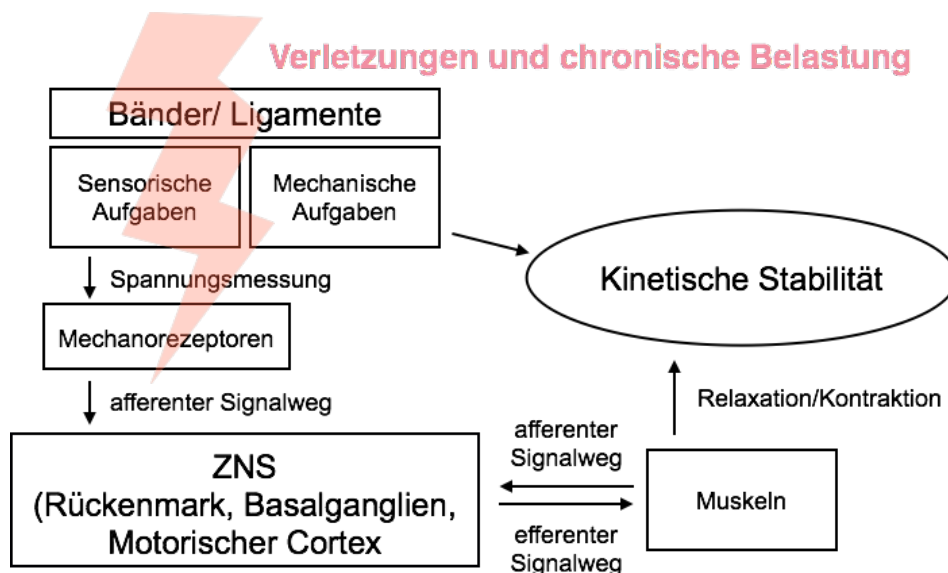
### **2.9.3 Joint Position Sense**

Wie von Proske und Gandevia (2009) beschrieben, stellt der Joint Position Sense (JPS) eine separate, von der Kinästhesie getrennte Modalität der bewussten Propriozeption dar. Obwohl beide hauptsächlich durch Muskelspindeln versorgt werden, läuft die zentrale Integration und Verarbeitung

getrennt voneinander ab. Auch die intraligamentären Mechanorezeptoren scheinen einen relevanten Einfluss auf den JPS zu haben. So korreliert die Anzahl der Mechanorezeptoren im ACL positiv mit dem in einem Winkelreproduktionstest gemessenen JPS (Adachi et al., 2002). In popriozeptiven Trainingsformen wird JPS als die Fähigkeit definiert einen vorgegebenen Winkel akkurat zu reproduzieren (siehe 3.1).

## 2.10 Folgen gestörter Propriozeption

Die Effekte einer veränderten Propriozeption unter anderem durch Verletzungen des angrenzenden Bandapparates auf die beteiligten Binnenstrukturen wird bzw. wurde vor allem am Knie in Verbindung mit dem Riss des vorderen Kreuzbandes diskutiert (Gokeler et al., 2012; van der Esch et al., 2013). Hier besteht großer Bedarf an Verfahren diesen Defiziten entgegenzuwirken (Cooper et al., 2005). Auch an anderen Gelenken wird mittlerweile intensiv geforscht um Krankheitsbilder, Operations- und Rehabilitationsverfahren auf ihren Einfluss auf die Propriozeption zu untersuchen (Anderson and Wee, 2011; Brown et al., 2013; Choi et al., 2013; Wingert et al., 2013).



**Abbildung 2:** Folgen gestörter Propriozeption durch Beeinträchtigung des Bandapparates, modifiziert nach Salva-Coll et al. Scapholunate instability: Proprioception and neuromuscular control. Journal of wrist surgery. 2013

Wie beschrieben haben Bänder neben der statischen Aufgabe der Gelenkstabilisation auch dynamische neuromuskuläre Rückkopplungsmechanismen. Teile der Folgen veränderter ligamentärer Strukturen lassen sich, zum Beispiel im Falle einer Ruptur des skapholunären Bandapparates, auf eine Störung dieses neuromuskulären Stabilisationsmechanismus zurückführen (Salva-Coll et al., 2013) (siehe **Abb. 2**). Fehlende Rückkopplungsmechanismen können neben einer unzureichenden Funktionalität auch langfristige Folgen durch unzureichende Ausgleichsmechanismen, gerade im Falle von extremen Belastungen oder endgradigen Gelenkstellungen, haben. Auf der anderen Seite wird der negative Einfluss von degenerativen Gelenkserkrankungen wie Arthrose auf die propriozeptive Leistungsfähigkeit der Gelenke diskutiert (Chang et al., 2014; Ludwig et al., 2015; van der Esch et al., 2007).

### **2.11 Beeinflussung der Propriozeption durch andere Stimuli**

Neben den Mechanorezeptoren haben eine Vielzahl von Faktoren und sensorischen Systemen Einfluss auf die Verarbeitung propriozeptiver Informationen. Neben dem Vestibularapparat ist hier der Einfluss visueller und kutaner Stimuli hervorzuheben (Hagert, 2010). Neben der bekannten Wichtigkeit der visuellen Rückkopplung auf die Präzision und Kontrolle ausübender Handbewegungen wurde nachgewiesen, dass sogar die bloße Beobachtung von Handbewegungen kortikale Aktivierungsprozesse ähnlich einer wirklichen Bewegung auslöst (Naito and Ehrsson, 2001; Naito et al., 1999). Auf Basis dieser Überlegung wurden Therapieformen entwickelt, welche über Spiegelung der gesunden Hand eine Verbesserung der motorischen und propriozeptiven Fähigkeiten der kontralateralen Seite nach einer Verletzung bewirken soll (Altschuler and Hu, 2008; Rosen and Lundborg, 2005). Neben dem cutanen Feedback, also der sensorischen Rückkoppelung etwa beim Berühren eines Gegenstandes, können die Rezeptoren der Haut auch eine wichtige Rolle in der Registrierung von Bewegungen spielen (Collins et al., 2005; Gandevia et al., 2002). Gerade wenn ein Muskel mehr als ein Gelenk

überqueren muss, z.B. im Falle der Hand, ist die Sensitivität der Muskelspindeln eingeschränkt und zusätzliche Informationen müssen für eine korrekte Bewegungsausübung integriert werden (Avikainen et al., 2002). Neben den positiven Eigenschaften des kutanen Feedbacks wird auch ein negativer Einfluss diskutiert. So wird vermutet, dass aufgrund der starken kortikalen Repräsentation der Hautsensibilität eine Unterdrückung anderer Afferenzen stattfinden kann. Im Umkehrschluss konnte nach Regionalanästhesie eines großen Hautareals im Bereich des Handgelenkes eine kortikale Plastizität hinsichtlich der Handsensitivität per funktionaler Magnetresonanztomographie dargestellt werden (Bjorkman et al., 2009; Hansson and Brismar, 1999). Zudem spielt auch das Selbstverständnis, im Sinne der bewussten Wahrnehmung und Bewertung der eigenen propriozeptiven Fähigkeiten, als psychischer Einflussfaktor eine nicht zu unterschätzende Rolle (Maravita et al., 2003; Myers and Lephart, 2000).

## **2.12 Händigkeit als Faktor**

Es existiert keine einheitliche Definition der Händigkeit. Als übergreifender Begriff beschreibt sie die dominante und damit bevorzugte und bessere Hand bei einhändigen oder beidhändigen Tätigkeiten. Sie setzt sich somit zusammen aus der Handpräferenz und der Handleistung oder -performanz. Handpräferenz beschreibt den Einsatz hinsichtlich der Quantität, Handleistung hinsichtlich der Qualität der Ausübung (Kraus, 2008). Die Häufigkeit von Linkshändern wird auf etwa 10-15% geschätzt. Die Dunkelziffer von eigentlichen umgeschulten Linkshändern mit einer kulturell geprägten rechtsseitigen „Pseudodominanz“ überschreitet vermutlich die vorhandene Statistik bei weitem (Annett, 1975). Die Frage der motorischen und propriozeptiven Fähigkeiten hinsichtlich der Händigkeit werden kontrovers diskutiert und schwanken zwischen keinem Einfluss sowie einer besseren Leistung der dominanten oder der nicht-dominanten Seite (Heggernes, 2013; Hoover et al., 2016; Park et al., 2011). Bis zu 30% der Bevölkerung zeigen eine bessere Handleistung der nicht präferierten Hand, wobei dies aufgrund inhomogenen Studiendesigns schwer vergleich- und verallgemeinerbar ist (Kraus, 2008).

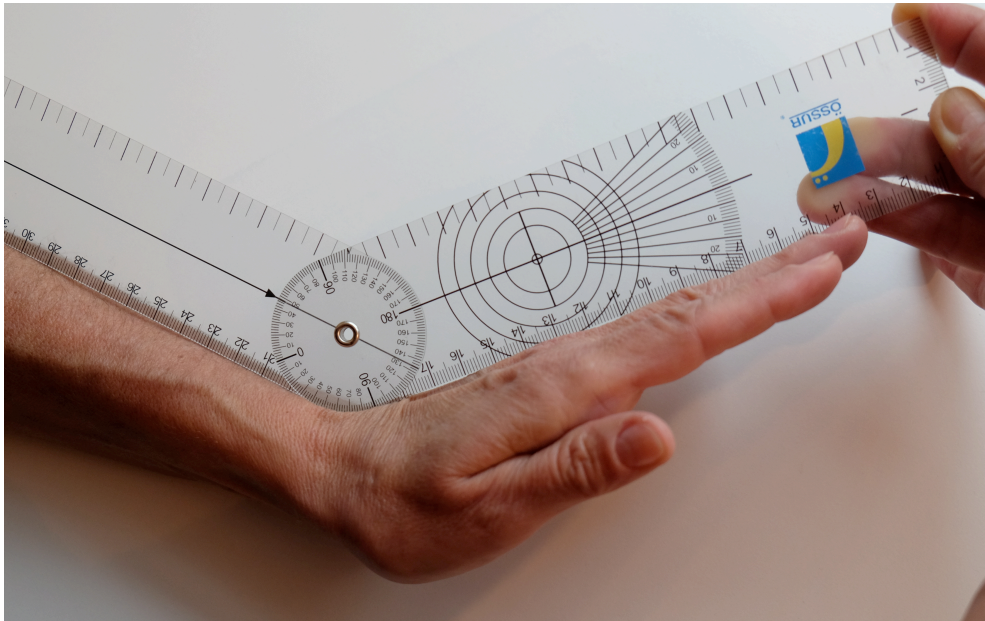
## 3 METHODIK

### 3.1 Auswahl des Messverfahrens

Wie beschrieben existieren verschiedenste Messverfahren für propriozeptive Modalitäten. Aufgrund des Ziels, das zu entwickelnde Untersuchungsverfahren einfach in den klinischen Alltag bzw. in umfangreichere klinische Studien zu integrieren, können invasive Verfahren oder zu zeitintensive Untersuchungsmethoden nicht berücksichtigt werden. Zusätzlich eignen sich Methoden zur Bestimmung der posturalen Kontrolle nicht für eine Bestimmung der Propriozeption am Handgelenk.

Messverfahren für die bewussten propriozeptiven Fähigkeiten (mittels Winkelreproduktionstest) sind sowohl im Bereich der Rehabilitation als auch der Studiendurchführung einsetzbar, da sie gelenkspezifisch und nicht invasiv sind sowie keine Möglichkeit einer Schädigung des Patienten oder Probandes aufweisen (Hagert, 2010; Myers and Lephart, 2000). In der Literatur hat sich hier die Messung des Joint Position Sense hervorgetan. In verschiedenen Studien wurde auf unterschiedlichste Weise auf diesem Prinzip des Winkelreproduktionstestes aufgebaut, etwa um den Einfluss von Denervierungen des Handgelenkes auf die propriozeptiven Modalitäten zu untersuchen (Gay et al., 2011).

In diesen wird der JPS als die Fähigkeit definiert einen vorgegebenen Winkel akkurat zu reproduzieren. Das kann entweder passiv oder aktiv erfolgen sowie mit oder ohne visueller Rückkopplung stattfinden. Passiv bedeutet, der Untersucher bewegt das Handgelenk des Probanden und der Proband signalisiert wenn die Zielposition erreicht ist. In der aktiven Form wird das Handgelenk selbstständig bewegt. Die eingenommenen Winkel können einfach mittels Goniometer gemessen werden (siehe **Abb. 3**).



**Abbildung 3:** Messung des JPS mithilfe eines manuellen Goniometers

Der JPS wird hierbei als Differenz zwischen der gewünschten Zielposition und der tatsächlich eingenommenen Position definiert. Dieses auch als Winkelreproduktionstest bezeichnete Verfahren ist an nahezu jedem Gelenk einsetzbar. Obwohl es sehr einfach anwendbar ist und der Einsatz eines Goniometers einfach umzusetzen ist, ist die Messung des JPS als wissenschaftliche Technik umstritten, da ihr vor allem eine große Inter- und Intraobservervariabilität nachgesagt wird (Gajdosik and Bohannon, 1987; Solgaard et al., 1986). Allein die Messung des Bewegungsumfangs des Handgelenks anhand von Goniometern zeigte schon Abweichungen bei Durchführung von einem Untersucher (intraobserver) mit einer Spannbreite von  $5^{\circ}$ - $8^{\circ}$  und bei verschiedenen Untersuchern (interobserver) von  $6^{\circ}$ - $10^{\circ}$ . Zur Entwicklung eines sinnvollen standardisierbaren Untersuchungsalgorithmus ist es womit notwendig nicht nur die in 2.11 beschriebenen Einflussfaktoren sondern auch die Abhängigkeit durch einen Untersucher zu reduzieren. Da hierzu kein geeignetes Verfahren oder Gestell gefunden werden konnte musste dieses eigens für die Untersuchung erarbeitet und angefertigt werden. Dieses soll die beschriebenen Defizite eliminieren bzw. auf ein Minimum zu reduzieren,

und im Fall einer Erfüllung der Testgütekriterien, eine adäquate Methode zur Messung einer geeigneten Propriozeptionsmodalität darstellen.

### **3.2 Testgütekriterien**

Sowohl für medizinische, technische als auch für sozial- und gesellschaftswissenschaftliche Datenerhebung ist vor dem wissenschaftlichen Einsatz die Gütebestimmung für jedes Erhebungsinstrument notwendig. Hierbei liegt der Fokus auf der Überprüfung der Objektivität, Reliabilität und Validität eines Messverfahrens. Nur die Überprüfung und damit die Gewährleistung der Güte eines Erhebungsverfahrens rechtfertigen dessen Einsatz sowie die aus der Untersuchung gezogenen Schlüsse (Rammstedt, 2010). Hierbei ist zu beachten, dass die jeweiligen Testgütekriterien aufeinander aufbauen und nur unter Berücksichtigung der anderen Faktoren beurteilt werden können. So ist z.B. eine vorhandene Objektivität als Voraussetzung für die Reliabilität zwingend notwendig – bei vorhandener Objektivität und Reliabilität muss jedoch keine Validität des Messverfahrens gegeben sein.

#### **3.2.1 Objektivität**

Objektive Messergebnisse liegen im Falle einer Beobachterunabhängigkeit vor. Hierbei kann zwischen drei Aspekten differenziert werden: Von Durchführungsobjektivität wird gesprochen, wenn der Proband nicht durch den Untersuchenden, aufgrund dessen Vorstellungen oder Untersuchungsziele, beeinflusst wird oder werden kann. Auswertungsobjektivität besteht, wenn es im Rahmen der Auswertung der gemessenen Ergebnisse keine Beeinflussung durch den Auswertenden geben kann. Interpretationsobjektivität besteht, wenn aus gleichen Ergebnissen gleiche Schlussfolgerungen gezogen werden (Bühner, 2011; Rammstedt, 2010).

### **3.2.2 Reliabilität**

Die Reliabilität beschreibt die Verlässlichkeit einer wissenschaftlichen Messung, im Sinne einer weitestgehenden Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bei Wiederholung der Messung unter gleichen Rahmenbedingungen (Wirtz and Caspar, 2002). Hierbei umfasst die Reliabilität den Aspekt der Stabilität, also der Gleichheit der gemessenen Werte zu verschiedenen Zeiten, der Konsistenz, der Übereinstimmung der gemessenen Items innerhalb des zu messenden Merkmals, sowie der Äquivalenz, also der Übereinstimmung von Messungsvorgängen (Rammstedt, 2010). Zur Schätzung von Reliabilitäten haben sich neben der Paralleltest- und Split-Half-Reliabilität auch der Retest sowie die Schätzung der internen Konsistenz hervorgetan. In der vorliegenden Studie ist besonders die Intrarater- und Interrater-Reliabilität, also der Messunterschied zwischen verschiedenen Untersuchern und Untersuchungsdurchläufen zu beachten, da dieser im Falle einer goniometrischen Winkelmessung kritisiert wurde (Gajdosik and Bohannon, 1987; Solgaard et al., 1986).

### **3.2.3 Validität**

Die Validität bezieht sich auf die Gültigkeit bzw. materielle Genauigkeit eines Messinstrumentes und damit das argumentative Gewicht der wissenschaftlichen Untersuchung. Hierbei ist zu hinterfragen, ob durch das jeweilige Messverfahren bzw. die erzielten Ergebnisse auch das Kriterium zum Ausdruck kommt, welches gemessen werden sollte (Lienert and Raatz, 1998). Nur bei Belastbarkeit der Operationalisierung des Testverfahrens sowie die Belastbarkeit der auf den Messungen beruhenden Aussagen, respektive Schlussfolgerungen und somit gegebener Validität, können die erhobenen Daten sinnvoll interpretiert werden. Die Validität eines Verfahrens kann nur durch Expertenschätzung beurteilt werden, wobei hier meist im Rahmen psychologischer Tests z.B. nach Inhalts-, Konstrukt,- und Kriteriumsvalidität unterschieden werden kann (Maitre et al., 2013; Rammstedt, 2010).



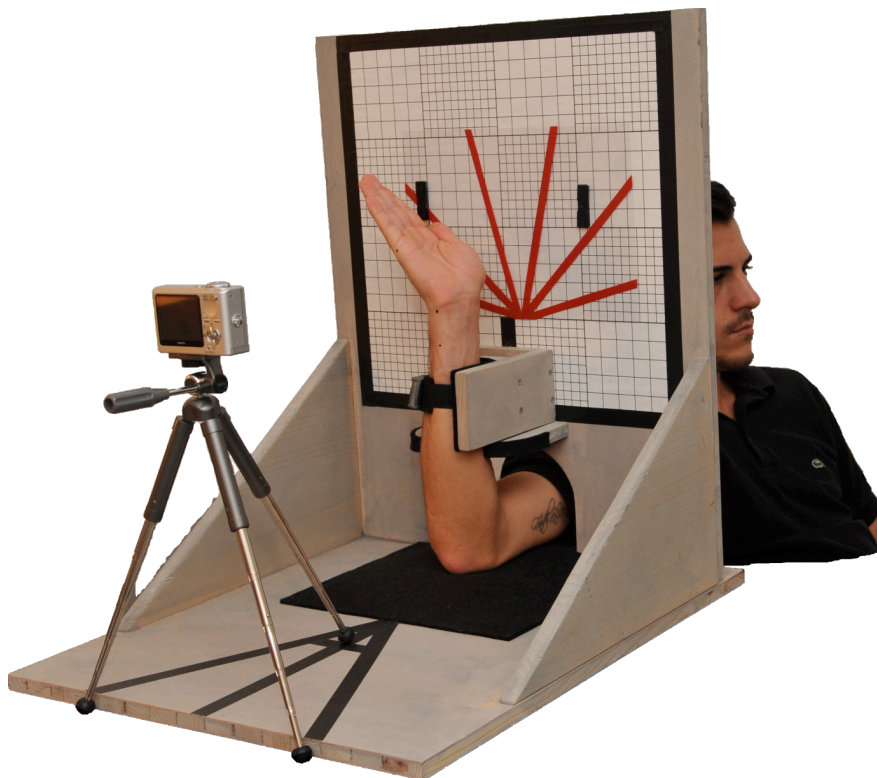
### **3.3 Nebengütekriterien**

Neben den beschriebenen Hauptgütekriterien können noch weitere Parameter erfasst werden, um die Qualität eines Tests zu betrachten. Die Normierung oder Eichung eines Tests beschreibt die Einordnung der individuellen Testergebnisse in ein vorliegendes Bezugssystem. Hierdurch können Ergebnisse verschiedener Tests vergleichbar gemacht werden und Probanden hinsichtlich ihrer eigenen Werte eingeordnet werden. Unter dem Stichpunkt der Ökonomie wird die Messung unter wirtschaftlicher Sicht betrachtet. Eine ökonomisch geeignete Messung sollte hinsichtlich der Kosten und der für die Durchführung benötigten Zeit angemessen gestaltet sein, wobei sich auch in diesem Kontext die Frage nach der geeigneten Zahl von Items bei einer Messung stellen kann. Letztendlich stellt sich noch die Frage der Praktikabilität, also Nützlichkeit eines Messverfahrens. Hier ist zu klären, ob ein dem Untersuchungszweck entsprechendes und anwendbares Messinstrument ausgewählt wurde und ob es für den Untersuchungsgegenstand überhaupt ein praktisches Bedürfnis gibt. Die Nebenkriterien sind hierbei nur im Gesamtkontext und bei Bestehen der Hauptgütekriterien bewertbar (Bühner, 2011; Lienert and Raatz, 1998; Rammstedt, 2010).

### **3.4 Entwicklung des Messapparates**

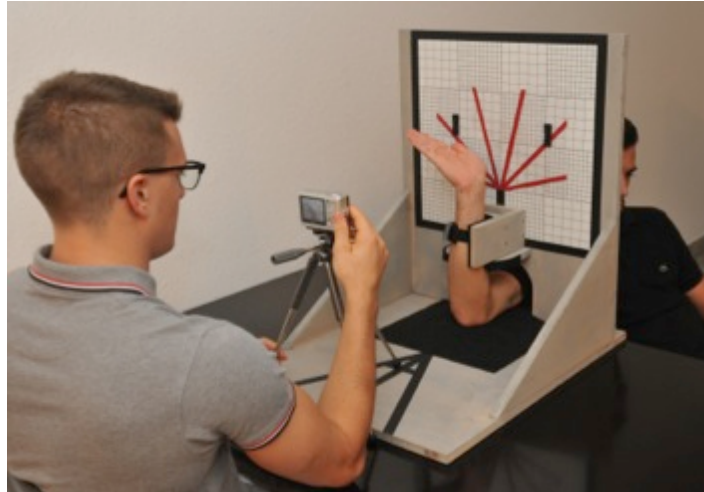
Die Entwicklung des Untersuchungsalgorithmus sowie des Gestells zur Standardisierung des Untersuchungsablaufes erfolgte auf Grundlage der Literaturrecherche und praktischer Überlegungen durch die beteiligten Personen. Diese können sowohl zum Abschnitt der Studienmethodik als auch zu den Ergebnissen des Studie gezählt werden und werden so auch diskutiert (siehe 5.2). Die genauen Maße sowie der Untersuchungsalgorithmus als Standardablauf sind im Anhang einzusehen. Die Literaturrecherche zur Entwicklung erfolgte über PubMed ([ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/](http://ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/)), die Cochrane Datenbank ([cochranelibrary.com](http://cochranelibrary.com)) sowie über Google Scholar ([scholar.google.de](http://scholar.google.de)).

Um die standardisierte Untersuchung der Patienten zu gewährleisten wurde zur Positionierung der Probanden ein Gestell konstruiert (siehe **Abb. 4**). Hierbei dienen zwei aneinander orthogonal fixierte Holzplatten mit einem halbrunden Loch in der vertikalen Komponente als Grundstock dieses Aufbaus. Der dem Untersucher um 70-90° gedrehte gegenüber sitzende Proband positioniert locker seinen in 90° abduzierten und im Ellenbogen 90° gebeugten Arm in der gezeigten Stellung (siehe **Abb. 5**). Dies ermöglicht eine für die oberen Extremitäten möglichst spannungs- und belastungsarme Positionierung des Probanden. Der Proband sollte eine ihm bequeme Sitzposition einnehmen.



**Abbildung 4:** Gestell zur Probandenpositionierung

Der Oberarm liegt dorsal auf einer Polsterung auf, der Unterarm wird anschließend in einer, je nach zu untersuchender Seite und Größe des Probandenarms, verstellbaren Fixierung befestigt.



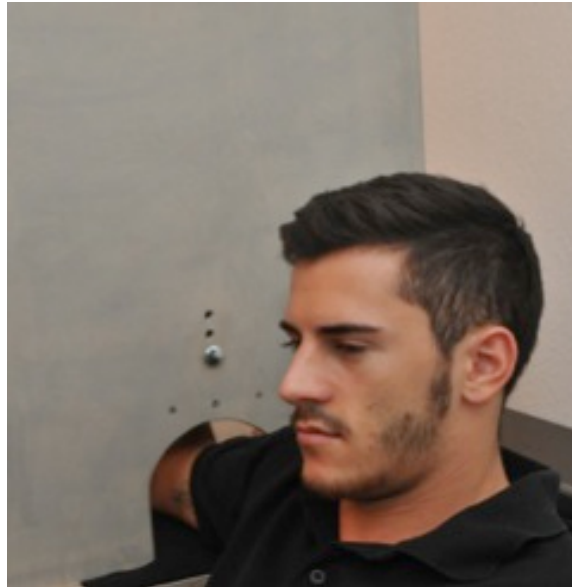
**Abbildung 5:** Probandenpositionierung und Dokumentation

Die stabile Kontaktfläche der Fixierung mit dem Unterarm befindet sich immer proximal des Handgelenk an der palmaren Seite. Diese ist höhen- und seitenverstellbar und sollte dadurch den Bewegungsumfang des Handgelenks nicht beeinträchtigen. Durch die proximale Fixierung wird ein cutanes Feedback im Bereich des Handgelenkes vermieden bzw. auf ein Minimum reduziert. Ein dort angebrachtes Zuggurtsystem verhindert mögliche Verdrehungen und Bewegungen des Arms (siehe **Abb. 6**). Alle Kontaktflächen des Probanden mit dem Gestell wurden entsprechend gesichert und gepolstert.



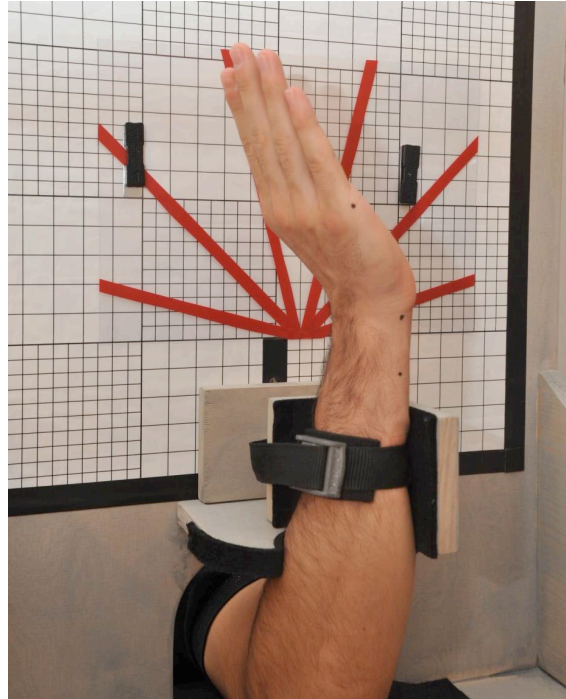
**Abbildung 6:** Fixierung des Unterarms

Durch die vertikale Platte wird auf Seite des Probanden ein visuelles Feedback verhindert. So kann der Proband weder die Handgelenkstellung optisch nachvollziehen noch anhand der Reaktionen des Untersuchers Rückschlüsse auf ein mögliches Abschneiden ziehen (siehe **Abb. 7**).



**Abbildung 7:** Ausschluss des visuellen Feedbacks durch Sichtschutz

Auf Seite des Untersuchers ist es durch ein horizontal und vertikal verschiebbares Raster möglich, eine standardisierte passive oder gegebenenfalls auch aktive Einstellung des Handgelenks innerhalb vorgegebener Winkelbereiche vorzunehmen (siehe **Abb. 8**).



**Abbildung 8:** Funktionssektoren

Das Raster unterteilt den möglichen Bewegungsspielraum des Handgelenks in fünf Sektoren á 30°. Einen Sektor im Bereich der Neutralstellung zwischen 15° Extension und 15° Flexion, zwei Sektoren der leichten Extension bzw. Flexion zwischen 15° und 45° und zwei Sektoren im Bereich der sub- bis maximalen Extension und Flexion (45°-75°). Die Einteilung in diese Bereiche ermöglicht es, entsprechende Aussagen über das Lageempfinden in den verschiedenen für die Funktionalität der Hand wichtigen Abschnitte der Handgelenksstellung zu machen (Bland et al., 2008; Brumfield and Champoux, 1984) (siehe **Tab. 1**).

**Tabelle 1:** Gradeinteilung der Funktionssektoren nach Neutral Null (E/F) in °

Funktionssektor	Gradeinteilung
Starke Extension	75- 45
Leichte Extension	45- 15
Neutralbereich	15-15
Leichte Flexion	15- 45
Starke Flexion	45- 75

An der ulnaren Seite des Handgelenks werden drei Punkte mittels wasserlöslichem Filzstift an definierten Punkten aufgetragen: Distales Köpfchen Os metakarpale V, Gelenkspalt zwischen Ulna und proximaler Handwurzelreihe und 4 cm proximal des Gelenkspaltes auf der ulnaren Seite. Diese dienen als Messpunkte für die im Anschluss an die Untersuchung stattfindende Auswertung. Der Ursprung der roten radiären Rasterlinien, welche die fünf Sektoren beschreiben, muss hinter dem mittleren Messpunkt positioniert werden, um die Sektoren optimal einstellen zu können. Das Raster ist mittels Magneten in zwei Ebenen verschiebbar. Die auf der horizontalen Platte aufgebrachte Markierung erlaubt eine standardisierte Positionierung eines auf einem Stativ befestigten digitalen Fotoapparates (Casio®). Dieser wird zur Fotodokumentation der für die Auswertung benötigten Winkel eingesetzt (siehe **Abb. 9**).



**Abbildung 9:** Raster zur Fotodokumentation

### **3.5 Untersuchungsalgorithmus**

Getestet wird in zwei Durchgängen pro Hand, bei welchen die Stellung zweimal (Ausgangsstellung und Repositionsversuch) innerhalb aller definierter Sektoren gemessen wird. Begonnen wird mit der Neutralstellung, um dann abwechselnd die Flexions- und Extensionsstellungen zu steigern. Pro Sektor wird das zu testende Handgelenk passiv durch den Untersucher mittig in dem Sektor

positioniert, vom Probanden aktiv gehalten und fotodokumentiert. Nach einem kurzen aktiven Bewegungsintervall (Einnahme der maximal möglichen Flexion und Extension) erfolgt der Versuch des Probanden, mit dem Handgelenk die vorgegebene Zielposition zu reproduzieren. Ist er der Meinung dieses Ziel erreicht zu haben, bestätigt er dies mündlich und es erfolgt die erneute Dokumentation mittels Fotoapparat (siehe auch **8.6**).

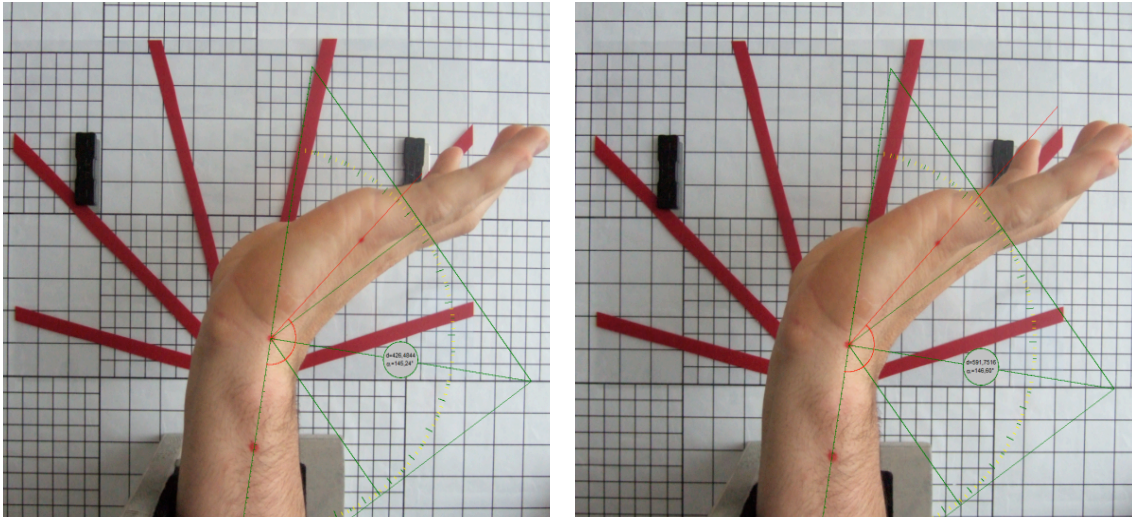
### **3.6 Auswertung**

Die Messung der Abweichung zwischen Zielposition und Reproduktion des Winkels wird mittels der Software MB-Ruler® 5.2 (Markus Bader MB-Softwaresolutions) vorgenommen. Hiermit ist es möglich, einfach und präzise Winkel zu bestimmen (Fan et al., 2013; Maxwell et al., 2012; Radiom et al., 2010). Dieses Verfahren wird auch als Fotografie basierte Goniometrie (engl. photography based goniometry, PBG) bezeichnet (Blonna et al., 2012; Crasto et al., 2015).

Die sich auf den Bildschirm projizierte Schablone des MB-Rulers® wird bei den aufgerufenen Fotos über die eingezeichneten Messpunkte des Handgelenkes gelegt und ermöglicht so eine Winkelbestimmung bis auf zwei Dezimale. Die Abweichung im Test wurde aus der Differenz zwischen den Winkeln der initialen Handgelenkspositionierung und deren Reproduktion durch den Probanden berechnet (siehe **Abb. 10**). Wie üblich entspricht somit der JPS dem Reproduktionsfehler in Grad.

Beispiel aus **Abbildung 10**: Jeweils nach der passiven Positionierung (**1**) und aktiven Reproduktion (**2**) erfolgt die Fotodokumentation. Die eingenommenen Winkel werden anschließend mittels MB-Ruler ® Version 5.2 vermessen und die Differenz dokumentiert. Position 1:  $146,60^\circ$  - Position 2:  $145,24^\circ$  ergibt eine Abweichung von  $1,36^\circ$ .





**Abbildung 10:** Messung der Ziel- bzw. Ausgangsposition (1) und Reproduktion (2)

Pro Funktionssektor erfolgt eine zweimalige Messung und Auswertung. Es wird der Mittelwert des Reproduktionsfehlers gebildet. Aus allen Reproduktionsfehlern kann schlussendlich ein Mittelwert gebildet werden, der folglich aus 10 einzelnen Messwerten besteht. Dieser wird als Gesamtfehler oder auch Overall Index (OI) bezeichnet und steht für den JPS des Handgelenkes als Vergleichsparameter.

### 3.7 Interrater- und Intraobserver Reliability

Zur Bestimmung der Inter- und Intraobserver- Reliabilität, als viel kritisiertem Punkt der Messung mittels Goniometer und damit der Hauptangriffspunkt des Winkelreproduktionstestes, wurde ein zusätzlicher Versuch konstruiert. Da die Versuchsauswertung mittels Photographie-based Goniometrie (PBG) stattfindet, können die Messungen verschiedener Untersucher leicht verglichen werden.

Hierzu wurden drei Untersucher (A,B und C) gebeten per MB-Ruler 20 zufällig ausgewählte und fotografisch dokumentierte Winkelpositionen je zweimal in zufälliger Reihenfolge zu bestimmen und zu dokumentieren. Der Untersuchungsleiter konnte die Fotos anhand einer Kennnummer zuordnen.



Den Untersuchern wurde im Vorfeld der Versuch sowie die Auswertungsmethode ausgiebig erklärt und Sie zeigten unter Aufsicht des Versuchsleiters, dass sie mit dem MB-Ruler umgehen konnten. Die Untersuchenden waren Medizinstudenten im Praktischen Jahr (männlich; 25, 26 und 28 Jahre alt).

Anhand der Messergebnisse der Untersuchten kann neben der individuellen Korrelation und Spanne der Ergebnisse (Intrarater-Reliabilität) auch die Korrelation der Ergebnisse zwischen den Untersuchenden und damit die Interrater-Reliabilität bestimmt werden. Hier hat sich der Test für den Intraklassen-Korrelationskoeffizienten bewährt (= ICC) [engl. intraclass correlation] (Brosseau et al., 1997; Gatt and Chockalingam, 2013; Shrout and Fleiss, 1979). Dieser beschreibt ein statistisches Verfahren zur Quantifizierung von Untersucherübereinstimmungen in Bezug zu mehreren Beobachtungsobjekten und umfasst eine Gruppe von Korrelationskoeffizienten, die zur Abschätzung der Stärke des Zusammenhangs für gepaarte Beobachtungen oder zur Abschätzung der Reliabilität von Messwertreihen verwendet werden können (Wirtz and Caspar, 2002).

### **3.8 Probandenkollektiv**

#### **3.8.1 Fallzahlberechnung und Probandenaquise**

JPS als Modalität der Propriozeption als Hauptzielkriterium eingesetzt ergab bei einer gewünschten Power von 80% und einem alpha- Fehler von 5% durch interne Voruntersuchungen ein benötigtes Probandenkollektiv von 40 Patienten um beispielsweise eine Differenz von 1° zwischen dominanter und nicht dominanter Seite nachweisen zu können. Es wurden 50 Probanden und damit 100 gesunde Handgelenke untersucht um eine entsprechende Grundlage für eventuelle Folgeuntersuchungen gewährleisten zu können. Dies entspricht auch dem Probandenkollektiv, welches Vieth et al. zur Überprüfung ihrer Methode zur Messung des JPS einsetzten (Vieth).

Die Rekrutierung des Probandenkollektivs erfolgte aus dem persönlichen Umfeld des Doktoranden nach Einhaltung aller Ein- und Ausschlusskriterien.

Einschlusskriterien:

- Alter zwischen 18 und 65 Jahren
- Beschwerdefreiheit im Handgelenk zum Zeitpunkt der Untersuchung
- Einwandfreie Funktionalität des Handgelenkes
- Physiologischer und funktionaler Bewegungsumfang des Handgelenkes

Ausschlusskriterien:

- Regelmäßige Einnahme von Medikamenten
- Akute und/oder stattgehabten Operationen und/oder Verletzungen im Bereich der Hand, des Handgelenkes, des Unter- und Oberarms sowie des Schulterbereiches.
- Neurologische Erkrankungen
- Muskuläre Erkrankungen

### **3.8.2 Erhobene Daten**

Neben Alter, Geschlecht, Händigkeit und Bewegungsumfang des Handgelenkes mittels Goniometer wurden probandenspezifische subjektive Daten erhoben, um Einflussfaktoren der Messung zu beurteilen. Hierzu gehörten neben der durchschnittlichen subjektiven Belastung des Handgelenkes im Beruf und Alltag sowie die dort benötigten feinmotorischen Fähigkeiten. Pro Proband wurden je 20 Fotos pro untersuchter Seite aufgenommen und ausgewertet, um den JPS in Form des Reproduktionsfehlers zu bestimmen.

### **3.8.3 Begründung der Ein- und Ausschlusskriterien**

Grundbedingung für die Untersuchung war ein Alter zwischen 18 und 60 Jahren, da vermutet wird, dass es zu abgeschwächten, sensorischen und

sensorimotorischen Fähigkeiten bei steigendem Alter kommt, wobei die Grenze von 65 eher willkürlich gewählt wurde (Ko et al., 2015; Whipple et al., 1993).

Die Beschwerdefreiheit im Handgelenk zum Zeitpunkt der Untersuchung musste durch den Probanden mittels VRS (Verbale Rating Scale 0-10) von 0 bestätigt werden. Dieses Verfahren ist zur Messung von Schmerzen etabliert (Bech et al., 2015; Hjermstad et al., 2011; Kliger et al., 2015). Es wird kontrovers diskutiert, ob Schmerzen propriozeptive Tests beeinflussen und in der Literatur finden sich widersprüchliche Aussagen zum Einfluss von Schmerz auf propriozeptive Fähigkeiten (de Oliveira et al., 2014; Shakoor et al., 2008; Stanton et al., 2015). Im Rahmen einer gesunden Kontrollgruppe wurden jedoch alle Probanden mit zum Zeitpunkt der Untersuchung bestehenden Schmerzen ausgeschlossen, obwohl die erhaltende Funktion der Muskelspindeln bei chronischen Schmerzen angenommen wird (Tsay and Giummarra, 2016) .

Zusätzlich wurde eine uneingeschränkte subjektive Funktionalität des Handgelenkes, quantifiziert mittels DASH- Fragebogen, vorausgesetzt. Der DASH ist ein von der American Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS), dem Council of Musculoskeletal Specialty Societies (COMSS) und dem Institute for Work and Health, Toronto entwickelter, funktioneller Score zur Beurteilung der Funktionalität der oberen Extremitäten (Hudak et al., 1996). Dieser ist international anerkannt und findet als DASH oder Quick DASH vielfach Verwendung in der klinischen Evaluation (Abe, 2014; Barnes et al., 2014; Beumer and Lindau, 2014). Ein DASH-Score von 0 entspricht einer optimalen Funktion ohne Behinderung, ein DASH-Score von 100 steht für maximale Beschwerden und Funktionseinbußen. Eine optimale Funktion des Gelenkes geht mit optimalen propriozeptiven Fähigkeiten einher und ist daher zwingend für ein gesundes Probandenkollektiv notwendig (Friden et al., 2001).

Der physiologische oder funktionale Bewegungsumfang des Handgelenkes wurde manuell mittels Goniometer erhoben. Die funktionelle Beweglichkeit im

gesunden Handgelenk ist großen interindividuellen Schwankungen unterworfen (Brumfield and Champoux, 1984; Chaparro et al., 2000) . Zusätzlich werden in Studien verschiedenste Normwerte angegeben, welche jedoch in etwa für die Extension bei 60° bis 90°, für die Flexion bei 60° bis 95° und 15° bis 35° für die Radialabduktion, sowie 30° bis 60° für Ulnarabduktion angegeben (Palmer and Werner, 1984; Ryu et al., 1991; Smahel and Klimova, 2005) werden. Bei eingeschränktem bzw. nicht physiologischen Bewegungsumfang unter 45 ° in Extensions- sowie Flexionsrichtung können nicht alle Funktionssektoren bemessen werden. Da die Nähe einer Gelenkposition zu einer End- oder Maximalposition Einfluss auf die Akkuratheit der Reproduktion hat, schlossen wir Probanden mit einer Bewegungsauslenkung von unter 60° in Extensions- und Flexionsrichtung aus (Nagai et al., 2016).

Der Ausschluss von Probanden mit regelmäßiger Einnahme von Medikamenten erfolgte zum Ausschluss von Patienten mit üblichen Grunderkrankungen, welche zu veränderten sensorischen Fähigkeiten führen können (Brown et al., 2015; DeMott et al., 2007). Zusätzlich haben verschiedenste Medikamente Einfluss auf periphere und zentrale Verarbeitungsmechanismen, welche zu beeinflussten propriozeptiven Fähigkeiten führen können (Chen et al., 2015; Shibasaki, 2016; Shiek Ahmad et al., 2015).

Keine akuten oder stattgehabte Operationen und Verletzungen im Bereich der Hand, des Handgelenkes, des Unter- und Oberarms sowie des Schulterbereiches erfolgte aufgrund der verbreiteten Annahme, dass Verletzungen zu propriozeptiven Defiziten in verschiedensten Körperregionen führen können (Parkhurst and Burnett, 1994; Relph et al., 2014; Richie, 2001; Uremovic et al., 2007).

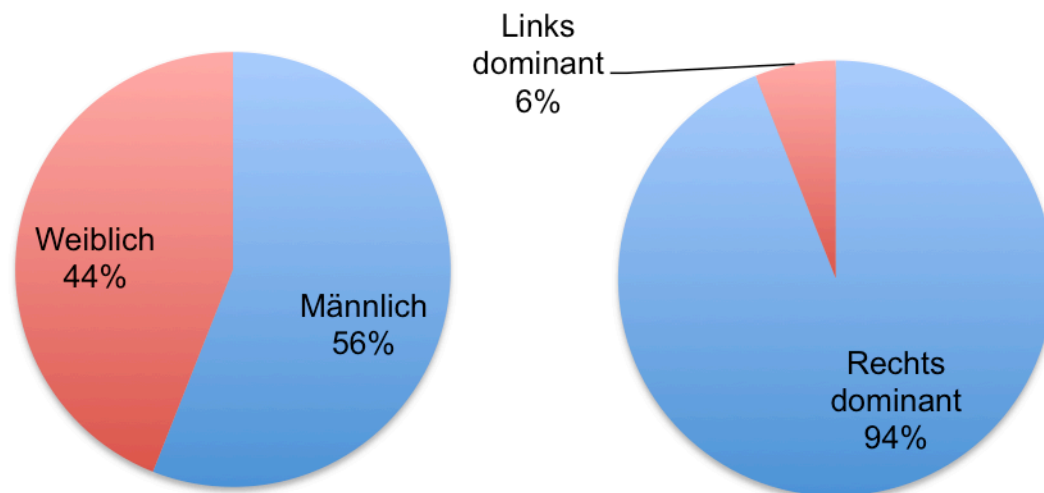
Der Ausschluss von Patienten mit neurologischen oder muskulären Erkrankungen erfolgte aufgrund des angenommenen Zusammenhangs zu verminderten sensorimotorischen Fähigkeiten (DeMott et al., 2007). So ist z.B. nachgewiesen, dass Multiple Sklerose Einfluss auf propriozeptive Fähigkeiten

vor allem im Bereich der Haltung und posturalen Kontrolle hat (Gera et al., 2015). Ein ähnlicher Zusammenhang wird auch bei Morbus Parkinson und anderen neurodegenerativen Erkrankungen hergestellt (Benatru et al., 2008; Lahr et al., 2015).

### 3.9 Probandenkollektiv

#### 3.9.1 Empirische Daten

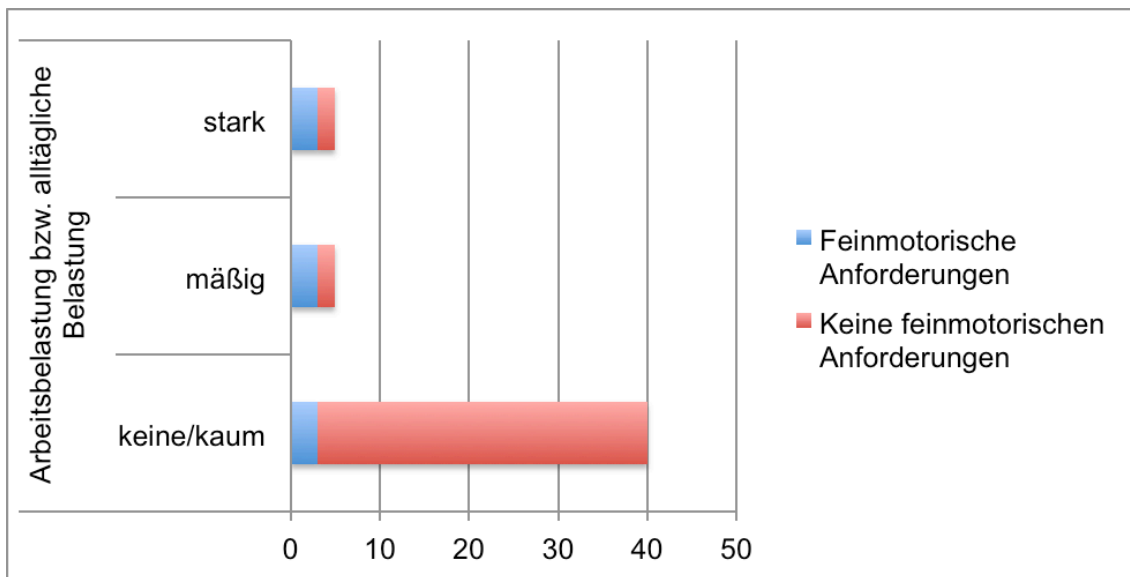
Es wurden 50 Probanden im Alter zwischen 18 und 58 Jahren (durchschnittlich  $29,6 \pm 13$  Jahre alt) untersucht. 28 Probanden (56%) waren männlich, 22 weiblich. 47 Probanden waren Rechtshänder, 3 waren Linkshänder (siehe **Abb. 16**). Alle Probanden hatten zum Zeitpunkt der Untersuchung keine Schmerzen (VRS 0) und eine optimale Funktionalität der oberen Extremitäten (DASH 0).



**Abbildung 11: Verteilung im Probandenkollektiv**

Mit 24 Teilnehmern (48%) stellte der Beruf des Studenten die meisten Teilnehmer. Darauf folgten je 4 Schüler und 4 Lehrer (8%) sowie 3 Hausfrauen. Außerdem nahmen noch je ein Arzt, Journalist, KfZ-Mechatroniker, Manager, Schauspieler, Berufsmusiker, Polizist, Fitnesstrainer, Zahntechniker, Friseur, Postbote, Schlosser, Förster und Schreiner an der Untersuchung teil.

Die durchschnittliche Arbeitsbelastung des Handgelenkes gaben 40 Probanden mit „keine bzw. kaum Belastung“, jeweils 5 Probanden gaben „mäßige“ oder „starke Belastung“ an. 41 Probanden waren der Meinung, dass in ihrem beruflichen Alltag keine feinmotorischen Fähigkeiten benötigt werden, wohingegen 9 Probanden besondere feinmotorische Anforderungen im Beruf angaben (siehe **Abb. 17**).



**Abbildung 12:** Unterteilung der Probanden (n=50) nach Handgelenksbelastung bzw. feinmotorischem Anforderungsprofil

In der Gruppe der Probanden mit subjektiv feinmotorischen Anforderungen in Alltag und Beruf (n=9) waren je 3 Probanden pro Gruppe der subjektiven Belastung. 37 Probanden der Gruppe ohne feinmotorische Anforderung (n=41) gaben keine bzw. kaum Belastung an, jeweils 2 mäßige und starke Belastung.

### 3.9.2 Bewegungsumfang des Handgelenks

Das Handgelenk der dominanten Hand (DH) erreichte eine durchschnittliche Extension von  $71,9 (\pm 8,1)^\circ$  und eine Flexion von  $80,5 (\pm 8,8)^\circ$ . Das Handgelenk der nicht-dominanten Hand (NDH) konnte im Mittel eine Extension von  $72,6 (\pm$

7,8)° und Flexion von 80,8 (± 8,9)° erreichen. Minimalst war wie vorgegeben eine Extension von 60° auf beiden Seiten, als maximale Flexion konnte das Handgelenk DH 93°, das Handgelenk NDH 90° erreichen (siehe **Tab. 2**).

**Tabelle 2:** Bewegungsumfang E/F der Patientenhandgelenke (n=50) in°

	<b>Extension</b>	<b>Flexion</b>
<b>Handgelenk DH</b>		
<b>MW</b>	71,9	80,5
<b>Std.-Abw.</b>	8,1	8,8
<b>95%- KI</b>	69,6- 74,2	78- 83
<b>Minimum</b>	60	60
<b>Maximum</b>	90	93
<b>Median</b>	70	85
<b>Handgelenk NDH</b>		
<b>MW</b>	72,6	80,8
<b>Std.-Abw.</b>	7,8	8,9
<b>95%- KI</b>	70,4- 74,8	78,4- 83,4
<b>Minimum</b>	60	60
<b>Maximum</b>	90	90
<b>Median</b>	72	82

Es ergab sich wie zu erwarten ein signifikanter Unterschied zwischen Extension und Flexion auf beiden Seiten. Der durchschnittliche Bewegungsumfang der dominanten Hand lag somit bei 152,5 (±15)° mit der nicht-dominanten bei 153,44 (±13,3)° und war beidseits normalverteilt. Es ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen dominantem und nicht dominanten Handgelenk, wobei die nicht dominante Hand jeweils einen minimal größeren Bewegungsumfang darbot. Die Bewegungsumfänge zwischen den Seiten korrelierten patientenbezogen stark (>0,8).

Die Ulnarduktion mit dem Handgelenk DH betrug durchschnittlich 34,6 (± 8,7)° bei Werten zwischen 20 und 65°. Die Radialduktion DH betrug 28,8 (±6,9) und schwankte zwischen 15 und 45°. Die Ulnarduktion mit der Handgelenk NDH

war bei  $34,4 (\pm 8,7)^\circ$  bei Werten zwischen  $20$  und  $70^\circ$ . Die Radialduktion DH betrug  $29,04 (\pm 7)$  und schwankte zwischen  $10$  und  $45^\circ$ .

### **3.10 Statistische Methoden**

Die statistische Analyse erfolgte mit dem Programm JMP 11 von SAS Institute Inc.. sowie SPSS 23 von IBM. Grafiken und Abbildungen wurden mittels JMP, Microsoft Excel oder Apple Keynote erstellt. Die Irrtumswahrscheinlichkeit alpha wird auf  $0,05$  festgelegt, Werte kleiner als  $\alpha$  werden somit als signifikant angesehen. Die Prüfung auf Normalverteilung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test. Normalverteilte Daten wurden mittels Student t-Test auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft, nicht normalverteilte Daten mittels Wilcoxon-Test (Mann-Whitney-U). Korrelationen normalverteilter Merkmalsausprägung wurden durch den Produktmoment-Korrelationskoeffizient nach Pearson ( $r$ ) beschrieben, nicht normalverteilte Merkmalsausprägung mit dem Spearmanschen Rangkorrelationskoeffizient ( $\rho$ ). Bei statistischer Korrelation  $> |0.3|$  wird von einem schwachen, bei  $> |0.6|$  wird von einem starken Zusammenhang ausgegangen. Die Bestimmung des Intra-Klassen-Koeffizienten erfolgte mittels IBM SPSS 23. Die Interrater-Reliabilität wurde per absoluter Übereinstimmung (twoway, mixed) aufgrund der zufälligen Auswahl der Items und der Bestimmtheit der Rater ermittelt.

### **3.11 Ethikkommission**

Da es sich hier um eine Untersuchung am Menschen handelt, wurde vor Beginn der Untersuchung ein Antrag an die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Eberhardt-Karls-Universität unter der Projektnummer 106/2016BO2 gestellt. Nach dem positiven Votum und Berücksichtigung der Verbesserungsvorschläge wurde mit der Untersuchung begonnen.



## 4 ERGEBNISSE

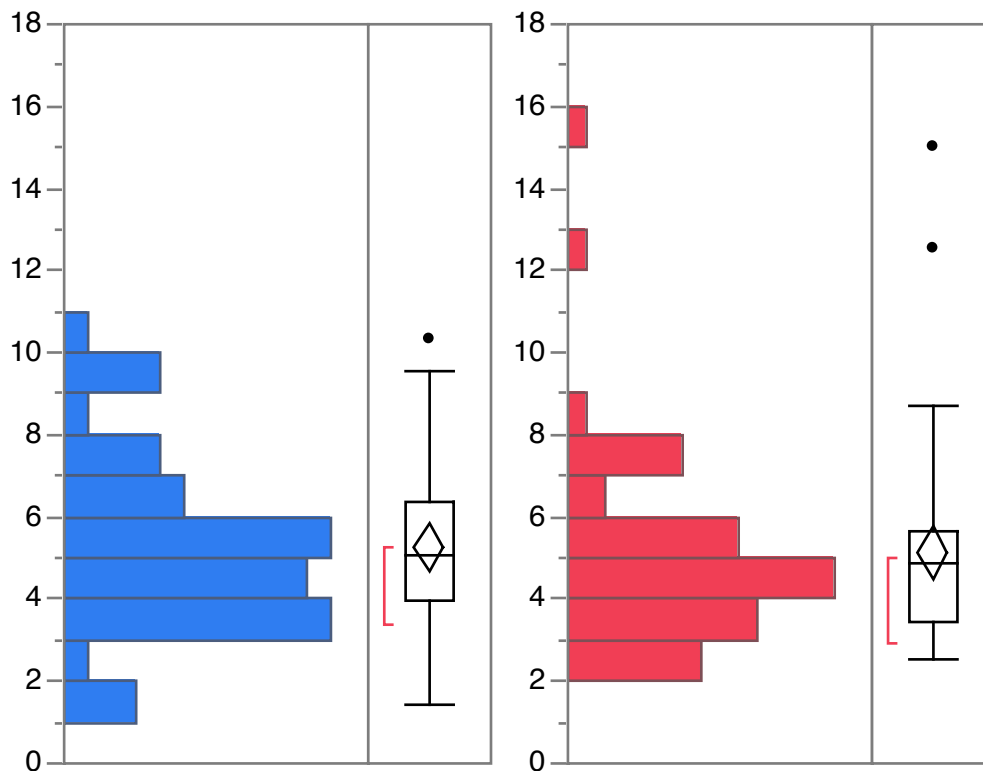
### 4.1 Joint Position Sense - Overall Index

Mit dem Handgelenk der dominanten Hand (Handgelenk DH) konnte eine durchschnittliche Abweichung (Overall Index, OI) über alle Sektoren bestehend aus den 10 erhobenen Werten der Winkelreproduktion (2 Messungen pro Sektor bei 5 Sektoren) von  $5,3 (\pm 2,1)^\circ$  erzielt werden. Das 95%-Konfidenzintervall betrug  $4,7- 5,9^\circ$ . Hier schwanken die Ergebnisse zwischen  $1,5^\circ$  und  $10,3^\circ$ . Der Median beträgt  $4,8^\circ$ . Mit dem Handgelenk der nicht-dominanten Hand (Handgelenk NDH) wurde ein Reproduktionsfehler von  $5,1 (\pm 2,3)^\circ$  erzielt. Das 95%- Konfidenzintervall betrug  $4,5- 5,8^\circ$ . Der durchschnittlich minimalste Fehler lag hier bei  $2,5^\circ$ , der größte Fehler bei  $15^\circ$ . Der Median des Overall Index für die nicht- dominante Hand beträgt ebenfalls  $4,8^\circ$  (siehe **Tab. 3**).

**Tabelle 3:** Overall Index (n=50) in °

	<b>Handgelenk DH</b>	<b>Handgelenk NDH</b>
<b>MW</b>	5,3	5,1
<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 2,1$	$\pm 2,3$
<b>95%- KI</b>	4,7- 5,9	4,5- 5,8
<b>Minimum</b>	1,5	2,5
<b>Maximum</b>	10,3	15
<b>Median</b>	4,8	4,8

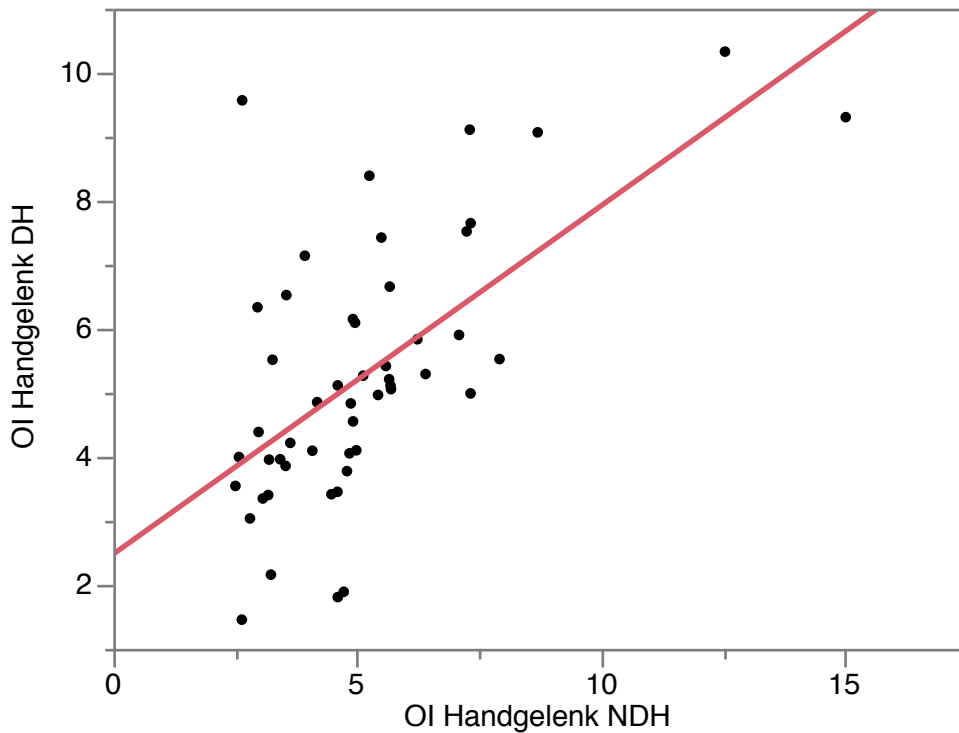
Es kann für den durch den Overall Index ausgedrückten Joint Position Sense des dominanten Handgelenkes eine Normalverteilung, für das nicht-dominante keine Normalverteilung der Daten angenommen werden. Es ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Handgelenk der dominanten und dem Handgelenk der nicht-dominanten Seite (**Abb. 13**).



**Abbildung 13:** Verteilung der Gesamtabweichung über alle Sektoren in ° DH (blau) und NDH (rot)

Der größte gemessene Unterschied zwischen den Reproduktionsfehlern abhängig von der Händigkeit war eine um 6,9° bessere nicht-dominante Hand. 5,7° schlechter als die dominante Hand in die andere Richtung.

Das Abschneiden in der Winkelreproduktion im OI mit der dominanten Hand zeigte einen deutlichen statistischen Zusammenhang mit dem Abschneiden der nicht-dominanten Hand. Die Ergebnisse korrelierten deutlich ( $\rho > 0,6$ ) (siehe **Abb. 14**).



**Abbildung 14:** Zusammenhang des Overall Index zwischen dominanter und nicht dominanter Hand in °

## 4.2 Joint Position Sense - Funktionssektoren

Mit der dominanten Hand bzw. dem Handgelenk DH war der Reproduktionsfehler im Bereich der starken Extension (SE) bei  $4,2 (\pm 3,4)^\circ$ . Der kleinste zu messende Fehler lag bei  $0,2^\circ$  der größte bei  $20,5^\circ$ . Im Sektor der leichten Extension (LE) lag der mittlere Fehler bei  $4,8 (\pm 3,2)^\circ$ . Hier schwankten die Werte zwischen  $1,1^\circ$  und  $15,5^\circ$ . Im Bereich der Neutralstellung (NN) wurde im Mittel eine Winkelreproduktion von  $5,4 (\pm 2,9)^\circ$  erreicht. Das Minimum lag bei  $0,5^\circ$ , das Maximum bei  $14,8^\circ$ . Für den Sektor der leichten Flexion (LF) konnte ein Fehler von  $6 (\pm 3,9)^\circ$  gemessen werden, wobei hier die Werte zwischen  $0,6^\circ$  und  $16,6^\circ$  schwankten. Für den Sektor der starken Flexion (SF) konnte ein Reproduktionswert von  $5,8 (\pm 3,4)^\circ$  ermittelt werden, bei Fehlern zwischen  $1,6^\circ$  und  $16,1^\circ$ .

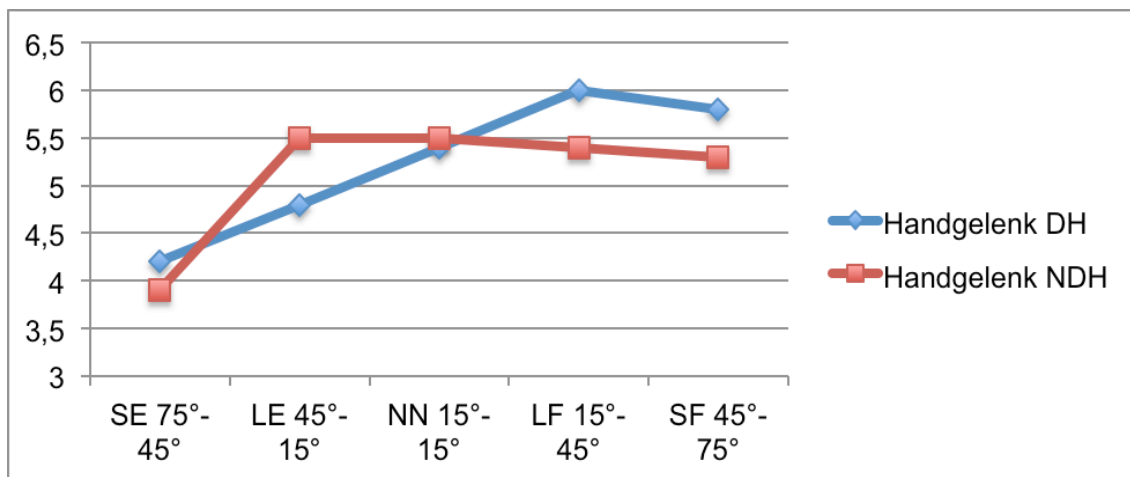
Das nicht-dominante Handgelenk erreichte einen Reproduktionsfehler im Bereich der starken Extension von  $3,9 (\pm 3,6)^\circ$ . Der kleinste zu messende Fehler lag bei  $0,8^\circ$ , der größte bei  $24,7^\circ$ . Im Sektor der leichten Extension lag der mittlere Fehler bei  $5,5 (\pm 4,3)^\circ$ . Hier schwankten die Werte zwischen fast  $0^\circ$  und  $21,8^\circ$ . Im Bereich der Neutralstellung wurde im Mittel eine Winkelreproduktion von  $5,5 (\pm 3,8)^\circ$  erreicht. Das Minimum lag bei  $0,8^\circ$  das Maximum bei  $18,6^\circ$ . Für den Sektor der leichten Flexion konnte ein Fehler von  $5,4 (\pm 3,4)^\circ$  gemessen werden, wobei hier die Werte zwischen  $0,9^\circ$  und  $18,8^\circ$  schwankten. Für den Sektor der starken Flexion konnte ein Reproduktionswert von  $5,3 (\pm 3)^\circ$  ermittelt werden, bei Fehlern zwischen  $1,1^\circ$  und  $16,2^\circ$ . Eine Auflistung der Ergebnisse gibt **Tabelle 4**:

**Tabelle 4:** Ergebnisse der Winkelreproduktion in  $^\circ$  aller Probanden (n=50)

		<b>starke Extension 75°- 45°</b>	<b>leichte Extension 45°- 15°</b>	<b>Neutral 15°- 15°</b>	<b>leichte Flexion 15°- 45°</b>	<b>starke Flexion 45°- 75°</b>	<b>Overall Index</b>
<b>DH</b>	<b>MW</b>	4,2	4,8	5,4	6	5,8	5,3
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 3,4$	$\pm 3,2$	$\pm 2,9$	$\pm 3,9$	$\pm 3,4$	$\pm 2,1$
	<b>95%- KI</b>	3,3- 5,2	3,9- 5,7	4,8- 6,3	4,9- 7,2	4,9- 6,8	4,7- 5,9
	<b>Minimum</b>	0,2	1,1	0,5	0,6	1,6	1,5
	<b>Maximum</b>	20,5	15,5	14,8	16,6	16,1	10,3
	<b>Median</b>	3,3	3,8	4,7	5,7	5	4,8
<b>NDH</b>	<b>MW</b>	3,9	5,5	5,5	5,4	5,3	5,1
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 3,6$	$\pm 4,3$	$\pm 3,8$	$\pm 3,4$	$\pm 3$	$\pm 2,3$
	<b>95%- KI</b>	2,9- 4,9	4,2- 6,7	4,5- 6,6	4,4- 6,4	4,4- 6,1	4,5- 5,8
	<b>Minimum</b>	0,8	0	0,8	0,9	1,1	2,5
	<b>Maximum</b>	24,7	21,8	18,6	18,8	16,2	15
	<b>Median</b>	3,2	4,3	4,6	4,3	4,7	4,8

Im Sektor der starken Extension wurden auf beiden Seiten durchschnittlich die geringsten Abweichungen erzielt. Über die Sektoren der leichten Extension, Neutralstellung und leichten Flexion stiegen die Werte beidseits dann an, wobei die durchschnittlich am schlechtesten erzielten Winkelreproduktionsfehler für das nicht-dominante Handgelenk im Bereich der leichten Extension bzw.

Neutralstellung, die des dominanten Handgelenks im Bereich der leichten Flexion lag. Im Sektor der starken Flexion verbesserten sich die Probanden durchschnittlich wieder auf beiden Seiten (Siehe **Abb. 15**).



**Abbildung 15:** Mittelwerte in der Winkelreproduktion über die 5 Funktionssektoren in °

Es konnte statistisch keine Normalverteilung der erhobenen Reproduktionsfehler für die einzelnen Funktionssektoren ermittelt werden. Mit dem Handgelenk DH ergab sich ein signifikant verbessertes Abschneiden im Bereich der starken Extension gegenüber allen Sektoren bis auf LE. Für das Handgelenk NDH ein signifikant besseres Ergebnis für SE gegenüber allen Sektoren sowie für den Sektor LE gegenüber der LF für das Handgelenk DH. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen dem Handgelenk DH und NDH hinsichtlich der Funktionssektoren ermittelt werden.

Die einzelnen Reproduktionen innerhalb eines Sektors korrelierten bis auf in zwei Sektoren mit  $\rho$  zwischen 0,3 und 0,5. Testung auf interne Konsistenz der Items mittels Cronbachs-Alpha-Test über alle Sektoren ergab einen Wert von  $>0,7$ .

#### 4.2.1 Geschlecht

Männer (n=28) erzielten mit dem dominanten Handgelenk einen Reproduktionsfehler von  $5,6 (\pm 2,3)^\circ$  und mit dem nicht-dominanten von  $5,2 (\pm 2,9)^\circ$ . Frauen (n=22) erzielten beidseits im Durchschnitt niedrigere Reproduktionsfehler, mit dem dominanten Handgelenk  $4,8 (\pm 1,8)^\circ$  und nicht dominanten Handgelenk  $5 (\pm 1,6)^\circ$ , wobei sich kein statistisch signifikanter Unterschied nachweisen lies. Bei den männlichen Probanden konnten mehr Ausreißer zu deutlich schlechteren Reproduktionsergebnissen beobachtet werden (siehe Tab. 5).

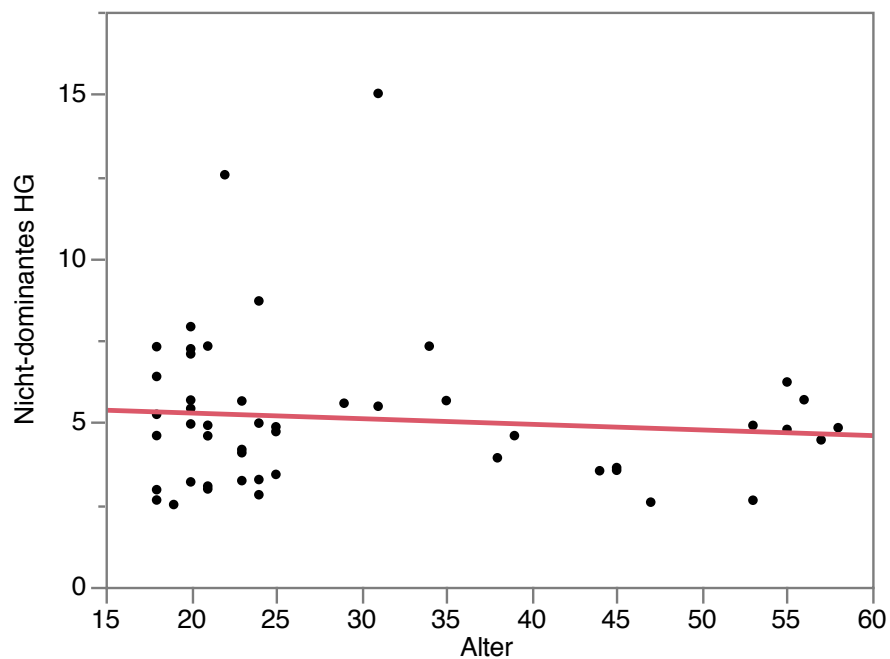
**Tabelle 5:** Geschlechtsabhängigkeit der Winkelreproduktion in °

		<b>Männer (n=28)</b>	<b>Frauen (n=22)</b>
<b>DH</b>	<b>MW</b>	5,6	4,8
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 2,3$	$\pm 1,8$
	<b>95%- KI</b>	4,7- 6,5	4,1- 5,6
	<b>Minimum</b>	1,9	1,5
	<b>Maximum</b>	10,3	9,1
	<b>Median</b>	5,1	4,7
<b>NDH</b>	<b>MW</b>	5,2	5
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 2,9$	$\pm 1,6$
	<b>95%- KI</b>	4,1- 6,3	4,3- 5,7
	<b>Minimum</b>	2,5	2,6
	<b>Maximum</b>	15	7,9
	<b>Median</b>	4,6	4,9

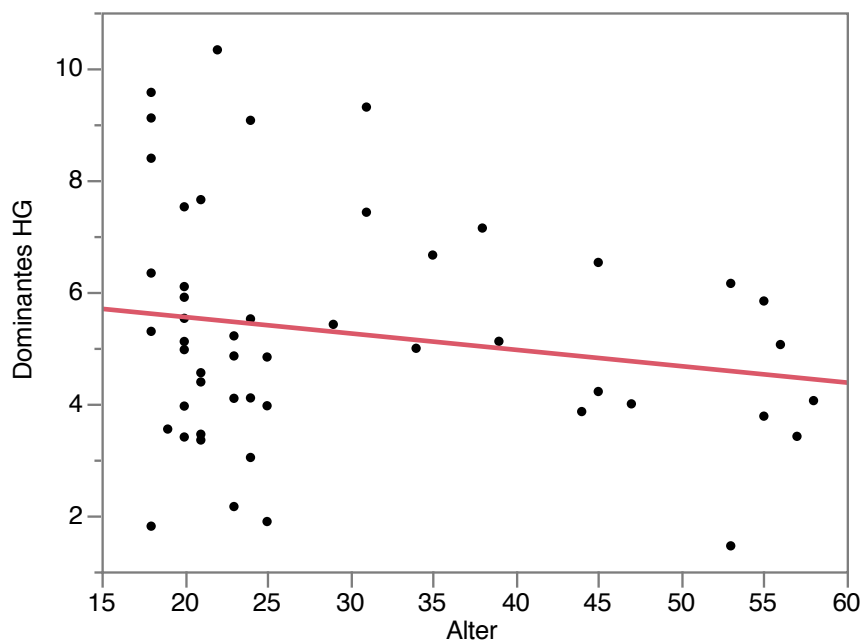
#### 4.2.2 Alter

Sowohl für die dominante als auch die nicht-dominante Seite ergab sich hinsichtlich des Overall Index als Leitwert des JPS keine statistisch als

signifikant zu erachtende Korrelation in Abhängigkeit des Alters des untersuchten Probandenkollektivs (siehe **Abb. 16** und **Abb. 17**).



**Abbildung 16:** JPS (aufgetragen als OI in °) des nicht-dominanten Handgelenkes in Altersabhängigkeit (n=50)



**Abbildung 17:** JPS (aufgetragen als OI in °) des dominanten Handgelenkes in Altersabhängigkeit (n=50)

Die Einteilung der Probanden in drei üblich verwendete Altersgruppen (unter 30 Jahre, 30-50 Jahre, über 50 Jahre) erbrachte keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Reproduktionsfehler (siehe **Tab. 6**).

**Tabelle 6:** JPS nach Altersgruppen in °

		<30 Jahre (n=33)	30- 50 Jahre (n=10)	> 50 Jahre (n=7)
<b>DH</b>	<b>MW</b>	5,3	5,9	4,2
	<b>Std.-Abw.</b>	± 2,2	± 1,8	± 1,6
	<b>95%- KI</b>	4,5- 6,1	4,7- 7,2	2,8- 5,7
	<b>Minimum</b>	1,8	3,9	1,5
	<b>Maximum</b>	10,3	9,3	6,2
	<b>Median</b>	5	5,8	4,1
<b>NDH</b>	<b>MW</b>	5,1	5,5	4,8
	<b>Std.-Abw.</b>	± 2,2	± 3,6	± 1,1
	<b>95%- KI</b>	4,3- 5,8	3- 8,1	3,8- 5,8
	<b>Minimum</b>	2,5	2,6	2,6
	<b>Maximum</b>	12,5	15	6,2
	<b>Median</b>	4,9	4,3	4,8

#### 4.2.3 Belastung

Probanden, welche die subjektive Angabe machten, keine oder kaum alltägliche Handgelenksbelastung in Beruf und Alltag zu haben (n=40), erzielten mit der dominanten Hand einen Reproduktionsfehler von 5,5 (± 2,1)° und mit der nicht-dominanten Hand von 5,3 (± 2,5)°. Probanden mit (n=5) mäßiger Handgelenksbelastung produzierten mit der dominanten Hand einen Fehler von 4,1 (± 1,7)° mit der nicht-dominanten von 4,9 (± 1,7) °. Probanden, welche starke alltägliche Handgelenksbelastung angaben (n=5), kamen mit der dominanten Hand auf einen Reproduktionsfehler von 4,5 (± 1,4)° sowie mit der



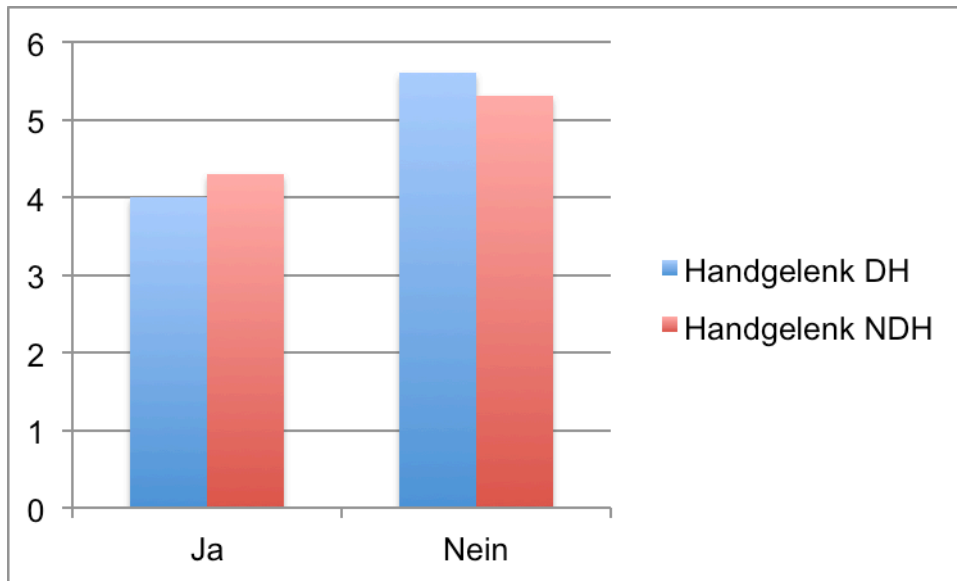
nicht-dominanten auf  $4,0 (\pm 1,4)^\circ$  Nichtparametrische multiple Testung für jedes Paar erbrachte keine statistisch signifikanten Unterschiede (siehe Tab. 7).

**Tabelle 7:** JPS in Abhängigkeit der alltäglichen Belastung in Beruf und Alltag

		<b>Keine/kaum Belastung (n=40)</b>	<b>Mäßige Belastung (n=5)</b>	<b>Starke Belastung (n=5)</b>
<b>DH</b>	<b>MW</b>	5,5	4,1	4,5
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 2,1$	$\pm 1,7$	$\pm 1,4$
	<b>95%- KI</b>	4,8- 6,2	1,9- 6,2	2,9- 6,2
	<b>Minimum</b>	1,8	1,5	3,4
	<b>Maximum</b>	10,3	6,2	6,7
	<b>Median</b>	5,2	4,1	4
<b>NDH</b>	<b>MW</b>	5,3	4,9	4
	<b>Std.-Abw.</b>	$\pm 2,5$	$\pm 1,7$	$\pm 1,4$
	<b>95%- KI</b>	4,5- 6,1	2,8- 7	2,3- 5,7
	<b>Minimum</b>	2,6	2,6	2,5
	<b>Maximum</b>	15	7,3	5,7
	<b>Median</b>	4,9	4,8	4,5

#### 4.2.4 Feinmotorisches Anforderungsprofil

Probanden, welche angaben feinmotorische Anforderung in Beruf und Alltag zu benötigen (n=9), erzielten mit der dominanten Hand einen Winkelreproduktionsfehler von  $4 (\pm 1,1)^\circ$  und mit der nicht-dominanten Hand von  $4,3 (\pm 1,5)^\circ$ . Probanden mit keinen besonderen funktionellen Anforderungen an das Handgelenk (n=41) kamen auf einen Fehler von  $5,6 (\pm 2,1)$  auf der dominanten Seite und von  $5,3 (\pm 2,5)$  auf der nicht dominanten Seite (siehe **Abb. 18**).



**Abbildung 18:** MW JPS (Overall Index in °) in Abhängigkeit des subjektiven feinmotorischen Anforderungsprofils

Für die dominante Seite ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Probanden mit und ohne Anforderungsprofil ( $p < 0,05$ ), welcher auf der nicht-dominanten Seite nicht bestätigt werden konnte.

#### 4.2.5 Lern-/ Ermüdungseffekt

Die Probanden begannen den Untersuchungszyklus je zur Hälfte zufallsverteilt entweder mit der rechten oder der linken Seite. Wurde mit rechts begonnen ( $n=25$ ), in 94% der Fälle die dominante Seite, lag der Reproduktionsfehler bei  $5,4 (\pm 2)^\circ$ , im folgenden Zyklus mit links bei  $5,4 (\pm 2,8)^\circ$ . Begonnen mit links ergab sich ein Fehler von  $4,8 (\pm 1,9)^\circ$  sowie von  $5,2 (\pm 2,2)^\circ$  im zweiten kontralateralen Untersuchungsdurchgang. Es ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied hinsichtlich eines verbesserten oder schlechteren Abschneidens der als erstes oder der als zweites stattfindenden Handgelenksuntersuchung oder eine Korrelation hinsichtlich einer Verbesserung oder Verschlechterung bei Fortschritt des Untersuchungsvorganges.

#### 4.2.6 Bewegungsumfang

Es ergab sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen den möglichen Bewegungsausmaßen des entsprechenden Handgelenkes und der Leistung in der Winkelreproduktion. Eine geringere Extensions- oder Flexionsfähigkeit war nicht statistisch signifikant mit einer verbesserten oder verschlechterten Reproduktion in den Maximalbereichen vergesellschaftet.

### 4.3 Untersucherbias

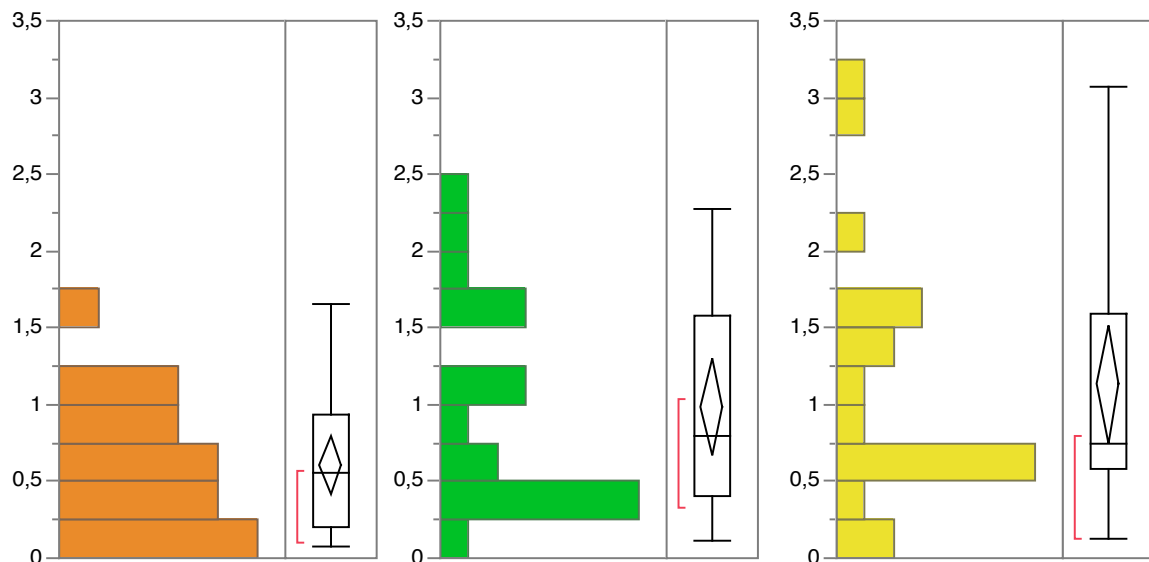
#### 4.3.1 Intraobserver-Bias

Untersucher A erreichte bei der wiederholten Bewertung der dokumentierten Winkelpositionen (n=20) einen durchschnittlichen Fehler von 0,6 ( $\pm$  0,4)°, bei zwischen minimal 0,1° und maximal 1,7° schwankenden Werten. Der Median lag hier bei 0,6° bei einem 95%- Konfidenzintervall von 0,4- 0,8. Untersucher B lag im Mittel bei einer Abweichung von 1 ( $\pm$  0,7°) zwischen Erst- und Zweitmessung (95%-KI: 0,7- 1,2°). Der Median lag bei 0,8° und die gemessenen Werte zwischen 0,1° und 2,3°. Der durchschnittliche Fehler bei Untersucher C lag bei 1,1 ( $\pm$  0,8)° bei einem 95%-KI von 0,8-1,5°. Bei einem Median von 0,8° schwankten die Werte zwischen 0,1° und 3,1°.

**Tabelle 8:** Reproduktionsfehler der Untersuchenden/Messung (n=20) in °

	<b>Untersucher A</b>	<b>Untersucher B</b>	<b>Untersucher C</b>
<b>MW</b>	0,6	1	1,1
<b>Std.-Abw.</b>	0,4	0,7	0,8
<b>95%- KI</b>	0,4- 0,8	0,7- 1,2	0,8- 1,5
<b>Minimum</b>	0,1	0,1	0,1
<b>Maximum</b>	1,7	2,3	3,1
<b>Median</b>	0,6	0,8	0,8

Da der Betrag der Abweichung ermittelt wurde, konnte keine Normalverteilung festgestellt werden. Die gemessenen Werte der Untersucher korrelierten pro Untersucher alle mit  $>0,9$ . Festzustellen ist, dass alle Untersucher bei mehr als der Hälfte der gemessenen Winkelpositionen unter  $1^\circ$  Abweichung lagen (**siehe Abb. 19**). Es konnte ein ICC-Range von 0,99-1 festgestellt werden.



**Abbildung 19:** Untersucherabweichungen zwischen Erst- und Zweitmessung  
 Untersucher A (orange), Untersucher B (grün), Untersucher C (gelb)

#### 4.3.2 Interobserver Bias

Die Unterschiede aller durch die Untersucher A, B und C durchgeführten Messungen ( $n=240$ ) schwankten untereinander zwischen  $0^\circ$  und  $5,7^\circ$ . Im Mittel betrug der Fehler  $1,1 (\pm 0,9)^\circ$ . Der Median liegt bei  $0,9$  bei einem 95%-Konfidenzintervall von  $1- 1,2^\circ$ . Sowohl die Mittelwerte der Erst- und Zweitmessung als auch die einzelnen Werte aller Messungen aller drei Untersucher korrelierten mit  $>0,9$  zueinander bei einem Intraklassen-Koeffizient von 0,99- 1.

## **5 DISKUSSION**

Es wurde ein Gestell sowie ein Untersuchungsalgorithmus konstruiert. Hiermit wurden 50 den Ein- und Ausschlusskriterien entsprechende Probanden untersucht. Mit der dominanten Hand konnte ein durchschnittlicher Reproduktionsfehler von  $5,3^\circ$  mit der nicht-dominanten Hand von  $5,1^\circ$  erzielt werden. In dem vorliegenden Probandenkollektiv konnte kein statistischer Zusammenhang zwischen JPS, Alter, Geschlecht und alltägliche Belastung hergestellt werden. Bessere feinmotorische Fähigkeiten und Nähe der zu reproduzierenden Gelenkposition zu einem Grenzbereich des Bewegungsumfanges scheinen statistisch mit geringeren Reproduktionsfehlern einherzugehen.

### **5.1 Untersuchungsalgorithmus und Messverfahrensvergleich**

Mittels des Gestells und des Untersuchungsalgorithmus scheint ein standardisierter Untersuchungsablauf möglich. Durch die verstellbaren Stützen bzw. Fixierungsmechanismen kann auf die individuellen anthropometrischen Merkmale der Probanden eingegangen werden und das Gestell in einem gewissen Maß an die durch den Probanden gegebenen Bedingungen angepasst werden. Zu diskutieren ist, ob eine Vergrößerung der Öffnung zum Armeinschub sowie das Anbringen zusätzlicher Löcher zur Höhenverstellbarkeit des Fixierungsapparates im Falle einer Studie mit Patienten notwendig ist. Hier könnte es durch potentielle Probanden mit extremeren Körperproportionierung z.B. durch Adipositas zu Positionierungsproblemen kommen.

Das Beurteilen und Messen der Funktionssektoren eröffnet verschiedene Vorteile. Es können neben der Gesamtaussage über den JPS im Sinne des OI auch einzelne Aussagen über propriozeptive Fähigkeiten und Einflussfaktoren in bestimmten Bereichen der Handgelenksfunktion getroffen werden. Dies wird besonders dann wichtig, wenn der Einfluss pathologischer Mechanismen auf die neuromuskulären Rückkopplungsmechanismen untersucht wird (Gay et al.,

2011; Hagert and Persson, 2010; Patterson et al., 2010; Salva-Coll et al., 2013). Zudem vereinfacht es den Untersuchungsalgorithmus: Die Ausrichtung der Handgelenksposition muss nur innerhalb des jeweiligen Sektors vorgenommen werden. Exakte Startwinkelpositionen bei jeder stattfindenden Messung sind wie beschrieben durch den Untersuchenden nicht einzustellen und bedürften umfangreicherer Messmethoden (Gajdosik and Bohannon, 1987). Eine exakte Winkelvorgabe eröffnet zu viel Fehlerpotential, etwa allein durch eine wenige Grad bestehende Abweichung bei der Positionierung des Armes des Probanden. Durch die Funktionssektoren entfallen diese Schwierigkeiten. Es muss nicht, wie in anderen Verfahren ein extern vorgegebener Winkel, sondern eine bestehende Position reproduziert werden (Patterson et al., 2010; Vieth). Diese externe Vorgabe, etwa durch Reproduktion eines durch die kontralaterale Hand vorgegebenen Winkel wie bei Patterson et al. (2010), welcher den Einfluss der Handgelenksdenervierung auf den JPS untersuchte, oder auch durch Gummihände oder Winkelzeiger machen eine seitengetrennte Beurteilung der propriozeptiven Fähigkeiten äußerst schwierig, da hier z.B. neben den Strukturen und neuronalen Afferenzen und Efferenzen der reproduzierenden Seite, bestehende Störungen der Strukturen und Afferenzen der vorgebenden Seite direkten Einfluss auf den Reproduktionsfehler haben können und zusätzliche andere zentrale Integrations- und Verarbeitungsmechanismen greifen müssen (Agosta et al., 2016; Fuchs et al., 2016; Hagert, 2010; Michalopoulos et al., 2015; Rousseau et al., 2016). Der hier erarbeitete Untersuchungsalgorithmus ermöglicht eine seitengetrennte Testung und Auswertung der Winkelreproduktionsfähigkeit, wobei natürlich Störungen zentraler Verarbeitungsmechanismen nicht ausgeschlossen werden können und sollen.

Das entwickelte Untersuchungsverfahren berücksichtigt die gängigsten Einflussfaktoren. Durch die relativ distale Fixierung wird das Maß an positivem und negativem kutanem Feedback auf ein Minimum reduziert und durch die Verstellbarkeit seitengleich. Die passive Positionierung der Handgelenksposition zum Erreichen des Ausgangswinkels stellt einen

möglichen Einflussfaktor dar (Gay et al., 2010). Dieser sollte jedoch umgangen werden durch die kurzzeitige selbstständige Haltung des vorgegebenen Winkels während der Fotodokumentation. Die selbstständige, aktive Reproduktion des passiv eingenommenen, jedoch aktiv gehaltenen Zielwinkels ermöglicht ein besseres propriozeptives Feedback als eine passive Reproduktion. Von außen bewirkte Bewegungen haben nicht dieselbe propriozeptive Wirkung wie aktive Bewegungen: Aktive Bewegung liefert maximale propriozeptive Bewegung, wohingegen passive Bewegung eine verringerte Aktivierung auslöst (Burke, 2007).

Die Möglichkeit eines visuellen Rückkopplungsmechanismus ist vollständig unterbunden. Es kann weder die eigene Hand noch die Reaktion des Untersuchenden, bedingt durch den Sichtschutz der vertikalen Platte, zur Verbesserung des Reproduktionsergebnisses herangezogen werden (Gay et al., 2010; Hagert, 2010; Kioumourtzoglou et al., 1998).

Ein Kritikpunkt des hier entwickelten Untersuchungsverfahrens mag die Messung der Winkel mittels PBG Methode durch die eingezeichneten Messpunkte sein. Dies ist untypisch, da sich die Messpunkte durch eine Bewegung des Handgelenkes in verschiedene Richtungen auslenken lassen. Da die vorgegebenen Winkelpositionen dieselbe Auslenkung wie die Reproduktionsrichtung besitzen, ist die dadurch veränderte Messposition minimal. Zusätzlich erhöhen die vorgegebenen Punkte die Vergleichbarkeit der Ergebnisse sowie die Auswertungsobjektivität und Inter- und Intra-raterreliabilität der Messung (siehe 5.4.1 und 5.4.2).

Der von Vieth et al. (2013) auf dem Kongress der Gesellschaft für Handchirurgie vorgestellte Versuchsaufbau liefert vergleichbare Ergebnisse zu den in dieser Studie erhobenen Werten für den JPS. Bei Vieth et al. erfolgte die Messung der Winkel über ein am Handrücken befestigtes elektrogoniometrisches System, welches die Winkel Daten kontinuierlich an einen Computer überträgt. Die Vorgabe der Winkel erfolgte über ein

Zeigersystem ohne Möglichkeit einer visuellen Rückkopplung der Handgelenkstellung. Die mittlere Abweichung betrug in diesem Versuchsaufbau  $5,6 (\pm 1,7)^\circ$  für das rechte Handgelenk, sowie  $5,7 (\pm 1,8)^\circ$  für das linke Handgelenk gemessen an 50 gesunden Probanden. Es zeigten sich prinzipiell, wie in dem hier entwickelten Verfahren, eine eher höhere Abweichung des JPS in Richtung der Flexionsstellung. Dieses Verfahren ermöglicht durch den Einsatz eines elektronischen Devices die eingeschränkte Reliabilität manueller Messverfahren zu umgehen, allerdings wird durch das Anbringen von Sensoren an die betroffenen Strukturen das kutane Feedback, welches von wichtiger Bedeutung für den JPS ist, wesentlich beeinflusst (Hagert, 2010). Zudem ist durch die Vorgabe des Winkels über ein Zeigersystem auch die korrekte Integration und Verarbeitung visueller Informationen mit in den Untersuchungszyklus eingebettet und wie beschrieben haben kleinste Abweichungen in der Positionierung Einfluss auf die Reliabilität der Ergebnisse. Ideal wäre eine Mischung aus dem entwickelten und dem beschriebenen Verfahren. Durch elektronische oder digitale Messverfahren ohne direkten Kontakt mit dem Gelenk des zu messenden JPS könnte sowohl eine Bias durch kutane Beeinflussung als auch durch einen Untersucher ausgeschlossen werden.

Ein mögliches Testverfahren stellt hierzu der von Gay et al. (2010) beschriebene Untersuchungsalgorithmus dar: Hier wurde ein maßangefertigtes Motion-Tracking-System benutzt, um aktiv oder passiv reproduzierte Winkelvorgaben zu bestimmen. Mit diesem sehr umfangreichen und speziellen Versuchsaufbau konnten kutane und visuelle Rückkopplungsmechanismen sowie sogar der Einfluss der Schwerkraft auf ein Minimum reduziert werden und zusätzlich gab es durch die elektronische Verarbeitung der Winkelmessung keinen Einfluss eines Untersuchers auf das Messergebnis. Es wurden passiv oder aktiv vorgegebene Winkel mit demselben Handgelenk reproduziert. Bei passiver Winkelreproduktion lag der durchschnittliche absolute Fehler bei  $4,9 (\pm 2,9)^\circ$  und bei aktiver Reproduktion bei  $5,9 (\pm 3,5)^\circ$ . Obwohl dieses Verfahren sehr sinnvoll konzipiert erscheint ist es im Sinne des Gebrauches in einer



umfangreicheren Testbatterie im Rahmen einer Studie nur schwer geeignet. Zum einen auf Grund der wie im Methodikteil der Veröffentlichung beschrieben relativ umfangreichen Vorbereitung des Probanden auf die Testung, zum anderen auf Grund der Beschaffung des Materials und Equipments für die Testung.

## **5.2 Messergebnisse**

Es konnte kein Unterschied zwischen dem Handgelenk der dominanten und nicht-dominanten Hand nachgewiesen werden. Die erzielten Ergebnisse können mit den Winkelreproduktionsfehlern, die durch Vieth et al. (2013) und Gay et al. (2010) mittels verschiedener Methoden beschrieben wurden, verglichen werden. Die in der vorliegenden Studie erzielten Werte für den OI JPS von  $5,1 (\pm 2,3)^\circ$  für die nicht-dominante Seite und  $5,3 (\pm 2,1)^\circ$  für die dominante Seite liegen nahe bei den dort beschriebenen Fehlern von  $4,9 (\pm 2,9)^\circ$  bei passiver Reproduktion bis  $5,9 (\pm 3,5)^\circ$  bei aktiver Reproduktion bei Gay et al. (2010) und von  $5,6 (\pm 1,7)^\circ$  mit dem rechten Handgelenk sowie von  $5,7 \pm (1,8)^\circ$  mit dem linken Handgelenk bei Vieth et al. (2013). Sie liegen zudem auch im Bereich eines  $5^\circ$  Fehlers anderer Studien, welche sich mit der aktiven Winkelreproduktion von Gelenken befassten (Dover and Powers, 2003; Stillman et al., 1998).

Die Vergleichbarkeit der erzielten Ergebnisse mit Winkelreproduktionsfehlern und Werten für den JPS vorhandener Studien spricht für eine korrekte Messung der gemeinhin als Joint Position Sense bezeichneten Fähigkeit der Winkelreproduktion (Gay et al., 2010; Vieth). Zusätzlich spricht die starke Korrelation der gemessenen Reproduktionsfehler zwischen den Seiten in Abhängigkeit der Probanden nicht für ein zufälliges Resultat. Gute Ergebnisse des Handgelenkes der dominanten Hand gehen statistisch gesehen mit guten Ergebnissen des Handgelenkes der nicht-dominanten Hand einher und sprechen für eine ein Gelenk übergreifende Fähigkeit des JPS als Modalität der Propriozeption (Hagert, 2010; Riemann et al., 2002).

Das untersuchte Probandenkollektiv kann als Grundlage für weitere Untersuchungen im Sinne eines gesunden Kollektives ohne Einschränkungen genutzt werden. Es ist zu beachten, dass dieses jedoch mit durchschnittlich knapp 30 Jahren relativ jung ist und zu einem großen Anteil Personen mit akademischem Hintergrund repräsentiert sind. Handwerkliche Berufe sind unterrepräsentiert. Der Einsatz von hauptsächlich studentischen Probanden ist jedoch in der Erhebung von Daten an gesunden Probanden ein übliches Mittel. Zusätzlich spiegelt die untersuchte Gruppe mit 6% Linkshändern nicht den Anteil an Linkshändern wieder, wie er mit 10-15% statistisch in der Bevölkerung zu erwarten wäre (Annett, 1975).

### **5.3 Einflussfaktoren der Messergebnisse**

#### **5.3.1 Geschlecht**

Es wird diskutiert, ob das Geschlecht Einfluss auf neuromuskuläre Verarbeitungsmechanismen hat und ob dies zu vermehrter arbeitsbedingter muskuloskelettalen Erkrankung (engl. work-related musculoskeletal disorders WRMD) von Frauen insbesondere der oberen Extremitäten und Körperregion führt (Alperovitch-Najenson et al., 2004; de Zwart et al., 2001; Vafadar et al., 2015). In dem hier durchgeführten Versuchsaufbau konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Reproduktionsergebnis in Abhängigkeit des Geschlechts der Probanden ermittelt werden. Diese Ergebnisse decken sich mit anderen Studien, welche ebenso trotz der bestehenden Vermutungen keine oder kaum geschlechtsspezifische Unterschiede entdecken konnten (Jerosch et al., 1997; Nagai et al., 2012; Vafadar et al., 2015).

#### **5.3.2 Alter**

Das Alter hatte in dem hier untersuchten Probandenkollektiv keinen Einfluss auf das Winkelreproduktionsergebnis. Vielfach wird ein Zusammenhang zwischen Alter und dem damit einhergehenden Abbau propriozeptiver Fähigkeiten aufgrund von altersbedingt reduziertem peripheren Input aber auch der

Veränderung zentraler Integrations- und Verarbeitungsmechanismen angenommen (Toledo et al., 2016; Toledo et al., 2016). Hier kann jedoch ein Zusammenhang zwischen Aktivität und stabil bestehendem bzw. reduziertem Verlust von JPS hergestellt werden (Maitre et al., 2015; Relph and Herrington, 2016). Es ist zu vermuten, dass die älteren Probanden des untersuchten Kollektivs zum einen ein noch nicht sehr fortgeschrittenes Alter aufweisen, in welchem ein propriozeptives Defizit nachweisbar wäre und zum anderen alle Probanden aufgrund fehlender körperlicher Einschränkungen noch immer aktiv in Beruf und Alltag sind (Maitre et al., 2013; Relph and Herrington, 2016). Zur genaueren Evaluation des Einflusses des Alters wären daher weitergehende Untersuchungen an älteren Menschen notwendig.

### **5.3.3 Belastung**

Belastungsfaktoren und damit einhergehende Reizungen oder Gewebsveränderungen stehen im Verdacht, propriozeptive Modalitäten zu beeinträchtigen (de Oliveira et al., 2014; Groot et al., 2016; Proske, 2005; Stillman et al., 1998; van der Esch et al., 2013). In dem hier untersuchten Probandenkollektiv hatte die durch den Probanden subjektiv angegebene alltägliche Belastung in Beruf und Alltag auf der dominanten und damit in Beruf und Alltag öfters genutzten Seite keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Fähigkeit der Winkelreproduktion. Dies ist in diesem Versuchsaufbau eingeschränkt zu beurteilen, da es sich um subjektive Einschätzungen handelt und somit interindividuelle Bewertungsunterschiede greifen. Es wurden durch die Auswahl des Kollektivs auch keine Probanden mit belastungsabhängigen Beschwerden untersucht.

### **5.3.4 Feinmotorisches Anforderungsprofil**

Die Genauigkeit der Winkelreproduktion zeigte eine Abhängigkeit von der subjektiven Angabe der alltäglichen feinmotorischen Anforderungsprofiles in Beruf und Alltag. Wie die Angabe der Belastungsfaktoren ist dies jedoch aufgrund der starken Individuellen Bewertung durch den Probanden sowie das relativ kleine Probandenkollektiv differenziert zu betrachten. Es ist bekannt,

dass Propriozeption zur Tonusregulierung und Kraftdosierung und folglich zu einer gelungenen inter- und intramuskulären Koordination notwendig ist (Schaeffgen, 2007). Diese Fähigkeiten sind in einem gewissen Maß trainier- und verbesserbar und legen folglich nahe, dass, wie beobachtet, eine bessere Feinmotorik mit gesteigerten propriozeptiven Fähigkeiten einhergeht (Ohl et al., 2013; Oliver, 1990; Stillman, 2002; Wang et al., 2011).

### **5.3.5 Lern- und Ermüdungseffekt**

Lerneffekte oder ein Konzentrationsabfall sowie Ermüdung spielen bei propriozeptiven Tests eine nicht zu unterschätzende Rolle. Sie können entweder zu deutlich verbesserten oder verschlechterten Ergebnissen im Verlauf einer sensorimotorischen Testung führen (Takasaki et al., 2016; Witchalls et al., 2014). Die erhobenen Daten zeigen keinen Abfall oder eine Verbesserung der Reproduktionsleistung während des Testverlaufes und legen somit nahe, dass der Umfang der erhobenen Items wie gewollt vor dem Eintritt eines Lern- oder Ermüdungseffektes liegt.

### **5.3.6 Bewegungsumfang**

Es konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen dem Reproduktionsergebnis und dem Bewegungsumfang festgestellt werden. Allerdings waren die Reproduktionsergebnisse im Bereich der starken Extension am besten, also in dem Sektor, welcher am nächsten zur physiologischen Maximalposition des Bewegungsumfanges des Handgelenkes liegt oder diesen sogar einschließt (Brumfield and Champoux, 1984). Es ist bekannt, dass die Nähe einer Gelenkposition zu einer End- oder Maximalposition Einfluss auf die Akkuratheit der Reproduktion hat (Janwantanakul et al., 2001; Nagai et al., 2016). Wie beschrieben ist das sensorische Feedback wegen der anatomischen Verteilung der Mechanorezeptoren in den extremen Bereichen der Bewegungsausübung, aufgrund der damit möglichen damit verbundenen potentiellen Schädigung, besser als in neutraleren Sektoren (Hagert et al., 2007; Solomonow, 2006).

Dieses Ergebnis deckt sich mit den erhobenen Reproduktionsfehlern, in welchen die schlechten Ergebnisse eher für die Bereiche um den Neutralen Sektor eingeordnet werden können.

Neben der rezeptiven Rückkopplung ist hier jedoch auch der Faktor der passiven Weichteilhemmung zu beachten. Probanden mit eingeschränktem Bewegungsumfang könnten in den Sektoren der starken Bewegungsausprägung möglicherweise die Maximalposition einnehmen, was den Effekt der propriozeptiven Bewertung der Handgelenkstellung kontrahiert. Hier ist möglicherweise ein Streichen der betroffenen Sektoren notwendig und eine differenzierte Auswertung und Betrachtung der dann erhobenen Daten notwendig.

## **5.4 Gütekriterien**

### **5.4.1 Objektivität**

Durch die genaue Vorgabe des Untersuchungsalgorithmus scheint eine Durchführungsobjektivität weitestgehend ermöglicht. Die Methode der Fotografie basierten Goniometrie (PBG) führt zu einer deutlichen Objektivitätserhöhung hinsichtlich der Durchführungsobjektivität des Verfahrens. Der Proband wird nicht durch das Messverfahren an sich beeinflusst bzw. der Untersuchende kann hierdurch nicht beeinflussen. So könnten auch verblindet, einzeln dokumentierte Gelenkpositionen gemessen werden. So kann erst nach Untersuchung und Winkelreproduktion objektiv ein Ergebnis festgestellt werden, welches durch die vorgegebenen Messpunkte wenig Spielraum für Messunterschiede oder Beeinflussung lässt und somit eine valide Messmethode darstellt (Blonna et al., 2012). Zusätzlich ist durch die Dokumentation die retrospektive Überprüfung der Ergebnisse möglich. Das Erheben von dokumentierten Winkelpositionen und deren Reproduktion lässt wenig Spielraum für verschiedene Interpretationsmöglichkeiten. Die Bewertung der einzelnen Ergebnisse kann in Abhängigkeit anderer möglicher valider Einflussfaktoren überprüft und interpretiert werden.

### 5.4.2 Reliabilität

Der viel kritisierte Punkt der Inter- und Intraraterbias scheint durch das PBG Verfahren sowie die dafür benötigten Hilfspunkte deutlich reduziert. Ein ICC Range von 0,99- 1 spricht für eine nahezu perfekte Reliabilität der gemessenen Werte untereinander. Zu bedenken ist jedoch, dass trotz der hohen Korrelation dieser Vergleichsanalyse die Werte für einzelne Messungen für einen Untersucher bis zu 3,1° und für verschiedene Untersucher bis zu 5,7° auseinanderlagen. Bei dem durchschnittlichen Fehler eines Untersuchenden von 0,6- 1,1° kann es bei Erst- und Zweitmessung immerhin zu bis zu verdoppelten Abweichungen kommen. Dieser Fehler liegt jedoch bei weitem unter dem üblichen goniometrischen Verfahren und stellt hiermit eine deutliche Reliabilitätsverbesserung dar (Gajdosik and Bohannon, 1987; Solgaard et al., 1986). Dies ist im Einklang mit anderen Studien, welche PBG als deutlich konsistentere Methode der Winkelmessung mit deutlich erhöhter Interrater-Reliabilität im Vergleich zu direkter visuell-goniometrischen Messung beschreiben (Blonna et al., 2012; Crasto et al., 2015).

Auf einen Retest im Sinne einer Stabilitätsprüfung wurde aufgrund der Verbreitung des JPS Testverfahrens in der Physiotherapie zur Beurteilung von Rehabilitationsfortschritten verzichtet - es wird eine Reliabilität angenommen (Hagert, 2010; Relph and Herrington, 2015). Der Test auf interne Konsistenz der erhobenen intervallskalierten Daten lieferte mit Cronbachs Alpha von > 0,7 akzeptable Werte im Sinne einer Interkorrelationsmatrix als Ersatz für ein Paralleltestverfahren. Eine höhere interne Konsistenz ist aufgrund der Abbildung des JPS als breites Konstrukt mit verschiedenen Einflussfaktoren über den ganzen Bewegungsumfang des Handgelenkes nicht möglich.

Die Reliabilität des Testverfahrens an sich könnte durch die Verlängerung des Tests, das heißt durch Erhöhung der Anzahl der gemessenen Winkelreproduktionen (entweder durch einen zusätzlichen Durchlauf durch alle Sektoren oder durch Erhöhung der Anzahl an Sektoren) verbessert werden, da mit dem Umfang eines Tests auch die Messgenauigkeit steigen kann. In dem

hier ausgearbeiteten Fall müssen wir jedoch annehmen, dass eine Testverlängerung zu einer Verzerrung der Ergebnisse und somit einer verminderten Äquivalenz der Daten führen könnte (siehe **5.3.5**).

#### **5.4.3 Validität**

Durch die Bestätigung der Faktoren der Objektivität und Reliabilität kann für das entwickelte Verfahren eine Validität im Sinne einer bestmöglichen Operationalisierung zur Messung des Konstruktes JPS angenommen werden, da diese auf einer Optimierung des schon vorhandenen und validen Untersuchungsverfahrens des Winkelreproduktionstestes basiert (Dover and Powers, 2003; Hagert, 2010; Hagert, 2010; Nagai et al., 2016; Relph and Herrington, 2015). Die erhobenen Ergebnisse lassen sich sehr gut mit bereits bestehenden Untersuchungsverfahren vergleichen und auch im Rahmen bestehender Untersuchungen zu Einflussfaktoren der propriozeptiven Fähigkeiten einordnen, bzw. vorhandene Erkenntnisse werden bestätigt, was auf einen hohen Grad an externer Validität bzw. Verallgemeinerungsfähigkeit schließen lässt (Rammstedt, 2010).

#### **5.4.4 Nebengütekriterien**

Im Sinne der Normierung oder auch Vergleichbarkeit ist die Einordnung der erzielten Werte in schon stattgehabten Messungen ähnlicher Verfahren möglich. Nun können diese aufgrund der erhobenen Daten für zukünftige Messungen, auch im Rahmen der Untersuchung möglicher pathologischer Zustände, als Richtwerte für eine gesunde Probandengruppe dienen (Gay et al., 2010; Vieth).

Ökonomisch ist das Verfahren angemessen: Die Konstruktion des Gestells ist einfach, kostengünstig und mit beliebigem Material reproduzierbar. Der Umfang der Untersuchung ist aufgrund der getrennten Auswertung einfach, in eine Testbatterie im Rahmen einer Studie integrierbar und bei einem geübten Untersucher in 15 Minuten erledigt. Dies unterstützt auch den Faktor der Zumutbarkeit des Untersuchungsverfahrens. Der Proband wird weder in

zeitlicher, körperlicher oder psychischer Hinsicht unzumutbar belastet und alle Personengruppen haben im Sinne der Testfairness aufgrund des Algorithmus gleiche Chancen auf ein entsprechendes Ergebnis. Die Frage der Nützlichkeit oder Utilität wurde im Rahmen der Validitätskontrolle bzw. der Frage- oder Aufgabenstellung der Studie behandelt- die Erarbeitung des Verfahrens wurde, wie beschrieben, aufgrund des eben hier bestehenden Bedarfs an geeigneten Messmethoden entwickelt.

## **5.5 Schlussfolgerung**

Das entwickelte Untersuchungsverfahren scheint die Propriozeption im Sinne ihrer Modalität des Joint Position Sense sinnvoll abzubilden, bzw. messbar zu machen und zu einem hohen Maß den Gütekriterien für Testverfahren gerecht zu werden. Es gewährleistet so, trotz des relativ einfachen Verfahrens, eine objektive, reliable und valide Möglichkeit der Bestimmung des JPS.

Zusätzlich konnte diese Modalität der Propriozeption in Abhängigkeit verschiedener Einflussfaktoren bestimmt und sinnvoll in einen vorhandenen Kontext bestehender Studien zu diesem Thema eingebunden werden. Dies macht es möglich, anhand des erarbeiteten Untersuchungshergangs, im weiteren Verlauf Studien zu konzipieren, welche den Einfluss verschiedenster propriozeptionsbeeinträchtigender Situationen wie Verletzungen, Erkrankungen oder Operationen oder den Effekt somatosensorischer Rehabilitationsverfahren auf die propriozeptive Situation des Handgelenkes untersuchen.

Zu bedenken ist jedoch, dass obwohl es möglich scheint einzelne propriozeptive Modalitäten hinsichtlich ihrer Rezeptoren, Bahnen und Funktionen zu beschreiben und auch zu messen, es essentiell ist, die Tatsache nicht aus den Augen zu verlieren, dass der Mensch in seinem Alltag über unterschiedliche Quellen und Rezeptoren eine Vielzahl verschiedenster sensorischer Informationen erhält um diese zu integrieren und in sinnvolle Aktionen umzusetzen (Smith Roley, 2004). Die Messung einzelner Modalitäten,



wie etwa des Joint Position Sense sollte deshalb vermutlich nur im Zusammenhang mit anderen funktionellen Parametern, wie etwa Kraftentwicklung oder Schmerzausprägung oder auch subjektiven Einschätzungen bewertet werden, da viele nicht voneinander zu trennende Einflussfaktoren zu veränderten propriozeptiven Fähigkeiten und Leistungsausprägung führen können (Riemann et al., 2002; Smith Roley, 2004)

## **6 ZUSAMMENFASSUNG**

Die in letzter Zeit zum Thema der Propriozeption des Handgelenkes durchgeführten Studien haben zum Verständnis des Handgelenks als Teil eines sensomotorischen Systems geführt. Neben einer Einschränkung der Funktionalität, Feinmotorik und Arbeitsfähigkeit können veränderte Bewegungsmuster und Fehlhaltungen aufgrund geschädigter neuromuskulärer Rückkopplungsmechanismen zu Veränderungen der beteiligten Strukturen führen. Doch obwohl die rezeptiven Strukturen intensiv erforscht und beschrieben werden, existieren noch keine einheitliche Messungen bzw. ein Goldstandard der Messung propriozeptiver Modalitäten. Ziel dieser Studie war es, eine Methode zur Quantifizierung der Propriozeption des Handgelenkes zu erarbeiten, welche in der klinischen Untersuchung möglichst einfach zu handhaben ist, gleichzeitig aber einen möglichst hohen Anspruch an die Testgütekriterien stellt.

Eine geeignete Möglichkeit scheint hier die Messung des Joint Position Sense (JPS) mittels Goniometrie darzustellen. JPS beschreibt eine separate, von der Kinästhesie getrennte Modalität der bewussten Propriozeption. Die Messung des JPS als wissenschaftliche Technik mittels Goniometer ist jedoch aufgrund verschiedener Einflussfaktoren und hoher Variabilität der Messung umstritten. Auf Grund des Fehlens eines hier geeigneten Messverfahrens wurde ein Gestell sowie ein Untersuchungsalgorithmus entworfen, welcher ein hohes Maß an Messgenauigkeit, weitgehendste Reduktion von Einflussfaktoren sowie eine einfache Versuchsdurchführung gewährleisten soll. Die Untersuchung beruht

auf einem modifizierten Winkelreproduktionstest, welcher mehrere Sektoren des Bewegungsumfanges des Handgelenkes abbilden soll und eine seitengetrennte Beurteilung möglich macht.

Es wurden 50 gesunde Probanden im Alter zwischen 18 und 58 Jahren untersucht. Mit der dominanten Hand konnte ein Reproduktionsfehler von  $5,3 (\pm 2,1)^\circ$  mit der nicht-dominanten Hand von  $5,1 (\pm 2,3)^\circ$  erzielt werden. Die Ergebnisse lassen sich mit Ergebnissen bestehender Untersuchungsverfahren vergleichen und mögliche Einflussfaktoren der Propriozeption konnten kausal mittels vorhandener Studienlage attribuiert und bewertet werden.

So hatte in dem vorliegenden Probandenkollektiv Alter, Geschlecht und alltägliche Belastung keinen Einfluss auf den JPS. Subjektiv bessere feinmotorische Fähigkeiten und Nähe der zu reproduzierenden Gelenkposition zu einem Grenzbereich des Bewegungsumfanges konnte mit geringeren Reproduktionsfehlern in Verbindung gebracht werden. Durch den Einsatz des Untersuchungsverfahrens und der Auswertung der Handgelenkpositionen mittels PBG - photography based goniometry, dem Auswerten der eingenommenen Winkel mittels digitalem Messen an Fotos - konnte eine gesteigerte Objektivität sowie Reliabilität zu bisherigen Verfahren der goniometrischen Winkelbestimmung erzielt werden.

Der entwickelte Algorithmus zusammen mit dem Positionierungsgestell und der getrennten Auswertung scheinen eine einfache und gleichzeitig objektive, reliable und valide Messmethode des JPS als Modalität der Propriozeption zu ermöglichen. Aufgrund der variablen und umfangreichen Einflussmöglichkeiten und Zusammenhänge sensomotorischer Systeme sollten die hier gewonnenen Erkenntnisse im Rahmen weiterer Studien vertieft werden.

## 7 LITERATURVERZEICHNIS

Abe Y. Plate presetting and arthroscopic reduction technique (part) for treatment of distal radius fractures. *Handchirurgie, Mikrochirurgie, plastische Chirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Handchirurgie : Organ der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Mikrochirurgie der Peripheren Nerven und Gefässe* 2014, 46: 278-85.

Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoke K and Kuriwaka M. Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 2002, 73: 330-4.

Agosta S, Battelli L and Casile A. Human movements and abstract motion displays activate different processes in the observer's motor system. *NeuroImage*. 2016, 130: 184-93.

Alperovitch-Najenson D, Carmeli E, Coleman R and Ring H. Handgrip strength as a diagnostic tool in work-related upper extremity musculoskeletal disorders in women. *TheScientificWorldJournal*. 2004, 4: 111-7.

Altschuler EL and Hu J. Mirror therapy in a patient with a fractured wrist and no active wrist extension. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery / Nordisk plastikkirurgisk forening [and] Nordisk klubb for handkirurgi*. 2008, 42: 110-1.

Anderson VB and Wee E. Impaired joint proprioception at higher shoulder elevations in chronic rotator cuff pathology. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2011, 92: 1146-51.

Annett M. Hand preference and the laterality of cerebral speech. *Cortex; a journal devoted to the study of the nervous system and behavior*. 1975, 11: 305-28.

Arnold BL and Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of athletic training*. 1998, 33: 323-7.

Avikainen S, Forss N and Hari R. Modulated activation of the human si and sII cortices during observation of hand actions. *NeuroImage*. 2002, 15: 640-6.

Barnes DE, Beckley JM and Smith J. Percutaneous ultrasonic tenotomy for chronic elbow tendinosis: A prospective study. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2014.

Barr AE, Barbe MF and Clark BD. Work-related musculoskeletal disorders of the hand and wrist: Epidemiology, pathophysiology, and sensorimotor changes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2004, 34: 610-27.

Barrett DS, Cobb AG and Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1991, 73: 53-6.

Bech RD, Lauritsen J, Ovesen O and Overgaard S. The verbal rating scale is reliable for assessment of postoperative pain in hip fracture patients. *Pain research and treatment*. 2015, 2015: 676212.

Behrends JC, Bischofberger J, Deutzmann R et al. *Physiologie*. Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2012.

Benatru I, Vaugoyeau M and Azulay JP. Postural disorders in parkinson's disease. *Clinical neurophysiology*. 2008, 38: 459-65.

Benninghof A. Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem, 17., durchges. Aufl. edn. München; Jena, Elsevier, Urban & Fischer, 2008: XI, 956.

Berger RA. The ligaments of the wrist. A current overview of anatomy with considerations of their potential functions. *Hand clinics*. 1997, 13: 63-82.

Beumer A and Lindau TR. Grip strength ratio: A grip strength measurement that correlates well with dash score in different hand/wrist conditions. *BMC musculoskeletal disorders*. 2014, 15: 336.

Bjorkman A, Weibull A, Rosen B, Svensson J and Lundborg G. Rapid cortical reorganisation and improved sensitivity of the hand following cutaneous anaesthesia of the forearm. *The European journal of neuroscience*. 2009, 29: 837-44.

Bland MD, Beebe JA, Hardwick DD and Lang CE. Restricted active range of motion at the elbow, forearm, wrist, or fingers decreases hand function. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*. 2008, 21: 268-74.

Blonna D, Zarkadas PC, Fitzsimmons JS and O'Driscoll SW. Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons [et al]*. 2012, 21: 29-35.

Brosseau L, Tousignant M, Budd J et al. Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects. *Physiotherapy research international : the journal for researchers and clinicians in physical therapy*. 1997, 2: 150-66.

Brown SH, Noble BC, Yang LJ and Nelson VS. Deficits in elbow position sense in neonatal brachial plexus palsy. *Pediatric neurology*. 2013, 49: 324-8.

Brown SJ, Handsaker JC, Bowling FL, Boulton AJ and Reeves ND. Diabetic peripheral neuropathy compromises balance during daily activities. *Diabetes care*. 2015, 38: 1116-22.

Brumfield RH and Champoux JA. A biomechanical study of normal functional wrist motion. *Clinical orthopaedics and related research*. 1984: 23-5.

Bühner M. Einführung in die Test- und Fragebogenkonstruktion. München; Boston [u.a.], Pearson Studium, 2011.

Burke RE. Sir Charles Sherrington's the integrative action of the nervous system: A centenary appreciation. *Brain : a journal of neurology*. 2007, 130: 887-94.

Chang AH, Lee SJ, Zhao H, Ren Y and Zhang LQ. Impaired varus-valgus proprioception and neuromuscular stabilization in medial knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 2014, 47: 360-6.

Chaparro A, Rogers M, Fernandez J, Bohan M, Choi SD and Stumpfhauser L. Range of motion of the wrist: Implications for designing computer input devices for the elderly. *Disability and rehabilitation*. 2000, 22: 633-7.

Chen YW, Chiu CC, Liu KS, Hung CH and Wang JJ. Memantine elicits spinal blockades of motor function, proprioception, and nociception in rats. *Fundamental & clinical pharmacology*. 2015, 29: 567-74.

Choi YK, Nam CW, Lee JH and Park YH. The effects of taping prior to pnf treatment on lower extremity proprioception of hemiplegic patients. *Journal of physical therapy science*. 2013, 25: 1119-22.

Cilimbaris PA. Histologische Untersuchungen über die Muskelspindeln der Augenmuskeln. *Archiv für mikroskopische Anatomie*. 1910, 75: 692-747.

Collins DF, Refshauge KM, Todd G and Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *Journal of neurophysiology*. 2005, 94: 1699-706.

Cooper RL, Taylor NF and Feller JA. A systematic review of the effect of proprioceptive and balance exercises on people with an injured or reconstructed anterior cruciate ligament. *Research in sports medicine* 2005, 13: 163-78.

Crasto JA, Sayari AJ, Gray RR and Askari M. Comparative analysis of photograph-based clinical goniometry to standard techniques. *Hand (New York, NY)*. 2015, 10: 248-53.

de Oliveira DC, Barboza SD, da Costa FD, Cabral MP, Silva VM and Dionisio VC. Can pain influence the proprioception and the motor behavior in subjects with mild and moderate knee osteoarthritis? *BMC musculoskeletal disorders*. 2014, 15: 321.

de Zwart BC, Frings-Dresen MH and Kilbom A. Gender differences in upper extremity musculoskeletal complaints in the working population. *International archives of occupational and environmental health*. 2001, 74: 21-30.

DeMott TK, Richardson JK, Thies SB and Ashton-Miller JA. Falls and gait characteristics among older persons with peripheral neuropathy. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*. 2007, 86: 125-32.

Diederichsen LP, Norregaard J, Krogsgaard M, Fischer-Rasmussen T and Dyhre-Poulsen P. Reflexes in the shoulder muscles elicited from the human coracoacromial ligament. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2004, 22: 976-83.

Dover G and Powers ME. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. *Journal of athletic training*. 2003, 38: 304-10.

Fan YH, Tang XK and Tong PJ. Relationship between the degree of displacement and the baumann angle in pediatric supracondylar humeral fractures. *China journal of orthopaedics and traumatology*. 2013, 26: 95-7.

Felson DT, Gross KD, Nevitt MC et al. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*. 2009, 61: 1070-6.

Friden T, Roberts D, Ageberg E, Walden M and Zatterstrom R. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2001, 31: 567-76.

Fuchs X, Riemer M, Diers M, Flor H and Trojan J. Perceptual drifts of real and artificial limbs in the rubber hand illusion. *Scientific reports*. 2016, 6: 24362.

Gajdosik RL and Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical therapy*. 1987, 67: 1867-72.

Gandevia SC, Refshauge KM and Collins DF. Proprioception: Peripheral inputs and perceptual interactions. *Advances in experimental medicine and biology*. 2002, 508: 61-8.

Gatt A and Chockalingam N. Validity and reliability of a new ankle dorsiflexion measurement device. *Prosthetics and orthotics international*. 2013, 37: 289-97.

Gay A, Harbst K, Hansen DK, Laskowski ER, Berger RA and Kaufman KR. Effect of partial wrist denervation on wrist kinesthesia: Wrist denervation does not impair proprioception. *The Journal of hand surgery*. 2011, 36: 1774-9.

Gay A, Harbst K, Kaufman KR, Hansen DK, Laskowski ER and Berger RA. New method of measuring wrist joint position sense avoiding cutaneous and visual inputs. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2010, 7: 5.

Gera G, Fling BW, Van Ooteghem K, Cameron M, Frank JS and Horak FB. Postural motor learning deficits in people with ms in spatial but not temporal control of center of mass. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2015.

Gokeler A, Benjaminse A, Hewett TE et al. Proprioceptive deficits after acl injury: Are they clinically relevant? *British journal of sports medicine*. 2012, 46: 180-92.

Groot HE, van der Worp H, Nijenbanning L, Diercks RL, Zwerver J and van den Akker-Scheek I. Is proprioception diminished in patients with patellar tendinopathy? *Gait & posture*. 2016, 45: 224-8.

Hagert E. Proprioception of the wrist following posterior interosseous sensory neurectomy. *The Journal of hand surgery*. 2010, 35: 690-1; author reply 1.

Hagert E. Proprioception of the wrist joint: A review of current concepts and possible implications on the rehabilitation of the wrist. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*. 2010, 23: 2-16

Hagert E, Forsgren S and Ljung BO. Differences in the presence of mechanoreceptors and nerve structures between wrist ligaments may imply differential roles in wrist stabilization. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2005, 23: 757-63.

Hagert E, Garcia-Elias M, Forsgren S and Ljung BO. Immunohistochemical analysis of wrist ligament innervation in relation to their structural composition. *The Journal of hand surgery*. 2007, 32: 30-6.

Hagert E, Lee J and Ladd AL. Innervation patterns of thumb trapeziometacarpal joint ligaments. *The Journal of hand surgery*. 2012, 37: 706-14.e1.

Hagert E, Ljung BO and Forsgren S. General innervation pattern and sensory corpuscles in the scapholunate interosseous ligament. *Cells, tissues, organs*. 2004, 177: 47-54.

Hagert E and Mobargha N. The role of proprioception in osteoarthritis of the hand and wrist. *Current Rheumatology Reviews*. 2012, 8: 278-84.

Hagert E and Persson JK. Desensitizing the posterior interosseous nerve alters wrist proprioceptive reflexes. *The Journal of hand surgery*. 2010, 35: 1059-66.

Hagert E, Persson JK, Werner M and Ljung BO. Evidence of wrist proprioceptive reflexes elicited after stimulation of the scapholunate interosseous ligament. *The Journal of hand surgery*. 2009, 34: 642-51.

Hansson T and Brismar T. Tactile stimulation of the hand causes bilateral cortical activation: A functional magnetic resonance study in humans. *Neuroscience letters*. 1999, 271: 29-32.

Heggernes KE. Enhancing joint position sense through concurrent tactile stimulation: Effects of handedness. University of Minnesota Digital Conservancy, 2013.

Hjermstad MJ, Fayers PM, Haugen DF et al. Studies comparing numerical rating scales, verbal rating scales, and visual analogue scales for assessment of pain intensity in adults: A systematic literature review. *Journal of pain and symptom management*. 2011, 41: 1073-93.

Hoover AE, Elzein Y and Harris LR. Left-handers show no self-advantage in detecting a delay in visual feedback concerning an active movement. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale*. 2016.

Hudak PL, Amadio PC and Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: The dash (disabilities of the arm, shoulder and hand). The upper extremity collaborative group (uecg). *American journal of industrial medicine*. 1996, 29: 602-8.

Janwantanakul P, Magarey ME, Jones MA and Dansie BR. Variation in shoulder position sense at mid and extreme range of motion. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001, 82: 840-4.

Jerosch J, Thorwesten L and Teigelkötter T. Propriozeption des Schultergelenkes bei jugendlichen Tennisspielern. *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*. 1997, 11: 1-9.

Jew JY, Berger EJ, Berger RA and Lin YT. Fluorescence immunohistochemistry and confocal scanning laser microscopy: A protocol for studies of joint innervation. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 2003, 74: 689-96.

Johansson H. Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. *Journal of electromyography and kinesiology : Official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 1991, 1: 158-79.

Jones CW, Smolinski D, Keogh A, Kirk TB and Zheng MH. Confocal laser scanning microscopy in orthopaedic research. *Progress in histochemistry and cytochemistry*. 2005, 40: 1-71.

Jones EG. The development of the 'muscular sense' concept during the nineteenth century and the work of h. Charlton bastian. *Journal of the history of medicine and allied sciences*. 1972, 27: 298-311.



- Kioumourtzoglou E, Derri V, Tzetzis G and Theodorakis Y. Cognitive, perceptual, and motor abilities in skilled basketball performance. *Perceptual and motor skills*. 1998, 86: 771-86.
- Kliger M, Stahl S, Haddad M, Suzan E, Adler R and Eisenberg E. Measuring the intensity of chronic pain: Are the visual analogue scale and the verbal rating scale interchangeable? *Pain practice : the official journal of World Institute of Pain*. 2015, 15: 538-47.
- Klinke R. *Physiologie*, 5. komplett überarb. Aufl. edn. Stuttgart, Thieme, 2005.
- Ko SU, Simonsick E, Deshpande N and Ferrucci L. Sex-specific age associations of ankle proprioception test performance in older adults: Results from the baltimore longitudinal study of aging. *Age and ageing*. 2015, 44: 485-90.
- Konradsen L, Ravn JB and Sorensen AI. Proprioception at the ankle: The effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1993, 75: 433-6.
- Kraus E. Händigkeit bei Kindern: Definition und Diagnostik – das mach ich doch mit links! *Ergopraxis*. 2008, 01(7/08): 24-27.
- Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P and Fischer-Rasmussen T. Cruciate ligament reflexes. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002, 12: 177-82.
- Kühne W. Die Muskelspindeln. *Archiv für pathologische Anatomie und Physiologie und für klinische Medicin*. 1863, 28: 528-38.
- Kühnel W. *Taschenatlas Histologie*. Stuttgart; New York, Thieme, 2008.
- Ladd AL, Lee J and Hagert E. Macroscopic and microscopic analysis of the thumb carpometacarpal ligaments: A cadaveric study of ligament anatomy and histology. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2012, 94: 1468-77.
- Lafargue G, Paillard J, Lamarre Y and Sirigu A. Production and perception of grip force without proprioception: Is there a sense of effort in deafferented subjects? *The European journal of neuroscience*. 2003, 17: 2741-9.
- Lahr J, Pereira MP, Pelicioni PH, De Moraes LC and Gobbi LT. Parkinson's disease patients with dominant hemibody affected by the disease rely more on vision to maintain upright postural control. *Perceptual and motor skills*. 2015, 121: 923-34.
- Lienert GA and Raatz U. *Testaufbau und Testanalyse*, 6. Aufl. edn. Weinheim, Beltz, Psychologie-Verl.-Union, 1998: XX, 432.

- Lin YT, Berger RA, Berger EJ et al. Nerve endings of the wrist joint: A preliminary report of the dorsal radiocarpal ligament. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2006, 24: 1225-30.
- Ludwig CA, Mobargha N, Okogbaa J, Hagert E and Ladd AL. Altered innervation pattern in ligaments of patients with basal thumb arthritis. *Journal of wrist surgery*. 2015, 4: 284-91.
- Maitre J, Jully JL, Gasnier Y and Paillard T. Chronic physical activity preserves efficiency of proprioception in postural control in older women. *Journal of rehabilitation research and development*. 2013, 50: 811-20.
- Maitre J, Serres I, Lhuisset L, Bois J, Gasnier Y and Paillard T. Regular physical activity reduces the effects of achilles tendon vibration on postural control for older women. *Scandinavian Journal of Medicine Science and Sports*. 2015, 25: e82-8.
- Maravita A, Spence C and Driver J. Multisensory integration and the body schema: Close to hand and within reach. *Current biology : CB*. 2003, 13: R531-9.
- Maxwell MJ, English JD, Moppett IK, McGlashan JA and Norris AM. Vocalization assessed by electrolyngography is unaffected by topical lidocaine anesthesia: A prospective, crossover, randomized, double-blind placebo-controlled study. *Anesthesia and analgesia*. 2012, 114: 785-90.
- Michalopoulos K, Spinelli P and Pasternak T. Prefrontal neurons represent comparisons of motion directions in the contralateral and the ipsilateral visual fields. *Journal of vision*. 2015, 15: 482.
- Myers JB and Lephart SM. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of athletic training*. 2000, 35: 351-63.
- Nagai T, Clark NC, Abt JP et al. The effect of target position on the accuracy of cervical-spine-rotation active joint-position sense. *Journal of sport rehabilitation*. 2016, 25: 58-63.
- Nagai T, Sell TC, Abt JP and Lephart SM. Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2012, 13: 233-7.
- Naito E and Ehrsson HH. Kinesthetic illusion of wrist movement activates motor-related areas. *Neuroreport*. 2001, 12: 3805-9.
- Naito E, Ehrsson HH, Geyer S, Zilles K and Roland PE. Illusory arm movements activate cortical motor areas: A positron emission tomography study. *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience*. 1999, 19: 6134-44.

Ohl AM, Graze H, Weber K, Kenny S, Salvatore C and Wagreich S. Effectiveness of a 10-week tier-1 response to intervention program in improving fine motor and visual-motor skills in general education kindergarten students. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*. 2013, 67: 507-14.

Oliver CE. A sensorimotor program for improving writing readiness skills in elementary-age children. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*. 1990, 44: 111-6.

Palmer AK and Werner FW. Biomechanics of the distal radioulnar joint. *Clinical orthopaedics and related research*. 1984: 26-35.

Palmer I. Pathophysiology of the medial ligament of the knee joint. *Acta chirurgica Scandinavica*. 1958, 115: 312-8.

Park K, Kim Y and Obinata G. Bilateral transfer in active and passive guidance-reproduction based bimanual tasks: Effect of proprioception and handedness. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*. 2011, 2011: 3127-30.

Parkhurst TM and Burnett CN. Injury and proprioception in the lower back. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1994, 19: 282-95.

Patterson RW, Van Niel M, Shimko P, Pace C and Seitz WH, Jr. Proprioception of the wrist following posterior interosseous sensory neurectomy. *The Journal of hand surgery*. 2010, 35: 52-6.

Petrie S, Collins J, Solomonow M, Wink C and Chuinard R. Mechanoreceptors in the palmar wrist ligaments. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1997, 79: 494-6.

Proske U. What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle & nerve*. 2005, 31: 780-7.

Proske U. Kinesthesia: The role of muscle receptors. *Muscle & nerve*. 2006, 34: 545-58.

Proske U and Gandevia SC. The kinaesthetic senses. *Journal of Physiology*. 2009, 587: 4139-46.

Proske U and Gandevia SC. The proprioceptive senses: Their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiological reviews*. 2012, 92: 1651-97.

Radiom M, Chan WK and Yang C. Capillary filling with the effect of pneumatic pressure of trapped air. *Microfluid Nanofluid*. 2010, 9: 65-75.

Rammstedt B. Reliabilität, Validität, Objektivität. In: Wolf C and Best H (Eds.) Handbuch der sozialwissenschaftlichen Datenanalyse, VS Verlag für Sozialwissenschaften, 2010: 239-58.

Relph N and Herrington L. Interexaminer, intraexaminer and test-retest reliability of clinical knee joint-position-sense measurements using an image-capture technique. Journal of sport rehabilitation. 2015, Technical Notes.

Relph N and Herrington L. The effects of knee direction, physical activity and age on knee joint position sense. The Knee. 2016.

Relph N, Herrington L and Tyson S. The effects of acl injury on knee proprioception: A meta-analysis. Physiotherapy. 2014, 100: 187-95.

Richie DH, Jr. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: A comprehensive review. The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons. 2001, 40: 240-51.

Riemann BL and Lephart SM. The sensorimotor system, part i: The physiologic basis of functional joint stability. Journal of athletic training. 2002, 37: 71-9.

Riemann BL, Myers JB and Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. Journal of athletic training. 2002, 37: 85-98.

Rosen B andLundborg G. Training with a mirror in rehabilitation of the hand. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery / Nordisk plastikkirurgisk forening [and] Nordisk klubb for handkirurgi. 2005, 39: 104-8.

Rousseau C, Fautrelle L, Papaxanthis C, Fadiga L, Pozzo T and White O. Direction-dependent activation of the insular cortex during vertical and horizontal hand movements. Neuroscience. 2016, 325: 10-9.

Ryu JY, Cooney WP, 3rd, Askew LJ, An KN and Chao EY. Functional ranges of motion of the wrist joint. The Journal of hand surgery. 1991, 16: 409-19.

Salva-Coll G, Garcia-Elias M and Hagert E. Scapholunate instability: Proprioception and neuromuscular control. Journal of wrist surgery. 2013, 2: 136-40.

Sarmiento E. Anatomy of the hominoid wrist joint: Its evolutionary and functional implications. Int J Primatol. 1988, 9: 281-345.

Schaefgen R. Praxis der Sensorischen Integrationstherapie : Erfahrungen mit einem ergotherapeutischen Konzept. Stuttgart; New York, Thieme, 2007.

Shakoor N, Furmanov S, Nelson DE, Li Y and Block JA. Pain and its relationship with muscle strength and proprioception in knee oa: Results of an

- 8-week home exercise pilot study. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 2008, 8: 35-42.
- Shibasaki K. Physiological significance of trpv2 as a mechanosensor, thermosensor and lipid sensor. *The journal of physiological sciences*. 2016.
- Shiek Ahmad B, Wark JD, Petty SJ et al. Changes in balance function with chronic antiepileptic drug therapy: A twin and sibling study. *Epilepsia*. 2015, 56: 1714-22.
- Shrout PE and Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*. 1979, 86: 420-8.
- Simpson LL (Ed.) *Botulinum neurotoxin and tetanus toxin*. San Diego, Calif. [u.a.], Acad. Pr., 1989.
- Sjolander P, Johansson H and Djupsjobacka M. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002, 12: 167-76.
- Skoglund S. Anatomical and physiological studies of knee joint innervation in the cat. *Acta physiologica Scandinavica Supplementum*. 1956, 36: 1-101.
- Smahel Z and Klimova A. The effect of age and exercise on wrist mobility. *Acta chirurgiae plasticae*. 2005, 47: 92-7.
- Smith Roley SB, EI; Schaaf, RC. *Sensorische Integration - Grundlagen und Therapie bei Entwicklungsstörungen*. 2004.
- Solgaard S, Carlsen A, Kramhoft M and Petersen VS. Reproducibility of goniometry of the wrist. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1986, 18: 5-7.
- Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2006, 16: 549-67.
- Stanton TR, Leake HB, Chalmers KJ and Moseley GL. Evidence of impaired proprioception in chronic, idiopathic neck pain: Systematic review and meta-analysis. *Physical therapy*. 2015.
- Stillman BC. Making sense of proprioception: The meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy*. 2002, 88: 667-76.
- Stillman BC, McMeeken JM and Macdonell RA. Aftereffects of resisted muscle contractions on the accuracy of joint position sense in elite male athletes. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998, 79: 1250-4.

Strang AJ and Berg WP. Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung Experimentation cerebrale*. 2007, 178: 49-61.

Strobel J. Reliabilitätsprüfung des Biodex Balance Systems. Dissertation Universität Ulm, Medizinische Fakultät. 2010.

Takasaki H, Lim EC and Soon B. The effect of shoulder muscle fatigue on active repositioning acuity and scapulothoracic resting alignment: A systematic review with meta-analysis. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2016.

Taube W. Neuronale Mechanismen der posturalen Kontrolle und der Einfluss von Gleichgewichtstraining. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie* 2013, 2013: 55-63.

Toledo DR, Barela JA, Manzano GM and Kohn AF. Age-related differences in eeg beta activity during an assessment of ankle proprioception. *Neuroscience letters*. 2016.

Toledo DR, Manzano GM, Barela JA and Kohn AF. Cortical correlates of response time slowing in older adults: Erp and erd/ers analyses during passive ankle movement. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. 2016, 127: 655-63.

Tomita K, Berger EJ, Berger RA, Kraisarin J and An KN. Distribution of nerve endings in the human dorsal radiocarpal ligament. *The Journal of hand surgery*. 2007, 32: 466-73.

Tsay AJ and Giummarra MJ. Position sense in chronic pain: Separating peripheral and central mechanisms in proprioception in unilateral limb pain. *The journal of pain : official journal of the American Pain Society*. 2016.

Uremovic M, Cvijetic S, Pasic MB, Seric V, Vidrih B and Demarin V. Impairment of proprioception after whiplash injury. *Collegium antropologicum*. 2007, 31: 823-7.

Vafadar AK, Cote JN and Archambault PS. Sex differences in the shoulder joint position sense acuity: A cross-sectional study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2015, 16: 273.

Valkovic P, Abrahamova D, Hlavacka F and Benetin J. Static posturography and infraclinical postural instability in early-stage parkinson's disease. *Movement disorders : official journal of the Movement Disorder Society*. 2009, 24: 1713-4; author reply 4.

van der Esch M, Knoop J, Hunter DJ et al. The association between reduced knee joint proprioception and medial meniscal abnormalities using mri in knee osteoarthritis: Results from the amsterdam osteoarthritis cohort. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*. 2013, 21: 676-81.

van der Esch M, Steultjens M, Harlaar J, Knol D, Lems W and Dekker J. Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis and rheumatism*. 2007, 57: 787-93.

Viegas SF. The dorsal ligaments of the wrist. *Hand clinics*. 2001, 17: 65-75, vi.

Viegas SF, Yamaguchi S, Boyd NL and Patterson RM. The dorsal ligaments of the wrist: Anatomy, mechanical properties, and function. *The Journal of hand surgery*. 1999, 24: 456-68.

Vieth AG, Scholz A, Lamou H, Wild M. and Windolf J. Entwicklung eines Apparates zur Messung des Gelenklagesinns (joint positioning sense) des Handgelenks. *Deutsche Gesellschaft für Handchirurgie 54. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Handchirurgie Düsseldorf*, 2013.

Wang TN, Howe TH, Hinojosa J and Weinberg SL. Relationship between postural control and fine motor skills in preterm infants at 6 and 12 months adjusted age. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*. 2011, 65: 695-701.

Whipple R, Wolfson L, Derby C, Singh D and Tobin J. Altered sensory function and balance in older persons. *Journal of gerontology*. 1993, 48 Spec No: 71-6.

Wingert JR, Welder C and Foo P. Age-related hip proprioception declines: Effects on postural sway and dynamic balance. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013.

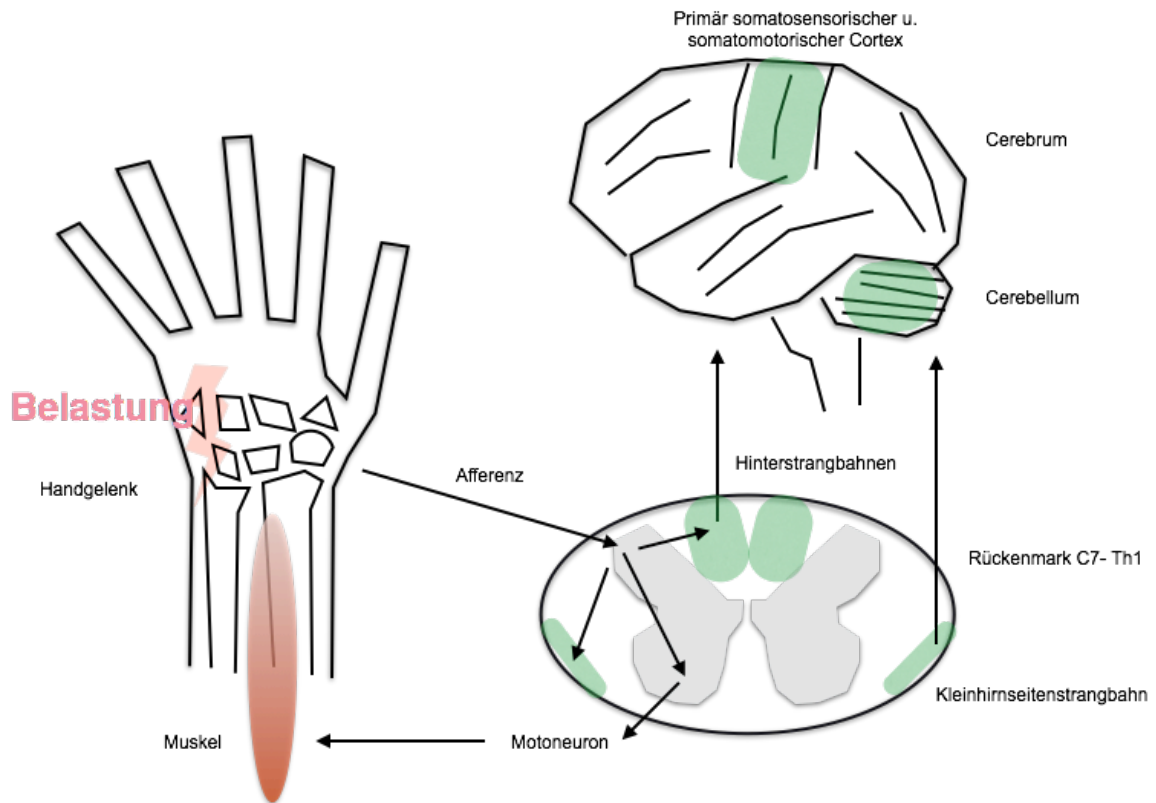
Wirtz M and Caspar F. Beurteilerübereinstimmung und Beurteilerreliabilität : Methoden zur Bestimmung und Verbesserung der Zuverlässigkeit von Einschätzungen mittels Kategoriensystemen und Ratingskalen. Göttingen u.a., Hogrefe, Verl. für Psychologie, 2002.

Witchalls JB, Waddington G, Adams R and Blanch P. Chronic ankle instability affects learning rate during repeated proprioception testing. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2014, 15: 106-11.

Wu X, Song W, Zheng C, Zhou S and Bai S. Morphological study of mechanoreceptors in collateral ligaments of the ankle joint. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2015, 10: 92.

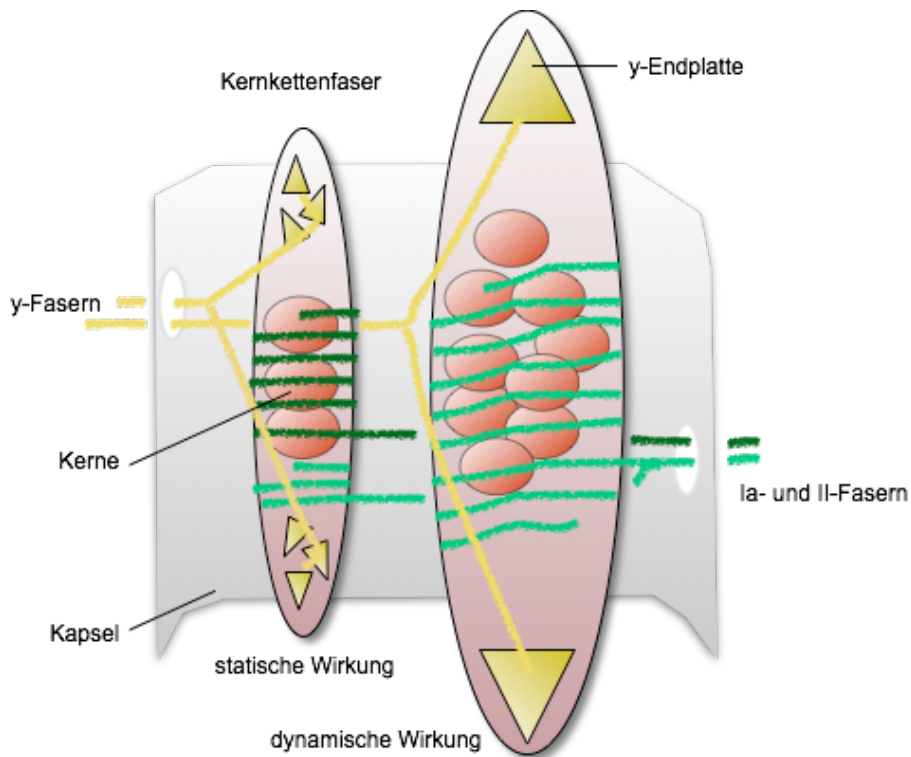
## 8 ANHANG

### 8.1 Abbildungen

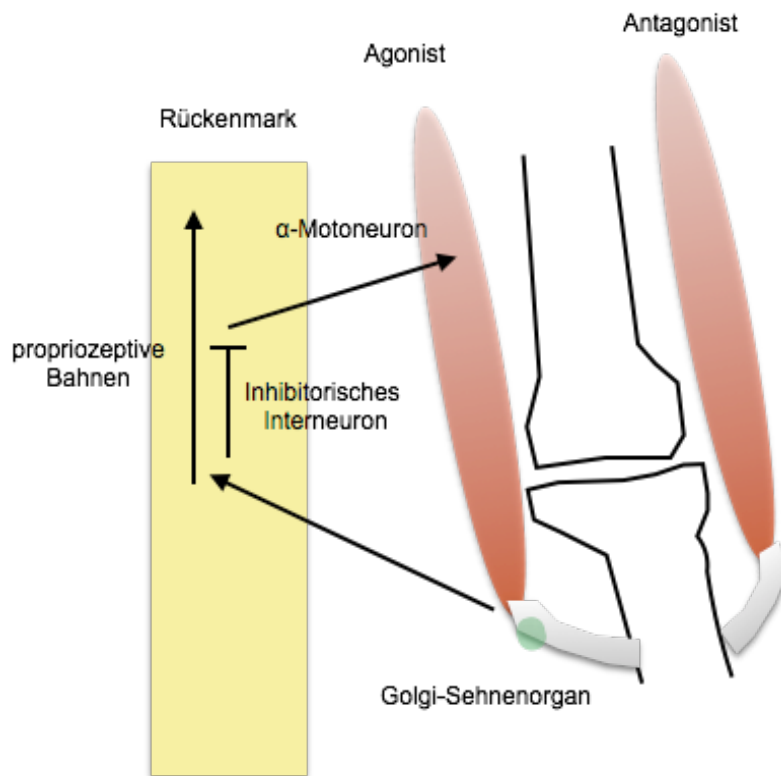


**Abbildung A1:** Propriozeptive Bahnen und Verarbeitung, modifiziert nach Hagert E. Proprioception of the wrist joint: A review of current concepts and possible implications on the rehabilitation of the wrist. Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists. 2010, 23: 2-16

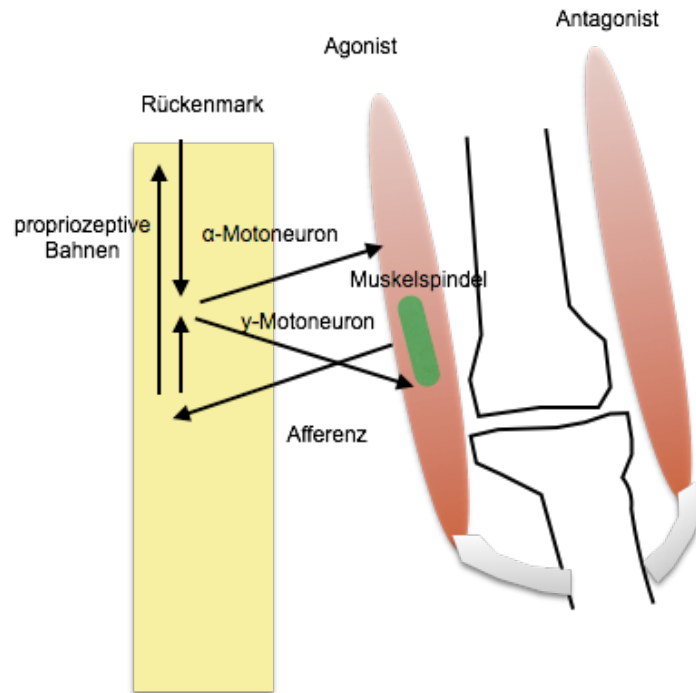




**Abbildung A2:** Histologischer Aufbau der Muskelspindel



**Abbildung A3:** Funktion des Golgi-Sehnenorgans



**Abbildung A4:** Funktion der Muskelspindel

**Tabelle T1:** Klassifikation der intraligamentären Mechanorezeptoren,

Modifiziert nach Freeman MA and Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. Journal of Anatomy. 1967 Jun; 101(Pt 3):505-532 und Hagert E. Proprioception of the wrist joint: A review of current concepts and possible implications on the rehabilitation of the wrist. Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists. 2010, 23: 2-16

Typ	Name	Erscheinung	Neurophysiologische Besonderheit	Rolle in Gelenksfunktion
I	Ruffini-Körperchen	Abgeflachter, offener Zylinder mit eingebetteten kollagenen Faserbündeln und Nervenfasern	Langsam adaptierend Niedrige Schwelle P-Rezeptor	Statische Gelenksstellung, Veränderungen der Geschwindigkeit u. Amplitude
II	Vater-Pacini-	Rund, ovaler	Schnell adaptierend	Beschleunigung und

	Körperchen	Korpuskel, lamellenartig	Niedrige Schwelle D-Rezeptor	Abbremsen d. Gelenkes
III	Golgi-like- Mechanoreceptor	Groß, teils gekapselt,	Schnell adaptierend Hohe Schwelle P-Rezeptor	Extreme Bereiche der Gelenkbewegung
IV	Freie Nervenendigung	Verschiedene Formen, oft nahe zu Arteriolen. gruppiert oder singulär	A $\delta$ – schnell C Fasern - langsam	Schmerz- wahrnehmung (Nozizeption, Inflammatorische Reize, Noxen)
V	Unklassifizierbar	Variabel in Größe, Auftreten und Grad der Kapselung	Unbekannt	Unbekannt

**Tabelle T2 : Muskulatur der Bewegung im proximalen und distalen Handgelenk**

<b>Bewegungsart</b>	<b>Muskel</b>
Palmarflexion	M. flexor digitorum superficialis M. flexor digitorum profundus M. flexor carpi ulnaris M. flexor carpi radialis M. pollicis longus (M. palmaris longus)
Dorsalextension	M. extensor digitorum Mm. extensores carpi radialis longus u. brevis M. extensor carpi ulnaris M. extensor indices M. extensor pollicis longus M. extensor digiti minimi
Radialabduktion	Mm. extensores carpi radialis longus u. brevis M. abductor pollicis longus M. abductor pollicis brevis M. extensor pollicis longus M. flexor carpi radialis
Ulnarabduktion	M. extensor carpi ulnaris M. flexor carpi radialis M. extensor digiti minimi

**Tabelle T3:** Bänder des Handgelenkes

<p><b>Bänder zwischen Unterarmknochen und Handwurzelknochen</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ligamentum collaterale carpi ulnare</li> <li>• Ligamentum collaterale carpi radiale</li> <li>• Ligamentum radiocarpale palmare</li> <li>• Ligamentum radiocarpale dorsale</li> <li>• Ligamentum ulnocarpale palmare</li> <li>• Ligamentum ulnocarpale dorsale</li> </ul>
<p><b>Bänder zwischen Handwurzelknochen</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ligamentum carpi radiatum</li> <li>• Ligamenta intercarpalia palmare</li> <li>• Ligamenta intercarpalia dorsale</li> <li>• Ligamenta intercarpalia interossea</li> <li>• Ligamentum pisohamatum</li> </ul>
<p><b>Bänder zwischen Handwurzelknochen und Mittelhandknochen</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ligamenta carpometacarpalia palmaria</li> <li>• Ligamenta carpometacarpalia dorsalia</li> </ul>

## 8.2 Fragebogen

Alter:	Geschlecht: <input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich
Händigkeit:	<input type="checkbox"/> rechts <input type="checkbox"/> links
<p><b>Berufliche/Alltägliche Belastung der Handgelenke:</b></p> <p><input type="checkbox"/> keine/kaum <input type="checkbox"/> mäßig <input type="checkbox"/> deutlich/stark</p> <p><b>Besondere Feinmotorische Fähigkeit in Beruf/Alltag benötigt</b></p> <p><input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein</p>	

Kommentare/ ev. Sportliche Tätigkeit

	Dominantes HG			Kontrolle HG		
Extension/Flexion (°)						
Ulnar-/Radialduktion (°)						
Pro-/Supination (°)						

### 8.3 DASH- Score

<b>Bitte schätzen Sie Ihre Fähigkeit ein, wie Sie folgende Tätigkeiten in der vergangenen Woche durchgeführt haben, indem Sie die entsprechende Zahl ankreuzen.</b>	Keine Schwierigkeiten	Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
Ein neues oder festverschlossenes Glas öffnen	1	2	3	4	5
Schreiben	1	2	3	4	5
Einen Schlüssel umdrehen	1	2	3	4	5
Eine Mahlzeit zubereiten	1	2	3	4	5
Eine schwere Tür aufstoßen	1	2	3	4	5
Einen Gegenstand über Kopfhöhe auf ein Regal stellen	1	2	3	4	5
Schwere Hausarbeit (z. B. Wände abwaschen, Boden putzen)	1	2	3	4	5
Garten- oder Hofarbeit	1	2	3	4	5
Betten machen	1	2	3	4	5
Eine Einkaufstasche oder einen Aktenkoffer tragen	1	2	3	4	5
Einen schweren Gegenstand tragen (über 5kg)	1	2	3	4	5
Eine Glühbirne über Ihrem Kopf auswechseln	1	2	3	4	5
Ihre Haare waschen oder fönen	1	2	3	4	5
Ihren Rücken waschen	1	2	3	4	5
Einen Pullover anziehen	1	2	3	4	5
Ein Messer benutzen, um Lebensmittel zu schneiden	1	2	3	4	5
Freizeitaktivitäten, die wenig körperliche Anstrengung verlangen (z. B. Karten spielen, Stricken, usw.)	1	2	3	4	5
Freizeitaktivitäten, bei denen auf Ihren Arm, Schulter oder Hand Druck oder Stoß ausgeübt wird (z.B. Golf, Hämmern, Tennis, usw.)	1	2	3	4	5
Freizeitaktivitäten, bei denen Sie Ihren Arm frei bewegen (z. B. Badminton, Frisbee)	1	2	3	4	5
Mit Fortbewegungsmitteln zurecht kommen (um	1	2	3	4	5

von einem Platz zum anderen zu gelangen) Sexuelle Aktivität	1	2	3	4	5	
<b>In welchem Ausmaß haben Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme Ihre normalen sozialen Aktivitäten mit Familie, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen während der vergangenen Woche beeinträchtigt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)</b>	Überhaupt nicht		Ein wenig	Mäßig	Ziemlich	Sehr
	1		2	3	4	5
<b>Waren Sie in der vergangenen Woche durch Ihre Schulter-, Arm- oder Handprobleme in Ihrer Arbeit oder anderen alltäglichen Aktivitäten eingeschränkt? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)</b>	Überhaupt nicht		Ein wenig	Mäßig	Sehr	Nicht möglich
	1		2	3	4	5
<b>Bitte schätzen Sie die Schwere der folgenden Beschwerden während der letzten Woche ein. (Bitte kreuzen Sie in jeder Zeile die entsprechende Zahl an)</b>	Keine		Leicht	Mäßige	Starke	Sehr starke
Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand	1		2	3	4	5
Schmerzen in Schulter, Arm oder Hand während der Ausführung einer bestimmten Tätigkeit	1		2	3	4	5
Kribbeln (Nadelstiche) in Schulter, Arm oder Hand	1		2	3	4	5
Schwächegefühl in Schulter, Arm oder Hand	1		2	3	4	5
Steifheit in Schulter, Arm oder Hand	1		2	3	4	5
<b>Wie groß waren Ihre Schlafstörungen in der letzten Woche aufgrund von Schmerzen im Schulter-, Arm- oder Handbereich? (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)</b>	Keine Schwierigkeiten		Geringe Schwierigkeiten	Mäßige Schwierigkeiten	Erhebliche Schwierigkeiten	Nicht möglich
	1		2	3	4	5
<b>Aufgrund meiner Probleme im Schulter-, Arm- oder Handbereich empfinde ich meine Fähigkeiten als eingeschränkt, ich habe weniger Selbstvertrauen oder ich fühle, dass ich mich weniger nützlich machen kann. (Bitte kreuzen Sie die entsprechende Zahl an)</b>	Stimme überhaupt nicht zu		Stimme nicht zu	Weder Zustimmung noch Ablehnung	Stimme zu	Stimme sehr zu
	1		2	3	4	5

Dieser Disability/Symptom Score kann nur berechnet werden, wenn mindestens 27 der 30 Fragen beantwortet wurden. Es gibt zwei verschiedene Formeln, die neuere lautet:  $DASH = ((\text{Summe der beantworteten Fragen} - 1) / \text{Anzahl der beantworteten Fragen}) \times 25$

## 8.4 Aufklärungstext und Einverständniserklärung

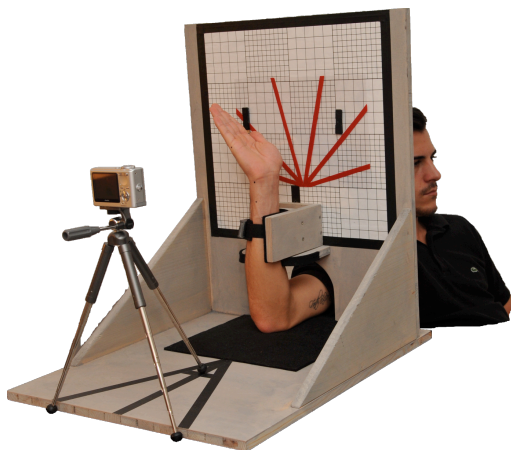
### Studie: Entwicklung eines Untersuchungsalgorithmus zur Propriozeptionsmessung des Handgelenks

Sehr geehrter Proband/ sehr geehrte Probandin,

Im Rahmen einer Studie zur Entwicklung eines Verfahrens zur Messung der Wahrnehmung von Stellung und Lage des Handgelenkes im Raum (fachsprachlich Propriozeption) würden wir Sie gerne untersuchen.

#### Studiendurchführung:

Neben einem persönlichen Fragebogen, welcher Einflussfaktoren der Propriozeption ermitteln soll, wird auch der Bewegungsumfang ihrer Handgelenke mittels einem sogenannten Goniometer (einfacher Winkelmesser mit zwei beweglichen Armen) bestimmt, um zu ermitteln ob Sie innerhalb der für die Untersuchung liegenden Kriterien sind.



Mit einem neu entwickelten Verfahren möchten wir den Stellungs- und Lagesinn ihres Handgelenkes prüfen. Hierbei werden Sie ihren Arm in dem Ihnen präsentierten Untersuchungsapparat nach den Vorgaben des Untersuchers positionieren (siehe Abbildung). Danach wird ihre Hand positioniert. Nach einem Bewegungsintervall müssen Sie die vorgegebene Stellungen mit ihrem Handgelenk nachahmen. Die eingenommenen Positionen werden abfotografiert und anschließend per

Computer miteinander verglichen. Dieses Vorgehen erfolgt jeweils Rechts und Links zehn mal. Die Auswertung erfolgt getrennt.

Die Untersuchung wird an einem Tag Ihrer Wahl durchgeführt und dauert in der Regel knapp eine Stunde. Für die Durchführung der Studie werden 50 Probanden benötigt.

#### Risiken und Nebenwirkungen:

Es sind keine Risiken und Nebenwirkungen zu erwarten. Nach Ende der Studie können Sie auf Wunsch ihr individuelles Abschneiden erfahren.

**Hinweis: Die Teilnahme an der Studie beruht auf Freiwilligkeit. Eine Nichtteilnahme und jederzeitige Möglichkeit des Widerrufs ohne Angabe von Gründen ist möglich.**

**Bestätigung der Vertraulichkeit:**

Die Schweigepflicht wird uneingeschränkt beachtet. Der vertrauliche Umgang mit allen Daten wird garantiert. Die Weitergabe der Daten erfolgt nur in anonymisierter Form.

-----  
-----

**Einverständniserklärung**

Untersucher: \_\_\_\_\_

ProbandIn Vorname und Name: \_\_\_\_\_

Geburtsdatum: \_\_\_\_\_

Adresse/PLZ/Wohnort: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Telefon/e-Mail: \_\_\_\_\_

- ⇒ Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil und kann jederzeit ohne Angabe von Gründen meine Zustimmung zur Teilnahme widerrufen, ohne dass mir deswegen Nachteile entstehen.
- ⇒ Ich wurde mündlich und schriftlich über die Ziele, den Ablauf der Studie, über die zu erwartenden Wirkungen, über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert.
- ⇒ Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir zufriedenstellend beantwortet worden
- ⇒ Ich hatte genügend Zeit, um meine Entscheidung zu treffen.
- ⇒ **Ich bin einverstanden, dass die zuständigen Untersuchenden meine Originaldaten einsehen dürfen, jedoch unter strikter Einhaltung der Vertraulichkeit. Die Daten Ihrer Probandenakte werden zudem für die weitere**



Datenanalyse elektronisch erfasst. Diese werden pseudonymisiert. Dies bedeutet, dass jedem Proband eine zweistellige Kennziffer zugeteilt wird. Ihr Namen wird durch diese Zahl ersetzt. Eine Rückführung der Daten zu den Personendaten ist nur durch Einsicht der Probandenidentifikationsliste möglich. Die Patientennamen und Geburtsdaten werden in dem Computer gespeichert, der Passwort geschützt ist und nicht an Dritte weitergegeben wird. Am selben Tag wie die Untersuchungen werden die Ergebnisse ausgewertet und die Messergebnisse werden in Tabellen übertragen. Die in Papierform erhobenen Daten werden vernichtet.

- ⇒ Die Speicherung der Bilddaten erfolgt ebenso verschlüsselt wie die erhobenen Daten und Untersuchungsergebnisse.
- ⇒ Der Zugriff auf diese Datei ist nur den direkt beteiligten Mitarbeitern der Studie möglich. Alle digitalen Daten werden nach Abschluss der Studie 10 Jahre elektronisch gespeichert.
- ⇒ Ich bin mir bewusst, dass während der Studie die in der Probandeninformation genannten Anforderungen und Vorgaben einzuhalten sind. Im Interesse meiner Gesundheit kann mich die untersuchende Person auch ohne gegenseitiges Einverständnis von der Studie ausschließen. Zudem informiere ich die untersuchende Person über eine gleichzeitige Behandlung bei einem Arzt sowie über die Einnahme von Medikamenten (vom Arzt/von der Ärztin verordnete oder selbständig gekaufte).

Ort, Datum .....      Unterschrift ProbandIn .....

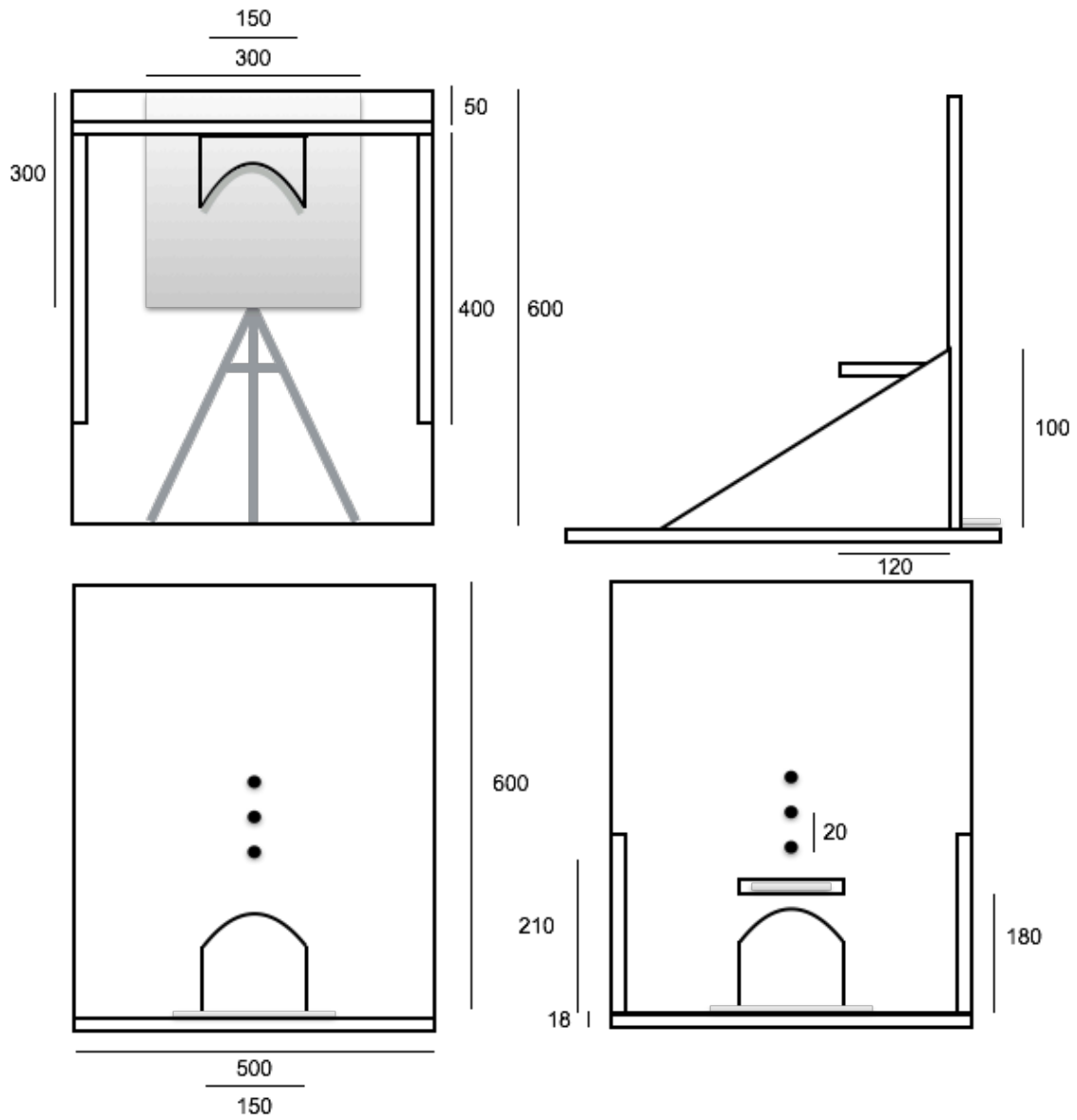
.....

Ort, Datum .....      Unterschrift UntersucherIn .....

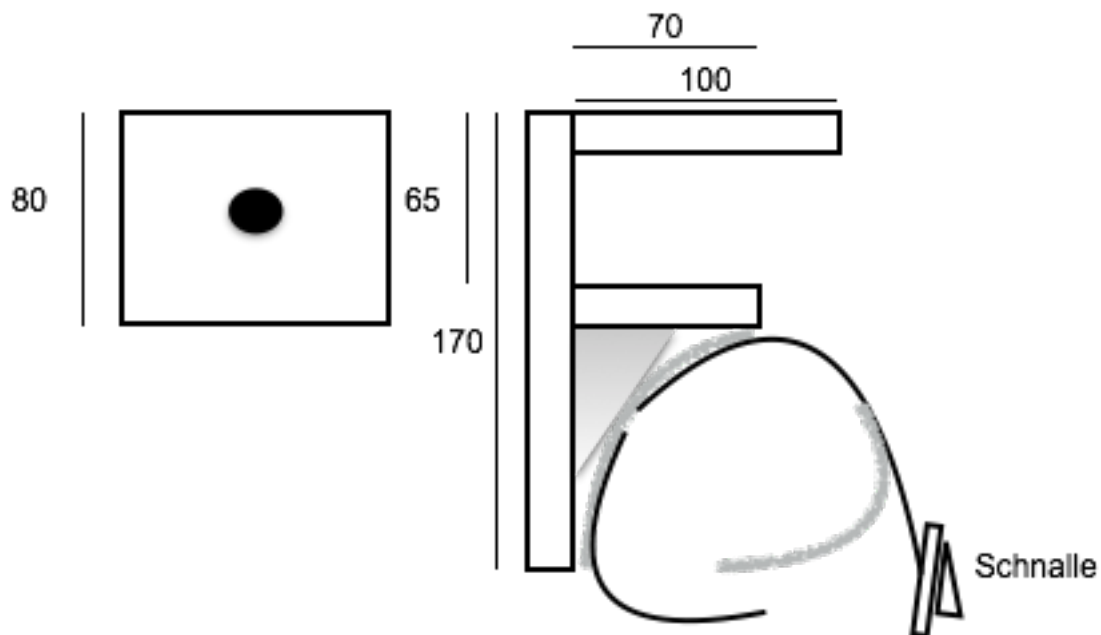
.....

## 8.5 Gestellkonstruktion

Rahmen:



Fixierungsapparat:



## 8.6 Untersuchungsalgorithmus

### A) ERKLÄRUNG UND VORBEREITUNG

„Mit der folgenden Untersuchung möchten wir den Stellungs- bzw. Lagesinn Ihres Handgelenkes bestimmen. Dazu positionieren wir Ihren Arm in diesem Gestell. Hierdurch wird gewährleistet, dass die Untersuchung immer gleich abläuft und Sie sich nur auf ihren Körpersinn verlassen müssen, da Sie Ihre Hand nicht sehen werden. Ich werde Ihr Handgelenk in einer bestimmten Stellung positionieren, ihre Hand loslassen und ein Foto davon machen.“

- Vorführen an eigener Hand ohne Gestell-

„Sie merken sich bitte die Position Ihres Handgelenkes. Wenn ich Sie dazu auffordere, bewegen Sie Ihr Handgelenk einmal bis zum Anschlag in beide Richtungen und versuchen dann so genau wie möglich zu der festgelegten Position zurückzukehren.“

- Vorführen an eigener Hand ohne Gestell-

„Sie bestätigen mir dann bitte mündlich durch ein OK, ob sie die Position gefunden haben. Von dieser Position werde ich erneut ein Foto machen. Die dokumentierten Handgelenkstellungen werden zu einem späteren Zeitpunkt am Computer mittels eines Programmes zur Winkelmessung ausgewertet. Sie halten ihre Hand bitte locker und ohne Spannung. Ich werde nun mittels eines abwaschbaren Filzstiftes für die Messung notwendigen Punkte anzeichnen.

-Anzeichnen der Messpunkte-

- Distales Köpfchen Os metakarpale V
- Gelenkspalt zwischen Ulna und proximaler Handwurzelreihe
- 4cm proximal ulnar
- 

## **B) POSITIONIERUNG**

Der Proband sitzt dem Untersucher in 60-90° gegenüber. Arm locker positioniert in 90° abduzierten und im Ellenbogen 90° gebeugt (möglichst höhenverstellbarer Stuhl). Oberarm liegt dorsal auf einer Polsterung auf, der Unterarm wird in der Fixierung befestigt. Die Fixierung ist seitenverstellbar und jeweils palmar anzubringen (proximal des Handgelenkes ca. auf Höhe 2/3 Unterarms). Möglichst fest, um Bewegung zu vermeiden, aber ohne den Arm abzudrücken. Die Kontaktflächen sind gepolstert. Der Ursprung der roten, radiären Rasterlinien, welche die fünf Sektoren beschreiben muss hinter dem mittleren Messpunkt positioniert werden um die Sektoren optimal einstellen zu können. Das Raster ist mittels zweier Magnete befestigt und in zwei Ebenen verschiebbar. Die auf der horizontalen Platte aufgebrachte Markierung erlaubt eine standardisierte Positionierung eines auf einem Stativ befestigten digitalen Fotoapparates.

„Haben Sie alles verstanden oder haben Sie noch Fragen“

### **C) DURCHFÜHRUNG**

- Passive Positionierung der gewünschten Winkelposition. Loslassen-

„Bitte merken Sie sich diese Position“

- Fotodokumentation -

„Bitte einmal durchbewegen und wieder zu der Position zurückkehren und bestätigen“

- Fotodokumentation -

Folgende Reihenfolge wird empfohlen:

1. Durchgang:        Neutral - leichte Flexion – leichte Extension  
                              – starke Flexion – starke Extension
2. Durchgang:        Neutral – leichte Extension – leichte Flexion  
                              – starke Extension – starke Flexion

Wechsel der Seite

### **C) AUSWERTUNG**

Messung erfolgt mittels MB-Ruler durch die angezeichneten Punkte. Reproduktionsfehler ist jeweils der Betrag der Differenz zwischen Einstellungs- und Reproduktionsstellung. Pro Funktionssektor erfolgt eine zweimalige Messung und Auswertung. Es wird der Mittelwert des Reproduktionsfehlers gebildet. Aus allen Reproduktionsfehlern wird ein Mittelwert gebildet, der aus den 10 einzelnen Messwerten besteht. Dieser wird als Gesamtfehler oder auch

Overall Index (OI) bezeichnet und steht für den JPS des Handgelenkes als Vergleichsparameter.

Es können prinzipiell alle Programme zur Winkelmessung eingesetzt werden  
z.B.:

MB-Ruler (Windows) von <http://www.markus-bader.de/MB-Ruler/index.php>

Kreiswinkelmesser (Windows) von <http://www.drwindows.de/zeichnen/42005-kreiswinkelmesser-transparenter-winkelmesser-fuer-grafikprogramme.html>

Onde Ruler (iOS) von <http://www.macupdate.com/app/mac/38923/onde-rulers>

## 9 ERKLÄRUNG ZUM EIGENANTEIL

### Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

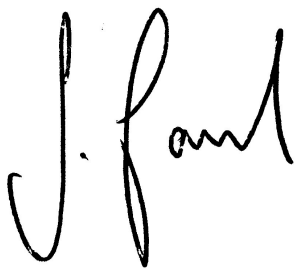
Die Arbeit wurde in der Klinik für Hand-, Plastische, Rekonstruktive und Verbrennungschirurgie der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik an der Universität Tübingen unter Betreuung von PD Dr. med. M. Held durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. med. B. J. Esfahani, Facharzt für Plastische und Ästhetische Chirurgie, Evangelisches Krankenhaus Bethesda Mönchengladbach.

Sämtliche Versuche wurden von mir eigenständig durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig durch mich.

Ich versichere, das Manuskript selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Kirchheim/Teck, den 26. Oktober 2017

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'S. Paul'.

Simon Gerhard Paul

# 10 LEBENS LAUF

## Persönliches

Simon Paul

geb. am 14. 07. 1990

in Kirchheim unter Teck

## Studium und Beruf

07/ 2016 Assistenzarzt für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Medius Kliniken

06/ 2016 Ärztliche Prüfung, 3. Staatsexamen (M3) und Approbation  
09.-10.06.2016 Prüfung in Kirchheim/Teck

2015- 2016 Praktisches Jahr an den Kreiskliniken Esslingen

2014- 2016 Doktorand BG Unfallklinik Tübingen

2012- 2015 Studium der Sportwissenschaft Schwerpunkt  
Gesundheitsförderung an der Universität Tübingen

2010- 2016 Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen  
04/2015 2. Staatsexamen (M2)  
04/2012 1. Staatsexamen (M1),

2009- 2010 Studium der Rechtswissenschaft an der Universität Tübingen

2001- 2009 Ludwig- Uhland- Gymnasium, Kirchheim unter Teck  
03/ 2009 Allgemeine Hochschulreife (Abitur)