

Aus der  
Neurologische Universitätsklinik Tübingen  
Kognitive Neurologie

**Der Einfluss der Handgelenkstellung  
auf muskuläre Ermüdung der  
Unterarmflexoren - eine explorative  
Untersuchung**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des  
Doktorgrades der Medizin

der Medizinischen Fakultät der Eberhard-  
Karls-Universität zu Tübingen

vorgelegt von

**Jung, Felix**

2022

Dekan: Prof. Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter:in: Privatdozent Dr. D. Häufle

2. Berichterstatter:in: Professor Dr. A. Grimm

Tag der Disputation: 30.01.2023

### **Widmung**

Ich widme dieses Schriftstück allen Student:innen, welche bei Promotionsprojekten nur kläglich betreut wurden und Absprachen nicht eingehalten wurden, sodass Projekte nur mit Widerwillen oder gar nicht abgeschlossen wurden

-

Meine Geschichte und diese Promotion zeigen, dass es auch anders laufen kann. Vielen Dank an meine Betreuer und alle Unterstützer:innen!



## Inhalt

1.	Einleitung .....	1
1.1	Arbeitsbedingte Muskuloskelettale Erkrankungen (AMSEs) des Unterarms und der Hand als individuelle und wirtschaftliche Belastung .....	1
1.2	Muskelermüdung als stellvertretender Parameter für AMSEs .....	2
1.2.1	Objektivierung von Muskelermüdung .....	3
1.3	Einordnung von bekannten Risikofaktoren in aktuelle Arbeitsrichtlinien und -empfehlungen.....	9
1.3.1	Limitationen dieser Richtlinien und -empfehlungen .....	12
1.4	Hypothesenbildung und Ziel dieser Arbeit .....	13
2.	Methoden .....	14
2.1	Ein- und Ausschlusskriterien .....	14
2.2	Proband:innenkollektiv .....	15
2.3	Studiendesign .....	16
2.3.1	Zeitlicher Ablauf .....	17
2.3.2	Setting .....	22
2.3.3	Erfassung von primären Ergebnisparametern .....	28
2.3.4	Erfassung von sekundären Ergebnisparametern .....	30
2.3.5	Erfassung von Kontrolldaten .....	32
2.4	Datenverarbeitung und -verluste .....	34
3.	Ergebnisse .....	37
3.1	Primäre Ergebnisparameter .....	37
3.1.1	Entwicklung eines explorativen Modells .....	43
3.2	Sekundäre Ergebnisparameter .....	47
3.3	Daten zur Protokollüberprüfung .....	48
4.	Diskussion .....	53

4.1	Interpretation primärer Ergebnisparameter.....	53
4.1.1	Interpretation des explorativen Modells.....	54
4.2	Interpretation sekundärer Ergebnisparameter .....	57
4.3	Interpretation der Kontrolldaten.....	58
4.4	Einordnung der Ergebnisse in bisherige Erkenntnisse .....	60
4.5	Potenzielle Anwendungsmöglichkeiten und Einfluss auf zukünftige Forschung .....	62
4.6	Limitationen .....	63
4.6.1	Stärken und Schwächen des Studiendesigns .....	63
4.6.2	Komplexität der Anatomie des Handgelenks, sowie funktioneller Anpassungsmechanismen .....	64
5.	Zusammenfassung .....	67
	Quellenverzeichnis.....	69
	Erklärung zum Eigenanteil .....	80
	Abbildungsverzeichnis .....	1
	Tabellenverzeichnis .....	4
	Danksagung.....	5
	Anhang .....	6

## Abkürzungsverzeichnis

MSE	-	Muskuloskelettale Erkrankung
AMSE	-	Arbeitsbedingte Muskuloskelettale Erkrankungen
APL	-	Arbeitsphysiologisches Labor
FDS	-	M. flexor digitorum superficialis
FCR	-	M. flexor carpi radialis
EDS	-	M. extensor digitorum superficialis
ROM	-	Range of Motion
Art.	-	Articulatio
M.	-	Musculus
Mm.	-	Musculi
EMG	-	Elektromyographie
OEMG	-	Oberflächenelektromyographie
AP	-	Aktionspotenzial
eA	-	elektrische Aktivität
MF	-	Medianfrequenz
MVC	-	Maximal voluntary contraction
ICC	-	Intraclass Correlation Coefficient
ANOVA	-	Varianzanalyse
RM ANOVA	-	ANOVA mit Messwiederholungen

## **1. Einleitung**

### **1.1 Arbeitsbedingte Muskuloskelettale Erkrankungen (AMSEs) des Unterarms und der Hand als individuelle und wirtschaftliche Belastung**

Die Gesundheit von Mitarbeiter:innen in Produktionsstätten ist ein essenzieller Punkt nicht nur in moralischer, sondern auch ökonomischer Hinsicht. Durch arbeitsbedingte Erkrankungen kommt es jährlich zu hohen Kosten bzw. Verlusten der Arbeitgeber:innen und des Gesundheitssystems, dabei stellen die muskuloskelettalen Erkrankungen (MSE) den größten Einzelposten mit 124,8 Millionen Arbeitsunfähigkeitstagen und damit 18,5 Milliarden Produktionsausfallverlust dar (BAuA, 2020). Derselben Quelle ist zu entnehmen: *„Allein ein Anteil von 0,5 % [des Produktionsausfallverlustes] ist auf Arbeitsunfähigkeit durch Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes zurückzuführen“*. Das genannte Erkrankungskcluster mit dem ICD-10-Code M00 - M99 zeigt sich in dieser Quelle auch durch alle dort genannten Berufsgruppen mit ca. 20-25% der Arbeitsunfähigkeitstage als sehr konstant. Das Statistische Bundesamt berichtet weiterhin von durchschnittlichen Kosten pro Kopf und Jahr bzgl. dieser Diagnosegruppe von 310€ für Männer und 520€ für Frauen (Statistisches Bundesamt, 2015). Auch ein Versicherungsdienstleister stellte für 2018 im Schnitt 270 Arbeitsunfähigkeitstage (AU-Tage) pro 100 Versicherungsjahre für Erkrankungen dieser Klasse fest, welche damit 17,5% aller AU-Tage ausmachen (Techniker Krankenkasse, 2019).

Die Vermeidung solcher Erkrankungen ist aufgrund dieser Tatsachen nicht nur den Betroffenen selbst, sondern auch Arbeitgebern, Versicherern und dem gesamten Gesundheitssystem ein Anliegen. Ein Schlüssel zur primären Prävention von Erkrankungen des Bewegungsapparats, kann im Verständnis der Krankheitsentstehung, dem Bewusstwerden von Risikofaktoren und einem daraus angepassten Arbeitsumfeld liegen (Podniece and Taylor, 2008). Während einige Erkrankungsmuster und deren Prävention, wie beispielsweise rezidivierende Rückenschmerzen bereits gut untersucht und Präventionsprogramme im Gebrauch sind (Lühmann et al., 2006), sind andere

Bereiche der muskuloskelettalen Erkrankungen noch weniger gut verstanden und bedürfen weiterer Aufklärung. So zum Beispiel Erkrankungen der distalen oberen Extremität, wie das Karpaltunnel Syndrom (Aboonq, 2015) oder die laterale Epicondylitis (Ahmad et al., 2013). Das Karpaltunnelsyndrom ist z.B. das häufigste Nervenkompressionssyndrom (Padua et al., 2016), die genaue Pathogenese ist jedoch noch ungeklärt (AWMF, 2016). Daraus ergibt sich eine Notwendigkeit weiterer Forschung zur Genese dieser arbeitsbedingten muskuloskelettalen Erkrankungen (AMSEs) zum besseren Verständnis der Pathologien, zur besseren Behandlung und Prävention, damit individuelle und systemische Belastungen reduziert werden können.

## **1.2 Muskelermüdung als stellvertretender Parameter für AMSEs**

Eine Möglichkeit potenzielle muskuloskelettale Schädigungen während Arbeitsprozessen, Bewegungen oder isometrischen Muskelkontraktionen qualitativ und quantitativ zu detektieren ist die sog. Muskelermüdung (Gallagher and Schall, 2017; Rashedi and Nussbaum, 2015; Roman-Liu and Bartuzi, 2013).

Muskelermüdung ist (nicht einheitlich) definiert als Abnahme der Maximalkraft und/oder maximalen Bewegungsgeschwindigkeit bei Wiederholung gleicher Arbeiten bzw. Bewegungsausführung in gleichem Kraftniveau (Fitts, 2008; Jones, 2010; Karagiannopoulos et al., 2019; Liu et al., 2019; Luttmann, A. und Jäger, M., 2013; Rohmert, 1961). Aber auch eine Abnahme der Bewegungs- und Reaktionsgeschwindigkeit ist mit Muskelermüdung assoziiert (Cowley et al., 2014). Sie wird verursacht durch maximale oder submaximale Kraftanstrengung in Bewegung oder bei isometrischer Arbeit. Dabei ist zwischen einer zentralnervösen und einer peripheren, zellulären Ermüdung zu unterscheiden.

Letztere wird bedingt durch eine intrazelluläre Akkumulation von anorganischem Phosphat ( $P_i$ ), ADP und Wasserstoff-Ionen ( $H^+$ ), welche beim Querbrückenzyklus anfallen und so hochaffine Aktinbindungen negativ beeinflussen, sowie die Calciumsensitivität der Myofibrillen (Fitts, 2008; Karatzaferi et al., 2004; Karatzaferi and Chase, 2013). Die zentralnervöse Komponente der Muskelermüdung ist noch nicht vollständig geklärt deutet aber

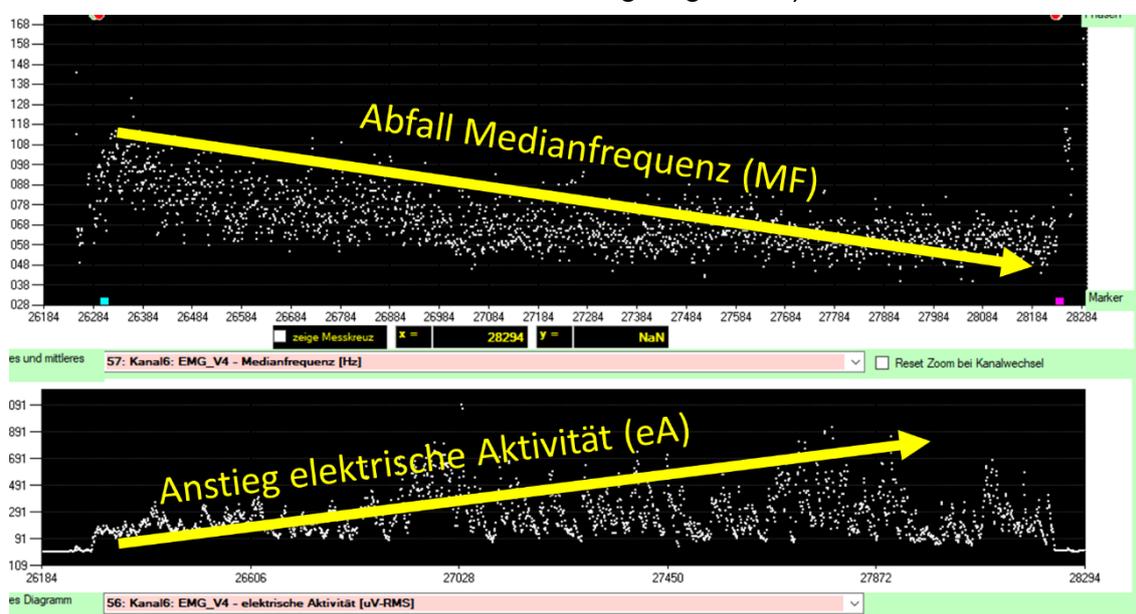
unter anderem auf eine Anpassung an den verlangsamten Querbrückenzyklus des Effektormuskels hin mit schlussendlich sinkender Exzitationsrate des zugehörigen  $\alpha$ -Motoneurons bei zunehmender Ermüdung (Gandevia, 2001). Wenn im Folgenden nur der Begriff „Muskelermüdung“ verwendet wird ist ausschließlich die lokale muskuläre Ermüdung gemeint. Beide Ermüdungskomponenten, sowohl die zentrale als auch die periphere Ermüdung schlagen sich auf die elektrische Stimulation des Muskels nieder. Diese kann mittels einer Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) gemessen werden.

### **1.2.1 Objektivierung von Muskelermüdung**

**Oberflächen-Elektromyographie** misst die elektrische Aktivität (eA in  $\mu\text{V}$ ) bzw. die anfallende Spannung auf der Haut über einem Muskel bzw. der in Längsrichtung subkutan verlaufenden Muskelfasern. Ein Aktionspotenzial gelangt vom motorischen Cortex über die Pyramidenbahn zum entsprechenden  $\alpha$ -Motoneuron, welches einen Calcium-Ausstrom in die T-Tubuli zugehöriger Muskelfasern bewirkt und so eine Kontraktion in Gang setzt. Die Spannung eines solchen Aktionspotenzial wird bei der OEMG über eine auf der Haut befindlichen Elektrode abgeleitet und durch entsprechende Messgeräte in Form von Wellen oder Datenpunkten visualisiert. Dabei interferieren mehrere motorische Einheiten miteinander, sprich Aktionspotenziale verschiedener  $\alpha$ -Motoneurone und zugehöriger Muskelfasern überlagern. Werden nun mehr motorische Einheiten aktiviert, so steigt die die Spannung an der Oberflächenelektrode und es kommt zu einer Erhöhung der gemessenen elektrischen Aktivität (Fuglsang-Frederiksen and Ronager, 1990; Moritani and Muro, 1987).

Die dabei aufgebrachte Kraft des gemessenen Muskels hat einen beinahe linearen Zusammenhang mit der gemessenen elektrischen Aktivität (Konrad, 2011). Neben der absoluten Spannung an der Oberflächenelektrode kann auch die Frequenz der ankommenden Aktionspotenziale (APs) gemessen werden. Die Frequenz der APs ist abhängig von der muskulären Ermüdung (Merletti et al., 1990). Umso ermüdeteter ein Muskel ist, desto geringer fällt Frequenz der weitergeleiteten APs über die T-Tubuli der Muskelfasern aus. Da bei der OEMG viele motorische Einheiten gleichzeitig gemessen werden, kann über entsprechendes Messgerät die Medianfrequenz (MF in Hz) zur besseren

Visualisierung und Auswertung ausgegeben werden. Die MF steigt bzw. fällt nicht stetig wie die elektrische Aktivität, sondern steigt bis zu einem gewissen Punkt bei steigender Kraftanstrengung und fällt wieder bei Annäherung an das willkürlich ausführbare Kraftmaximum [engl.: Maximal voluntary contraction – MVC; (Auttenberg, 2017)]. Kommt es nun während einer OEMG-Messung zu einer muskulären Ermüdung bei gleichbleibendem Kraftniveau, so sollten sich folglich beide Parameter verändern. Während die elektrische Aktivität zunehmend steigt, da weitere motorische Einheiten rekrutiert werden müssen, um das Kraftniveau zu halten und ermüdete Einheiten zu kompensieren, fällt die Medianfrequenz aus zuvor genannten Gründen (vgl. **Abbildung 1****Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Treten während einer isometrischen Kraftleistung beide Ereignisse ein, so ist dies ein verlässliches Zeichen für eine muskuläre Ermüdung (Merletti et al., 1990; Merletti et al., 2005; Merletti and Farina, 2006; Sundelin and Hagberg, 1992).



**Abbildung 1** - Beispiel einer muskulären Ermüdung dargestellt mit OEMG

Beispielhafte Daten einer isometrischen Kontraktion zeigen einen zunehmenden Abfall der Medianfrequenz und einen Anstieg der elektrischen Aktivität. Dies sind Zeichen einer Muskelermüdung.

Muskelermüdung und die damit einhergehend elektromyographischen Veränderungen sind bereits bekanntlich von der aufgebrauchten Kraft und der Haltedauer bzw. der Wiederholung von Kontraktionen abhängig (Rohmert, 1961). Ob die Gelenkstellung einen Einfluss auf die muskuläre Ermüdung hat, ist derzeit

noch ungeklärt. Gleich den Einflussfaktoren auf Muskelermüdung gelten hohe Kraftanstrengung und Belastungszeiten bzw. Wiederholungszahlen als Risikofaktor für AMSEs:

Keir et al. (2019) konnten epidemiologisch nachweisen, dass gerade arbeitsbedingte Sehnenerkrankungen der oberen Extremität wie Epicondylitis, Peritendinitis und das Karpaltunnel Syndrom von hoher Belastung, Bewegungsgeschwindigkeit und hoher Wiederholungszahl begleitet sind. Auch im Karpaltunnel selbst kommt es zu erhöhten Scherkräften durch genannte Risikofaktoren (Glenday et al., 2020; Kociolek et al., 2015) und damit nach Übertragung der Ergebnisse von Andarawis-Puri and Flatow (2011) zu mehr morphologischen Veränderungen, welche auch bei einem Karpaltunnel-Syndrom (Ettema et al., 2004) gefunden werden können.

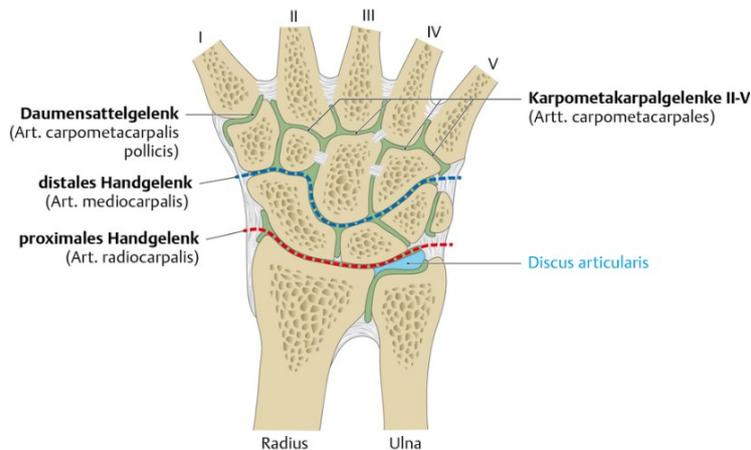
#### *1.2.1.1 Die Handgelenkposition als komplexer und widersprüchlicher Faktor für Muskelermüdung und AMSEs*

Seidel et al. (2019) und da Costa und Vieira (2010) konnten einen Zusammenhang zwischen extremen Handgelenkpositionen in Arbeitssituationen und dem Vorkommen muskuloskelettaler Erkrankungen nachweisen. Dieser Zusammenhang erscheint logisch nachdem Szabo und Chidgey (1989) einen intrakarpalen Druckanstieg bei Abweichung von der Nullstellung (Extension > Flexion) feststellten. Bezogen auf die Handgelenkflexoren lieferte eine Modellierung von Rockenfeller et al. (2020) ähnliche Ergebnisse, indem sie eine verminderte ATP-Hydrolyserate in Extension vermuten, welche mit Muskelermüdung korreliere. Entgegengesetzt zeigte die Modellierung von Glenday et al. (2020) erhöhte intrakarpale Gewebefraktionen in Flexion, insbesondere bei hoher Kraftbeanspruchung. Empirische Untersuchungen mit indirekten Aufschlüssen über Muskelermüdung durch Bewertung von Sensomotorik kamen zum Schluss, dass in Handgelenkflexion und -extension gleich ermüdet werde (Kumar et al., 2020).

Aus diesen doch teils sehr unterschiedlichen Ansätzen und Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Handgelenkposition, respektive der Grad an Flexion oder

Extension eine noch ungeklärte Einflussgröße auf die Entstehung von AMSEs ist (Keir et al., 2019; Kozak et al., 2015) und näher beleuchtet werden muss.

Ein Grund, dass Untersuchungen des Handgelenks in verschiedenen Positionen schwierig durchzuführen sind, ist die komplexe Anatomie des Articulatio carpi:



**Abbildung 2** - Strukturelle Anatomie der Handgelenke im Frontalschnitt

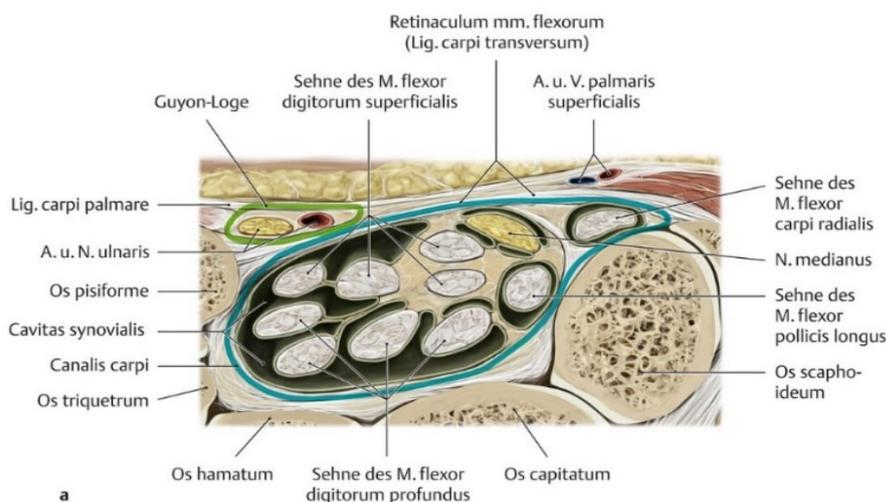
Ein solitäres Handgelenk als solches gibt es strukturell nicht (s. **Abbildung 2**<sup>1</sup>). Stattdessen kommt es zu Dreh- und Gleitbewegungen der Handwurzelknochen mit- und gegeneinander, sowie mit Radius und Ulna, bzw. dem Discus articularis ulnocarpalis. Die knöchernen Handwurzel besteht aus acht Knochen, welche in eine proximale und eine distale Reihe gegliedert sind. Während die distale Reihe aus den Ossi trapezium, trapezoideum, hamatum und capitatum gebildet wird, schließen sich proximal die Ossi lunatum, scaphoideum, triquetrum und das Sesambein namens Os pisiforme an. Weiter nach proximal folgen der Radius, der Discus articularis ulnocarpalis und die Ulna.

Die knöchernen Struktur wird mit diversen Bändern untereinander verstärkt. So bildet sich von distal aus gesehen das distale Handgelenk (Art. mediocarpalis), in dem die proximale Reihe mit der distalen artikuliert und so ein sogenanntes verzahntes Scharniergelenk formt. Dieses Gelenk ist kapsulär, palmar mehr verstärkt als dorsal, lässt aber im Gegensatz zum proximalen Handgelenk mehr Dorsalextension zu. Es folgt das proximale Handgelenk, in dem der Discus articularis ulnocarpalis mit der Ulna und den Ossi lunatum et triquetrum

<sup>1</sup> Bildquelle: Thieme Verlag; Onlineportal viamedici, Kategorie Anatomie – Handgelenke; Link: <https://viamedici.thieme.de/lernmodule/anatomie/handgelenke> (Stand 29.10.2019)

artikuliert, sowie der Radius mit dem Os scaphoideum und dem Os lunatum (Art. radiocarpalis). Diese Strukturen bilden so ein Ellipsoidgelenk, welches von einer Kapsel umgeben wird, die palmar mehr gespannt ist als dorsal. Die Palmarflexion findet vornehmlich in diesem proximalen Handgelenk statt. Aufgrund der Gelenktypen kommt es zu einem funktionellen Handgelenk, welches die Bewegungsrichtungen der Palmarflexion und Dorsalextension mit den Normwerten von  $[70^\circ | 0^\circ | 65^\circ]$  (Klum et al., 2012) ermöglicht. Die Radial- und Ulnarduktion, sowie die Supinations- und Pronationsrichtung und die Zirkumduktion des funktionellen Handgelenks wird aufgrund fehlender Relevanz zu dieser Arbeit nicht näher erläutert.

Neben den Gelenkstrukturen kann der Karpaltunnel als besondere Struktur von Interesse hervorgehoben werden. Dieser wird palmar durch das Retinaculum flexorum begrenzt, welches am Hamulus ossis hamati und dem Os pisiforme ulnar inseriert und radial an die Tubercula des Os trapezium und scaphoideum. Die dorsolaterale Begrenzung wird durch die Osis carpalia gestellt, sodass sich ein Lumen unterhalb des Retinaculum flexorum auftut. Durch dieses Lumen verläuft neben den vier oberflächlichen Sehnen des M. flexor digitorum superficialis und den vier tiefen Sehnen des M. flexor digitorum profundus auch die Sehne des M. flexor pollicis longus und der N. medianus (s. **Abbildung 3**<sup>2</sup>). Eingehüllt sind diese Strukturen durch synoviales Bindegewebe. Der M. flexor



**Abbildung 3** - Aufbau des Karpaltunnels im Transversalschnitt

<sup>2</sup> Bildquelle: Thieme Verlag; Online-Portal eRef, Anatomie – A. ulnaris; Link: <https://eref.thieme.de/cockpits/clAna0001/0/coAna00056/4-8270> (Stand: 29.10.2019)



**Abbildung 4** - Anatomische Vereinfachung des M. flexor carpi radialis bei Handgelenk in Flexion

an den medialen Phalangen gleicher Finger inseriert und so für die Flexion der proximalen Fingergelenke verantwortlich ist. Weiterhin unterstützen so beide Muskeln auch die Flexion in den Handgelenken. Weiterhin verantwortlich für die Flexion der Handgelenke sind die Mm. flexores carpi radialis (s.Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.<sup>4</sup>) et ulnaris. Ersterer entspringt dem medialen Epicondylus des Humerus und setzt am Os metacarpale II an, ohne den Karpaltunnel zu durchlaufen.

pollicis longus flektiert den Daumen in allen Gelenken und begünstigt die Opposition, sowie eine Radialduktion im funktionellen Handgelenk. Dies geschieht durch den Verlauf vom Radius und der Membrana interossea zur distalen Daumenphalanx. Der M. flexor digitorum profundus inseriert an den Endphalangen der Finger II-V und dient so hauptsächlich der Flexion der distalen Fingergelenke, während der M. flexor digitorum superficialis (s.Fehler! Verweisquelle konnte nicht

gefunden werden.<sup>3</sup>)



**Abbildung 5** - Anatomische Vereinfachung des M. flexor digitorum superficialis bei Handgelenk in Flexion

<sup>3</sup> Bildquelle: Kenhub; M. flexor digitorum superficialis; Link: <https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/musculus-flexor-digitorum-profundus>; (Stand: 29.10.19)

<sup>4</sup> Bildquelle: Kenhub; M. flexor carpi radialis bei Handgelenkflexion; <https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/musculus-flexor-carpi-radialis>; Stand: 08.06.2020

Der M. flexor carpi ulnaris entspringt ebenfalls dem medialen Epicondylus, durchläuft dann aber die Guyon-Loge, ulnar des Karpaltunnels und inseriert am Os metacarpale V und den Osis hamatum et pisiforme. Oberflächlich ist noch der M. palmaris longus zu nennen, welcher aber eher eine untergeordnete Rolle bei der Flexion der Handgelenke spielt und primär der Pronation zuzuordnen ist durch seinen Ursprung am medialen Epicondylus und seinem Einziehen in die Palmaraponeurose. Während beide Flexoren durch ihre Anatomie in Flexion ihre Lumen recht frei durchlaufen können, kommt es bei Extension zu vermehrtem Kontakt mit den Osis carpalia.

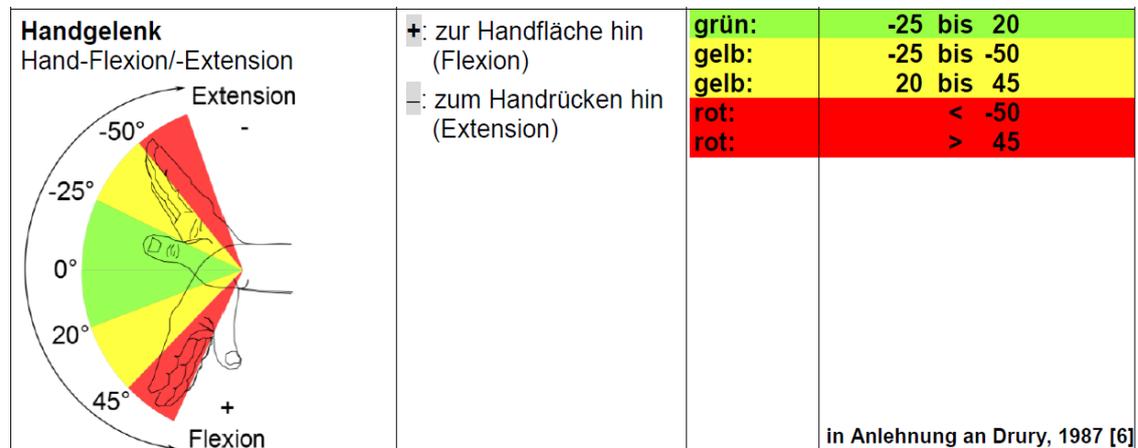
Zusammenfassend festzuhalten ist, dass es strukturell mehrere Handgelenke gibt, die aber funktionell als ein Gelenk betrachtet werden können. Wenn es um die Flexions- und Extensionsachse geht, ist der **M. flexor digitorum superficialis** der Hauptakteur der proximalen Fingerflexion (II-V) und der **M. flexor carpi radialis** hat einen ausschlaggebenden Anteil durch seinen Verlauf und sein Volumen an der Handgelenkflexion. Diese verbreitete Annahme wird jedoch durch Modellierungen von Gonzalez et al. (1997) in Frage gestellt.

Das funktionelle Handgelenk hat keinen fixen Drehpunkt (Kaufmann et al., 2006) bei einer möglichst isolierten Flexions-/Extensionsbewegung. Funktionell konnte jedoch festgestellt werden, dass auf Höhe des ulnaren Styloids ein funktioneller Drehpunkt zu beobachten ist (Murgia et al., 2004). Dieser ist erwartungsgemäß nicht starr, aber liegt nahe dem Zentrum der sich bewegenden Drehpunkte.

### **1.3 Einordnung von bekannten Risikofaktoren in aktuelle Arbeitsrichtlinien und -empfehlungen**

Trotz, oder gerade aufgrund dieser Komplexität und Unsicherheiten bzgl. der Entstehung von handgelenkbezogenen AMSEs gibt es in Deutschland (und auch anderen Ländern) Richtlinien und Empfehlungen, welche das Risiko eine AMSE zu entwickeln verringern sollen. Neben klarer abschätzbareren Risiken von Krafteinwirkung und Arbeitszeit (Seidel et al., 2019) sind auch Empfehlungen zur Restriktion von Handgelenksbewegungen in Flexion und Extension von offiziellen Stellen zu finden.

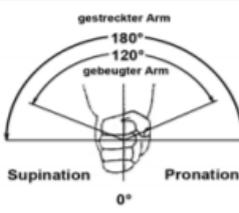
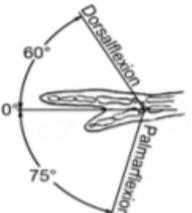
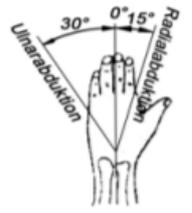
Eine solche Empfehlung wurde bspw. vom Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) herausgegeben (**Abbildung 6**). Es wird ein dreistufiges, beinahe symmetrisches Risikoprofil für potenziell schädliche Gelenkstellungen in Flexion und Extension vermutet, wobei in Neutralstellung das geringste und in zunehmender Flexion und Extension das Risiko steigt und so ein „inakzeptabler Arbeitsbereich“ (rot) deklariert wird.



**Abbildung 6** - Empfohlener Arbeitsbereich für Handgelenkextension und - flexion der DGUV für das Handgelenk

(Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesellschaft für Unfallversicherung, 2015; Auszug aus Seite 5):  
Grün = neutrales Arbeiten; Gelb = bedingt akzeptabel; Rot = inakzeptabler Bewegungsumfang.

Eine ähnliches Stufenmodell gab die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) heraus (Bleyer et. al., 2008): **Abbildung 7**. In diesem Modell werden vier Bereiche nach Arbeitsbelastung eingeteilt, welche in Neutralstellung „bequem“ und in endgradigen Stellungen „schwer belastend“ deklariert wird. Die Bereichseinteilung ergibt sich aus „Maximalwerten der Literatur“, welche als 100% angenommen wurden und rechnerischen Grenzen von 50% und 10% dieser Werte. Die Ausbreitung der Bereiche ist ebenfalls nahezu symmetrisch mit einer 15° Abweichung in der schwerbelastenden Stufe (Flexion >75°; Extension >60°) anzusehen.

			normal bequem	akzeptabel	deutlich belastend	schwer belastend
			≤10%	≤50%	>50%	>100%
Sensor	Hand links/rechts	Bezeichnung (Vorzeichenkonvention)	0	1	2	3
Q 110-z		Pronation (rechts + / links -)	≤6 (≤9)	≤30 (≤45)	≤60 (≤90)	>60 (>90)
		Supination (rechts - / links +)	≤6 (≤9)	≤30 (≤45)	≤60 (≤90)	>60 (>90)
SG 65-y		Dorsalflexion (+)	≤6	≤30	≤60	>60
		Palmarflexion (-)	≤7,5	≤37,5	≤75	>75
SG 65-x		Ulnarabduktion (rechts - / links +)	≤3	≤15	≤30	>30
		Radialabduktion (rechts + / links -)	≤1,5	≤7,5	≤15	>15

**Abbildung 7** - Bewertung der BAuA von Bewegungsbereichen der Hand (Bleyer et. al., 2008) bzgl. ihrer Belastung während manuellen Tätigkeiten

Die Stufeneinteilung dieser Bewertung erfolgt anhand berichteter maximaler Belastung (100%) und daraus errechneter Grenzen. So wird Stufe 3 oberhalb dieses Wertes eingeordnet und Stufe 1 und 2 von 50% dieses Maximalwertes getrennt. 10% und weniger dieses Maximalwertes werden hier als bequem angesehen.

Keir et al. (2007) untersuchten systematisch den Druck innerhalb des Karpaltunnels und wie sich dieser während Flexions- und Extensionsbewegungen verändert (s. **Abbildung 8**). Als Referenz galt ein Druck von < 30mmHg, da bei diesem zuvor keine Kompressionssymptomatik von Nerven oder Gefäßen gefunden wurde. Sie kamen hier zu einem Bewegungsbereich von -30° Extension bis 50° Flexion (maximale gemessene Flexionsbewegung) bei dem der intrakarpale Druck die Referenz nicht überschritt. Diesen Bereich schlugen sie als Bewegungsrichtlinie für die Fertigung von Handwerkzeugen und handbelastenden Tätigkeiten vor.

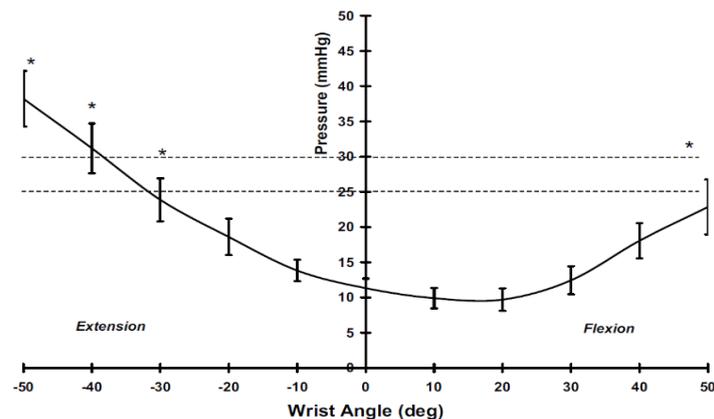


Figure 1. Carpal tunnel pressure (mmHg) versus wrist extension-flexion angle (degrees). Asterisks indicate significant difference from the neutral wrist. Horizontal dashed lines represent threshold levels.  $N = 37$ .

**Abbildung 8** - Karpaltunneldruck in Abhängigkeit des Handgelenkwinkels ohne Gewichtsbelastung nach Keir et al. (2007)

### 1.3.1 Limitationen dieser Richtlinien und -empfehlungen

Auch wenn vorliegende Richtlinien und Empfehlungen nach bestem Wissen und Gewissen angefertigt wurden, so besitzen diese nicht vernachlässigbare Limitationen. So ist bspw. die Empfehlung der DGUV (IFA/DGUV, 2015) an eine frühere Untersuchung von Drury (1987) angelehnt, welche jedoch keine Daten liefert, die zur Annahme der Bereiche im Bericht der DGUV liefert. Drury legte zwar für seine Untersuchung ebenfalls ein dreistufiges Modell nach anthropometrischer Datenerhebung der NASA (1978) an, dieses ist jedoch nur gleichmäßig an Durchschnittswerte des Bewegungsumfangs (ROM) des Handgelenks aus den Daten der NASA angelegt und gibt keine Informationen zu potenziellen Gewebsschädigungen o.Ä.. Daher sind die deklarierten Risikobereiche der DGUV als wissenschaftlich nicht belegt anzusehen und müssen eher als Vermutung gelten.

Die Empfehlung der BAuA bezieht sich auf die DIN-EN 1005-4 (2009) und auf eine Untersuchung von Feggeler et al. (1992), welche jedoch keine Angaben zu Bewegungsbereichen oder empirischen Daten zu diesen aufweisen und so eine solche Modellierung wissenschaftlich rechtfertigen.

Die wissenschaftliche Untersuchung von Keir et al. (2007) hingegen liefert belastbare Daten und einen ersten Anhaltspunkt zur Übertragung in die Praxis. Leider sind die intrakarpalen Druckmessungen ohne muskuläre Kontraktionen

intrakarpaler Muskeln/Sehnen erfolgt, sodass eine direkte Übertragung der Ergebnisse in einen Arbeitsvorgang nicht direkt angenommen werden kann.

#### **1.4 Hypothesenbildung und Ziel dieser Arbeit**

Es bleibt festzuhalten, dass es mehrere bekannte Risikofaktoren für handgelenkbezogene AMSEs wie das aufgebrachte Kraftniveau und Arbeitsdauer/Wiederholungszahl (Keir et al., 2019; Seidel et al., 2019) gibt, jedoch auch mindestens einen unklaren Faktor der Handgelenkposition (Keir et al., 2019; Kozak et al., 2015). Der Flexions- bzw. Extensionswinkel des Handgelenks wird zwar in einigen Publikationen als Risikofaktor quantitativ erfasst, jedoch nur mit mäßiger wissenschaftlicher und/oder praktischer Grundlage (Bleyer et al., 2008; IFA/DGUV, 2015; Keir et al., 2007). Muskuläre Ermüdung dient als Ersatzparameter für das Verletzungsrisiko von Gewebe (Gallagher and Schall, 2017; Rashedi and Nussbaum, 2015) und kann nicht invasiv über OEMG gemessen werden (Merletti et al., 1990), um potenziell schädliche Handgelenkpositionen während isometrischen Kontraktionen zu detektieren.

Aus diesen Informationen können folgende Hypothesen gebildet werden:

- Lokale Muskelermüdung durch isometrische Kontraktionen der Handgelenkflexoren ist abhängig von der Position des Handgelenks (**H1**)
- Lokale Muskelermüdung der Handgelenkflexoren bleibt über verschiedene Kraftniveaus abhängig von der Handgelenkposition (**H2**)

Mit Überprüfung dieser Hypothesen wird das Ziel verfolgt die Handgelenkposition als potenziellen Risikofaktor für AMSEs zu identifizieren und ggf. eingeschränkt zu quantifizieren (Verhältnis von Einfluss von Flexion zu Extension und Neutralstellung). Diese Ergebnisse können als ein weiterer Datenbaustein zur Adaptation von wissenschaftlich basierten Arbeitssicherheitsrichtlinien dienen und als Basis für weitere Forschung dieser Art mit differenzierterer Quantifizierung.

## **2. Methoden**

Der Ethikantrag zu diesem Projekt wurde am 04.04.2019 von Dr. Benjamin Steinhilber gestellt und ein positives Ethikvotum am 23. April 2019 erhalten (Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen, 2019). Es gibt keine Interessenkonflikte bei allen am Projekt beteiligten Personen.

### **2.1 Ein- und Ausschlusskriterien**

Es wurden Proband:innen im Umfeld des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Sozialforschung mittels eines Anwerbetextes bzgl. der anstehenden experimentellen, kontrollierten Studie informiert und bei Rückmeldung auf Ausschlusskriterien befragt. Durch die im folgenden genannten Kriterien sollte sichergestellt werden, dass Proband:innen keine muskuloskelettalen Einschränkungen haben, welche die zu erbringenden Aufgaben behindern, keine neurologischen Einschränkungen, welche die OEMG-Messungen beeinträchtigen und keine vaskulären Risikofaktoren, welche ein Verletzungsrisiko der Proband:in selbst durch die Belastung des Experiments selbst darstellen.

Die **Ausschlusskriterien** wurden wie folgt gesetzt:

- Personen mit neurologischen Beschwerden bzw. Muskelskelettbeschwerden des rechten Arms und der rechten Hand
- Vorangegangene Operationen des rechten Arms oder der Hand
- Systemisch entzündliche Erkrankung der Gelenke und des Weichteilgewebes
- Aktive Einnahme von Schmerzmedikation
- Z. n. Schlaganfall oder anderweitigen Hirnschädigungen
- zentral neurologische Erkrankungen (z.B. MS oder M. Parkinson)
- Psychiatrische Erkrankungen
- Blindheit und/oder Taubheit
- ärztlich diagnostizierte Adipositas Grad III oder höher
- Destruktive Erkrankungen des Gefäßsystems oder Gerinnungsstörungen
- Einnahme von Blutgerinnungshemmern (bspw. ASS oder Marcumar)

Zusätzlich wurden folgende **Einschlusskriterien** formuliert:

- Blutdruck am ersten Messtag systolisch zwischen 100 und 140mmHg
- Proband:in kann problemlos Ellenbogen/Handgelenke/Fingergelenke beugen und strecken
- Volljährigkeit

## 2.2 Proband:innenkollektiv

Aufgrund der Randomisierung der Messungen für jede Proband:in mittels eines doppelten Williams-Designs wurde ein Minimum von 18 Proband:innen errechnet, um Fehler erster Art oder Übertragungseffekte zu vermeiden (Pezullo JC, 2008).

Potenzielle Proband:innen wurden per Kurzbrief über das Experiment, die Ein- und Ausschlusskriterien, sowie eine Entschädigung informiert und bei Interesse zur Teilnahme persönlich detailliert aufgeklärt und auf Eignung geprüft. Nachdem ein schriftliches Einverständnis eingeholt worden ist, wurden 18 Proband:innen rekrutiert, davon sind 8 männlichen und 10 weiblichen Geschlechts. Die Proband:innen besitzen ein Durchschnittsalter von 23,78 Jahren ( $SD \pm 2,82$  Jahre). 16 der Teilnehmenden sind Studierende der hiesigen Universität in Tübingen, hinzu kommen eine Physiotherapeut:in und eine Psycholog:in. Die Durchschnittskörpergröße beträgt 174,2 cm ( $SD \pm 8,9$ cm) und 68,9 kg ( $SD \pm 14,2$ kg) das Durchschnittskörpergewicht (vgl. **Tabelle 1**). 14 der 18 Proband:innen sind Rechtshänder:innen und 6 der Teilnehmenden geben an, durch Sport, Arbeit oder eine andere Tätigkeit (musizieren etc.) eine subjektiv handgelenkbelastende Tätigkeit regelmäßig auszuüben. Die aktive Range of Motion (ROM), welche goniometrisch erfasst wurde, des rechten Handgelenks beträgt im Mittel  $79,3^\circ$  ( $\pm SD 8,4^\circ$ ) für die Flexion und  $72,1^\circ$  ( $\pm SD 7,6^\circ$ ) für die Extension. Alle Angaben zur ROM der Proband:innen können **Anhang 1** entnommen werden.

Weiterhin wurden durch Ausfüllen des *Nordischen Fragebogens* (Kuorinka et al., 1987) in deutscher Sprache Informationen über die sportliche Aktivität, sowie partielle Rückenschmerzen oder Schulterbeschwerden verschriftlicht. Diese Daten sensibilisierten die Versuchsleiter:innen dafür kompensatorische Bewegungen in entsprechenden Bereichen wahrzunehmen und den gewünschten Versuchsablauf sicherzustellen. Die Daten hierzu sind in **Anhang 2** detailliert aufgelistet.

*Tabelle 1 - Stammdaten der Proband:innen*

Proband:in	Geschlecht [m/w/d]	Alter [Jahre]	Körpergewicht [kg]	Körpergröße [cm]	Händigkeit [re/li]
S32P01	m	27	110	185	re
S32P02	m	24	75	186	re
S32P03	w	32	44	160	re
S32P04	w	21	56	168	re
S32P05	m	21	79	186	re
S32P06	m	24	76	180	li
S32P07	m	22	72	171	li
S32P08	w	21	65	168	li
S32P09	w	24	58	160	re
S32P10	w	25	64	174	re
S32P11	w	22	60	168	re
S32P12	m	24	85	185	re
S32P13	m	23	60	172	re
S32P14	w	20	57	163	re
S32P15	m	25	82	186	re
S32P16	w	26	62	171	re
S32P17	w	21	67	170	re
S32P18	w	26	68	182	li
	<b>8m/10w</b>	<b>Ø23,78</b>	<b>Ø68,9</b>	<b>174,2</b>	<b>14re/4li</b>

### 2.3 Studiendesign

Das Projekt wurde als intra-individuell kontrolliertes Experiment im Arbeitsphysiologischen Labor (APL) des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung in Tübingen geplant und durchgeführt. Ziel war die elektromyographische Messung von Muskelermüdung des M. flexor digitorum superficialis (FDS) und des M. flexor carpi radialis (FCR) in Neutralstellung (0°) und Handgelenkflexions- (40°) und -extensionsstellung (-40°) in drei verschiedenen Kraftniveaus von 10%, 20% und 40% der Kraft der

willentlich maximal aufbringbaren Kontraktion (engl.: maximal voluntary contraction – MVC), während isometrischen Kontraktionen eben dieser Handgelenkflexoren.

### **2.3.1 Zeitlicher Ablauf**

Insgesamt wurden drei Termine pro Proband:in durchgeführt. Die so akkumulierten 54 Messtermine wurden von je einer Person der drei Messleiter:innen im Zeitraum vom September 2019 bis Dezember 2019 beaufsichtigt. Dabei lagen Termine einer Proband:in i.d.R. 5-14 Tage auseinander. Ein Überblick über den zeitlichen Messablauf gibt die **Abbildung 10**.

Am ersten Termin (Vorbereitungstag) wurden im Zeitraum von ca. zwei Stunden persönliche Daten in Form des Nordischen Fragebogens (Kuorinka et al., 1987) erhoben, die Proband:innen mit dem gesamten Ablauf des Experiments, inklusive Standardisierungsvorgaben, sowie mit dem Setting vertraut gemacht, erste Maximalkräfte im experimentellen Setting geprobt und Ermüdungsmessungen unter Abfrage der modifizierten CR-BORG-10 Skala (Williams, 2017) durchgeführt. Diese Messungen dienten für dieses Projekt lediglich als Eingewöhnung der Proband:innen wurden aber im Rahmen eines anderen Projekts ausgewertet.

Am zweiten Termin (Messtag) fanden die eigentlichen Messungen im Zeitraum von ca. 8 Stunden statt. Nach erneuter Aufklärung der Proband:in und Vorbereitungen der OEMG-Messungen wurden MVCs der Zielmuskulatur (FDS und FCR), aber auch synergistischer (M. biceps brachi, M. trapezius pars descendens) und antagonistischer Muskeln (M. extensor digitorum) als Tagesreferenz erhoben. Anschließend erfolgten neun submaximale Ermüdungsmessungen (drei Positionen in je drei Kraftniveaus) gepaart mit Kontrollmessung, um Akkumulation von Muskelermüdung zu detektieren, und eine Erschöpfungsmessung zum Ende des Messtages.

Der dritte Termin (Kontrolltag) diente als Kontrolle des Messtages, sodass der zeitliche und chronologische Ablauf dem zweiten Tag glich. Lediglich die submaximalen Ermüdungsmessungen und anschließenden MVCs wurden nicht

absolviert, sondern entsprechend der gemessenen Zeit am Messtag gewartet. Alle Kontrollmessungen, sowie die Erschöpfungsmessungen wurden zeitgleich dem zweiten Messtag durchgeführt.

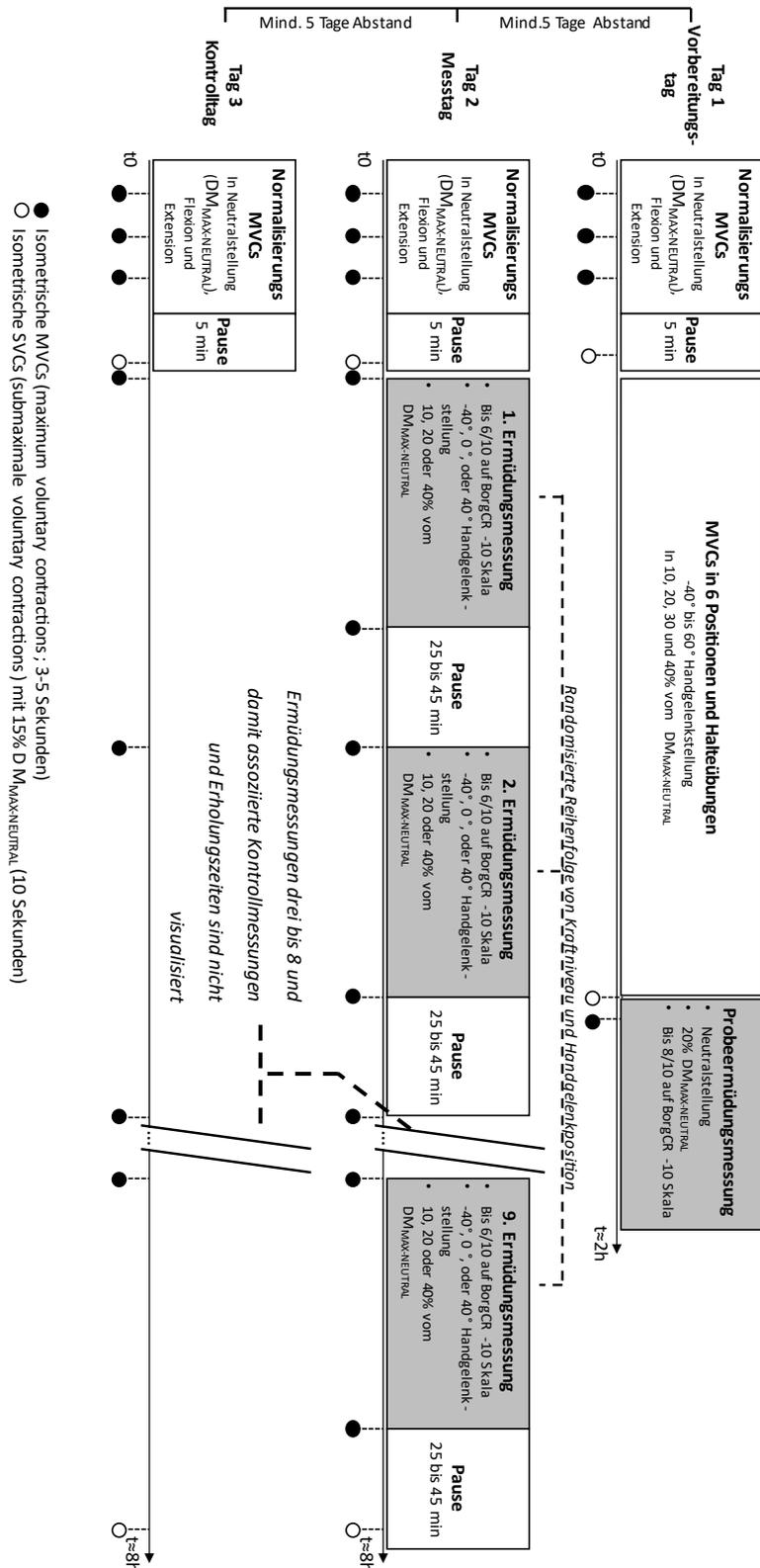
### Messtag

Am Messtag wurde zunächst eine MVC-Messung der Handgelenkflexoren in Neutralstellung vorgenommen: Die Normalisierungs-MVC. Hier wurde die maximal aufgebrachte Kraft (bzw. Drehmoment, da ein Hebel bewegt wird) von drei Versuchen mit jeweils 60 Sekunden Pause festgehalten und als Tagesreferenz ( $DM_{MAX-NEUTRAL}$ ) genutzt. Nach fünf-minütiger Pause wurden 15% der  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  für zehn Sekunden in Neutralstellung gehalten.

Die Proband:innen sahen vor sich auf einem Feedbackbildschirm zunächst ihren erreichten Drehmoment (s. **Abbildung 9**), welcher nach der Erhebung der  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  auf diese normiert wurde, sodass die Proband:innen versuchen mussten den Zeiger auf entsprechender Prozentzahl zu halten.



*Abbildung 9 - Dynamische Drehmomentanzeige [Nm]; noch nicht auf das  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  normiert*



**Abbildung 10** - Skizzierung des zeitlichen Ablaufs aller drei Messtermine mit allen relevanten Messungen  
 Kontrollmessung mit 15% des maximalen Drehmoments ( $DM_{MAX-NEUTRAL}$ ) wurden immer vor dem Wechsel in ein neues Kraftniveau (nach drei Messungen) durchgeführt; nach Abschluss der neun Ermüdungsmessungen am Messtag erfolgte zusätzlich eine Erschöpfungsmessung, welche zeitgleich am Kontrolltag wiederholt wurde.

Es folgten insgesamt neun submaximale Ermüdungsmessungen (SVCs) bis zum subjektiven Endpunkt von 6/10 auf der CR-BORG-10 Skala. Jede SVC war von einer MVC zu Beginn und sofort nach Beendigung begleitet (gleicher Position wie zugehörige SVC). Die Randomisierung sah vor, dass ein Kraftniveau (10, 20 und 40%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$ ) als unabhängige Variable erst mit allen drei Handgelenkpositionen (-40, 0°, 40°) als zweite unabhängige Variable randomisiert durchlaufen werden musste, bevor ein Wechsel des Kraftniveaus vorgenommen werden konnte. Kurz vor Wechsel eines Kraftniveaus erfolgte eine erneute Kontrollmessung für zehn Sekunden mit 15% der  $DM_{MAX-NEUTRAL}$ . Je nach gerade abgeschlossenem Kraftniveau wurden angepasste Erholungszeiten angesetzt. So kam es nach der Ermüdungsmessung im Kraftniveau von 10%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  der Tages-MVC zu einer Pause von 45 min, beim Kraftniveau von 20%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  zu einer 35 Minuten Pause und beim Kraftniveau von 40%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  zu einer 25 Minuten Pause.

Die Abstufung der Erholungszeiten ergeben sich aus der Annahme, dass bei Erschöpfung eines Muskels in einem geringen Kraftniveau eine größere Kapazität der Kraft nicht mehr abrufbar ist und damit eine stärkere Ermüdung entstanden ist als in einem höheren Kraftniveau. Ein abstrahiertes Rechenbeispiel soll dies verdeutlichen: Wenn eine Erschöpfung bei einem 10%igen Kraftniveau auftritt sind etwa 90% der eigentlichen Kraftkapazität nicht mehr abrufbar und müssen regeneriert werden. Wenn eine Erschöpfung bei einem 40%igen Kraftniveau auftritt sind nur etwa 60% der eigentlichen Kraftkapazität nicht mehr abrufbar und es bedarf daher einer geringeren Regeneration zum Auffüllen der vollen Kapazität. Dieses Beispiel kann nicht vollständig in die Praxis übertragen werden, da bei geringen Kraftleistungen unterhalb der sog. Dauerleistungsgrenze (Rohmert, 1961) die Regeneration ausreichend bereits während der Belastung stattfinden kann, sodass solche statischen Leistungen über einen gesamten Arbeitstag vollbracht werden können. Die Erholungszeiten lassen sich nach Rohmert (1960) rechnerisch bestimmen, in Vorversuchen konnten errechnete Zeiten jedoch nicht zu gewünschter Erholung der Messparameter führen, sodass empirisch die zuvor genannten Erholungspausen für diese Anforderungen ermittelt wurden. Die

Kraftniveaus von 10, 20 und 40%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  sind so gewählt um eben genannte Dauerleistungsgrenze für statische Arbeiten, welche bei 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  angenommen wird (Rohmert, 1961), zu umrahmen. So fanden Messungen knapp unterhalb und oberhalb dieser Grenze statt und mit 40%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  eine Ermüdung klar oberhalb. Für die Referenzmessungen wurde das Kraftniveau 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  gewählt, da dieses noch im Dauerleistungsbereich liegen sollte und so keine Ermüdung im 15 Sekunden Zeitfenster entsteht. Es ist sinnvoll die obere Grenze des Dauerleistungsbereich zu nutzen, da so die Parameter deutlich von der muskulären Grundaktivität abgrenzbar sind und daher der Referenzmessung eindeutig zuordenbar sind.

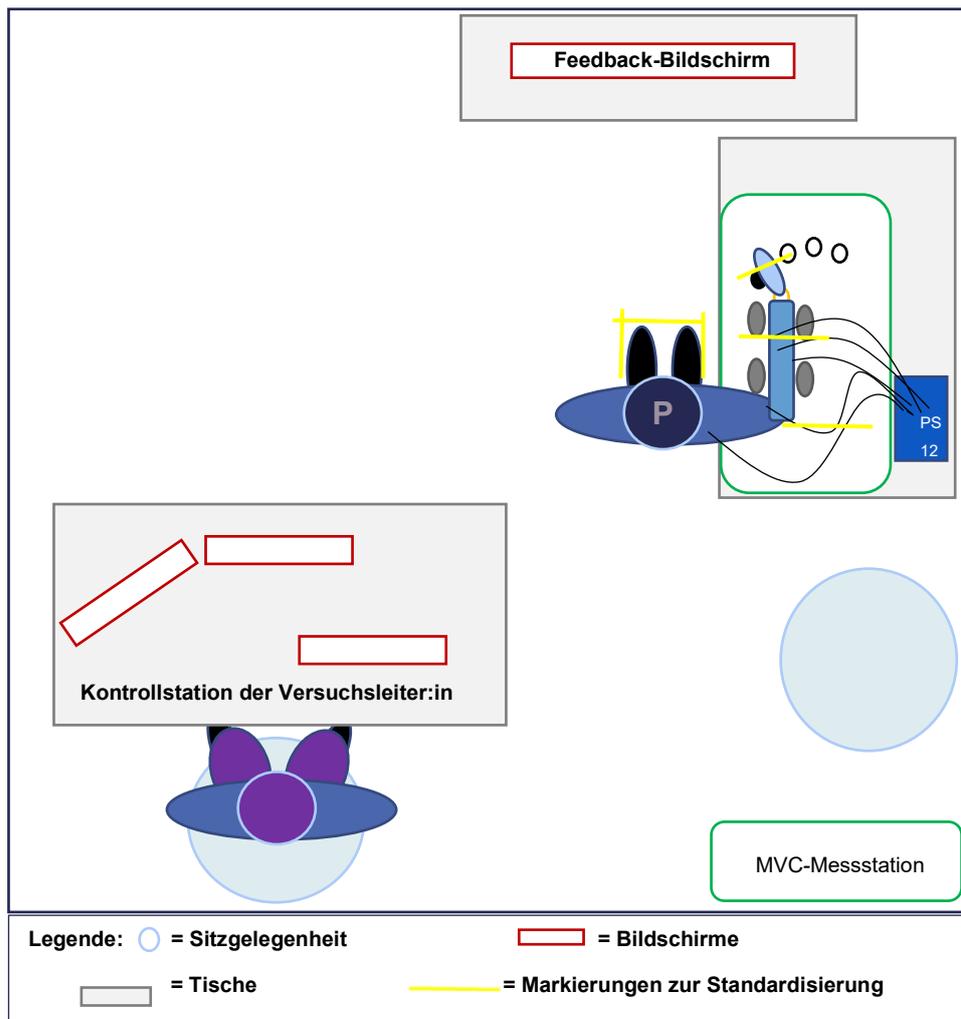
Nach Abschluss aller neun SVCs und zugehöriger Kontrollmessungen, sowie Erholungsphasen erfolgte eine letzte Kontrollmessung mit 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  in Neutralstellung und eine Erschöpfungsmessung (bis das Niveau nicht mehr gehalten werden konnte) mit 20%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  in Neutralstellung, welche wie zuvor von je einer MVC umrahmt wurde.

### **Kontrolltag**

An Messtermin 3 erfolgte gleich dem Messtag die Erhebung der tagesspezifischen  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  gefolgt von einer Kontrollmessung in 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  in Neutralstellung. Der zeitliche Ablauf und alle Kontrollmessungen (MVCs und 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$ ) in gleichen Handgelenkpositionen werden nach Vorgabe des Messtags wiederholt, nur dass die SVCs nicht durchgeführt werden, sondern stattdessen weitere „Erholungszeit“ eingeplant ist. So können die Veränderungen in den Kontrollmessungen am Messtag (mit potenziell akkumulierter Muskelermüdung) mit denen des Kontrolltags (ohne mögliche akkumulierte Muskelermüdung) verglichen werden und eventuell zu kurz gewählte Erholungsphasen detektiert werden. Gleich dem Messtag endet der Messtermin mit einer Erschöpfungsmessung in Neutralstellung in 20%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  umrahmt von zwei MVC-Messungen.

### 2.3.2 Setting

Die möglichst präzise Standardisierung des Settings und der Messabläufe hatte höchste Priorität bei der Studienplanung und Durchführung, um mögliche Messfehler bei den acht Stunden umfassenden Messterminen an verschiedenen Tagen zu minimieren. Hierzu wurde bspw. das APL stetig auf 24°C beheizt und für gleichbleibende Lichtverhältnisse gesorgt. Besonderes Augenmerk lag, jedoch auf der Standardisierung der Messstation, da diese von den Proband:innen während der Mess- und Kontrolltage öfter verlassen und die Messposition wieder eingenommen werden musste. Eine Skizze des Versuchsaufbaus kann **Abbildung 11** entnommen werden.



**Abbildung 11** - Versuchsetting von oben

Die Proband:in (P) steht in für sie standardisierten Markierungen mit Unterarm und Hand im Messgerät im festgelegten Abstand zum Feedback-Bildschirm; hinter der Proband:in steht eine mobile Sitzgelegenheit bereit, sowie die MVC-Messstation für die Kontrollmuskulatur; links hinter der Proband:in befindet sich die Versuchsleitung an ihrer Kontrollstation zur Überwachung des Experiments.

### *2.3.2.1 Standardisierung der Positionen von Messgeräten und Proband:in*

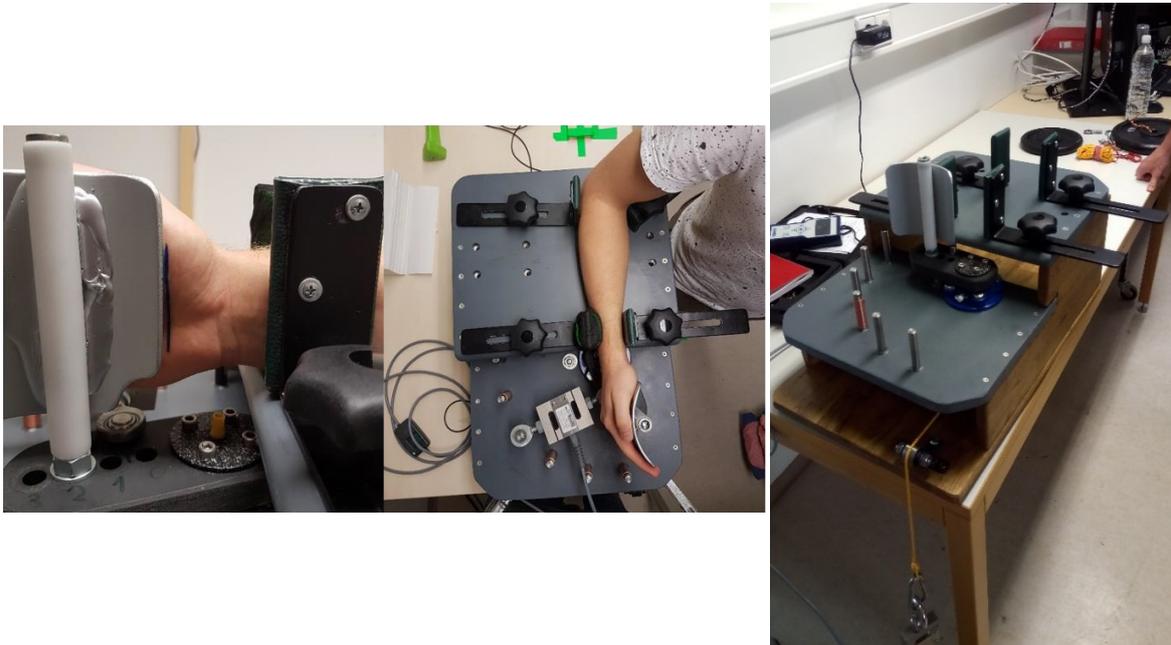
Der Versuchsaufbau erfolgte im APL des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung in Tübingen. Die Versuchsleitung erhielt eine Kontrollstation mit drei Bildschirmen, welche von der Proband:in nicht eingesehen werden konnten. Während auf einem Bildschirm die Systemsteuerung erfolgte und auf einem anderen die zeitliche Ablaufsteuerung, diente der dritte Bildschirm als Kontrolle der Echtzeit-OEMG-Daten. Das individuell randomisierte Versuchsprotokoll mit Checklisten lag der Versuchsleitung zusätzlich in Papierform vor.

Die Proband:in stand direkt neben einer maßgefertigte Messapparatur mit Blickrichtung auf einen 37,5“-Feedbackbildschirm, welcher im festen Abstand von 1,3m auf einem höhenverstellbaren Tisch positioniert wurde. Die Höhe des Feedbackbildschirms wurde der Größe der Proband:in angepasst (Bildschirmoberkante auf horizontaler Augenhöhe) und für kommende Messtage im Protokoll vermerkt. Die Versuchsperson legte anschließend ihren rechten Unterarm in die Messapparatur, welche ebenfalls auf einem höhenverstellbaren Tisch lagerte und so der Größe der Proband:in angepasst werden konnte. Entscheidend hierfür war ein möglicher gerader Stand mit gleich hohen, entspannten Schultergürteln und einer Position des rechten Ellenbogens in gleicher Frontalebene, wie der Torso. Die Tischhöhe wurde ebenso im Protokoll vermerkt und die Standposition mit Klebmarkern für diesen Messtag am Boden visualisiert.

#### **Maßangefertigte Messapparatur**

Die „Messapparatur zur statischen und dynamischen Kraftmessung“ von der THUMEDI GmbH & Co. KG wurde nach Vorgaben der Projektentwickler angefertigt. Die Messapparatur besitzt auf der obersten Ebene eine Ablagefläche für den rechten Unterarm, welcher mittels vier individuell verstellbaren Hartpolstern fixiert werden kann. Handgelenk und Hand reichen über diese obere Ebene heraus, sodass eine Positionierung des Handgelenks oberhalb eines Winkelmessers, welcher sich auf der Ebene darunter befindet, möglich ist. Am Winkelmesser ist eine Hebelarm befestigt, an welchem an drei Positionen eine

gebogene Handplatte aus Hartplastik angebracht werden kann. Diese Handplatte kann wiederum an sechs festen Positionen auf der unteren Ebene fixiert werden, welche ausgehend vom Drehzentrum des Winkelmessers, radial in einem 20° Abstand fixiert werden kann (40° Extension bis 60° Flexion). Die Fixierung erfolgte über das Einhängen eines Kraftmessers (Tedeo Huntleigh® Wägezelle 615) zwischen den Fixpositionen und dem Hebelarm (vgl. **Abbildung 12**).



**Abbildung 12** - Messapparatur zur statischen und dynamischen Kraftmessung von der THUMEDI GmbH & Co. KG

Während der Anpassung der Apparatur an die Proband:in war die Handplatte und somit auch das Handgelenk in Neutralstellung (0°) eingestellt. Der genäherte Drehpunkt der Handgelenke, der Proc. styloideus ulnaris (Murgia et al., 2004), wurde über dem Drehzentrum des Winkelmessers positioniert und die Handplatte so gesetzt, dass die Fingergrundgelenke am Befestigungsstab der Handplatte zum Liegen kamen. Die Steckposition der Handplatte wurde im Protokoll vermerkt und Markierungen mit Hautstiften an Anliegeflächen von Handplatte und Fixationspolstern gesetzt (vgl. **Abbildung 11** und **Abbildung 13**). Nach Anpassung der Messumgebung an die Proband:in erfolgt die standardisierte Vorbereitung zur OEMG-Messung.



**Abbildung 13** - Elektrodenposition nach SENIAM-Vorgaben (Hermens, 1999) am Beispiel zweier Proband:innen

### 2.3.2.2 Standardisierung der OEMG-Messungen

Zur OEMG-Messung entsprechender Muskeln der rechten Körperhälfte markierte die Versuchsleiter:in die Elektrodenpositionen aller zu klebenden Oberflächenelektroden mit einem wasserlöslichen Hautstift und entfernte, falls nötig, Haare mit einem Einwegrasierer, um diese als Störfaktor zu eliminieren. Weiterhin wurden alle markierten Stellen mit einer abrasiven Paste und einem Papiertuch gesäubert. Daraufhin konnten für den M. flexor digitorum superficialis und den M. flexor carpi radialis platzsparende, runde Klebeelektroden des Typs 30 x 24 mm H124SG (Kendall™) mit Flüssiggel angebracht und für den M. extensor digitorum, den M. trapezius pars descendens, M. biceps brachii und eine Referenzelektrode am Dornfortsatz des Halswirbelkörpers 7 (C7) größere,

ovale Klebeelektroden des Typs 42 x 24 mm H93SG (Kendall™) mit Flüssiggel angebracht werden. Die Platzierung erfolgte nach Empfehlungen des SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) Projekts (Hermens, 1999) und der EMG-Fibel (Konrad, 2011), konkret nachvollziehbar in **Tabelle 2** und **Abbildung 13**. Aus den Standardisierungsvorgaben hervorgehend muss ein Abstand von ca. 2 cm zwischen den paarigen Elektroden eingehalten, entsprechende Elektroden verwendet und die Elektrodenpositionierung oberflächlich eines Muskels in Muskelfaserverlaufsrichtung vorgenommen werden. Die endgültige Anbringung auf der Haut wurde bei jeder Proband:in fotografisch festgehalten, nachdem eine Funktionsprüfung durch willentliche Ansteuerung der Zielmuskulatur deutlich im OEMG sichtbar wurde.

Eine Interferenz des tieferliegenden M. flexor digitorum profundus mit der Messung des M. flexor digitorum superficialis ist wahrscheinlich, jedoch nicht negativ beeinflussend, da die Mm. flexores digitorum sup. et prof. für die spätere Auswertung als funktionelle Einheit betrachtet werden.

**Tabelle 2** - Standardisierung der Elektrodenpositionen zur OEMG-Messung

<b>Muskel</b>	<b>Systematik</b>
<b>M. trapezius pars descendens</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Verbindungslinie <u>C7 und Acromion</u></li> <li>- Bei der Hälfte der Linie 2cm in lateraler Richtung ist die Mitte zwischen den zwei Elektroden</li> <li>- Test: Schultergürtel Elevation</li> </ul>
<b>M. biceps brachii</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberarm angelegt, 90° Ellenbogenflexion, M. biceps brachii kontrahiert</li> <li>- Elektroden frontal auf den Muskelbauch kleben</li> <li>- Test: Flexion im Ellenbogengelenk</li> </ul>
<b>M. extensor digitorum</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberarm angelegt, 90° Ellenbogenflexion, Handfläche nach <u>unten</u></li> <li>- Verbindungslinie zwischen <u>Epicondylus lateralis und Proc. styloideus radii</u></li> <li>- Punkt bei <u>1/2 der Verbindungslinie</u> ist Applikationspunkt der distalen Elektrode</li> <li>- Test: Fingerextension II-V und Handgelenksexension</li> </ul>
<b>M. flexor digitorum superficialis (FDS)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberarm angelegt, 90° Ellenbogenflexion, Handfläche nach <u>oben</u></li> <li>- Punkt bei <u>3/4 des Abstands vom Handgelenk zum Epicondylus medialis</u> ist die Mitte der beiden Elektroden (ulnar zum M. flexor carpi radialis)</li> <li>- Test: Flexion der Finger ohne Handgelenk</li> </ul>
<b>M. flexor carpi radialis (FCR)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Oberarm angelegt, Ellenbogenflexion 90°, Handfläche nach <u>oben</u></li> <li>- Verbindungslinie zwischen <u>Epicondylus medialis und Proc. Styloideus radii</u></li> <li>- Punkt bei <u>1/3 von Epicondylus med. und 1 cm ulnar der Verbindungslinie</u> ist die Mitte zwischen den zwei Elektroden (radial des M. FDS)</li> <li>- Test: Flexion des Handgelenks und Radialduktion</li> </ul>

Die OEMG-Signale, sowie die des Kraft- und Winkelsensors wurden vom PS12 [PhysioSkop12; speichert, analysiert und überträgt Messsignale; physische Auflösung 24 Bit; gesamt CMRR > 98 dB; effective Gesamtsumme von Rauschen < 0.5  $\mu$ V root mean square (RMS); linearer Typ.  $\pm$ 0,1 dB bei 30–1,200 Hz; Eingangsimpedanz 190  $\pm$ 10 MOhm bei 50 Hz] der THUMEDI GmbH und Co. KG erfasst und von dort via Bluetooth an zugehörige Software auf dem Versuchsleiter:in-PC in Echtzeit gesendet. Weiterhin werden Rohdaten und errechnete Kennwerte (Rohdaten nach Filtrierung und Transformation) auf einer micro-SD-Karte aufgezeichnet. Das PS12 misst mit einer Abtastfrequenz von 4096Hz (Hochpassfilter, 2.Ordnung, –3 dB bei 4 Hz; Tiefpassfilter, 11.Ordnung, –3 dB bei 1.300 Hz) und transformiert Daten in den Frequenzbereich (1.024-Punkte Fast Fourier Transformation mittels Bartlett-Fenster mit 50% Überlappung). Die Signale werden bereits kurz nach Eingang über die Elektroden zusätzlich verstärkt.

Das PS12 besitzt acht Eingänge, welche mit farblich unterscheidbaren Kabeln wie in **Tabelle 3** gekennzeichnet besetzt und markiert wurden.

*Tabelle 3 – Kanalbelegung der acht Eingänge des PhysioSkops12*

Kanal	Farbe	Muskel/Lokalisation
1	Rot	M. trapezius pars descendens
2	Gelb	M. biceps brachii
3	Grün-Schwarz	M. extensor digitorum
4	Blau-Schwarz	(nicht in Benutzung)
5	Grün	M. flexor digitorum superficialis
6	Blau	M. flexor carpi radialis
7	Winkelsensor	Winkel (in Grad)
8	Tedea Huntleigh 615	Drehmomentmessgerät [Nm]

### 2.3.2.3 Standardisierung individueller Voraussetzungen

Neben der Standardisierung von Messumgebung und -apparaturen und Zubehör galt es die Voraussetzung der Proband:in für den Messtag und den Kontrolltag möglichst gleich zu gestalten. Hierzu gehörte die Einbestellung der

Proband:innen zu gleichen Tages- bzw. Uhrzeiten, um intraindividuelle circadiane Einflussfaktoren zu minimieren und ein Mindestabstand von fünf Tagen, um mikroskopische, strukturelle Muskelschäden (Muskelkater) keine Möglichkeit auf Einfluss und Motivationsminderung zu geben. Hierzu gehörte auch eine Sportabstinenz 48h vor einem Messtermin, sowie die Vermeidung stark unterarmbelastender Aktivitäten. Die Proband:innen wurden zusätzlich gebeten gleiche Mahlzeiten und Snacks, vor und während der Messtermine zu sich zu nehmen. Alle diese Daten wurden zu Beginn eines Messtermins abgefragt, ebenso wie tagesaktuelle Beschwerden und im Messprotokoll festgehalten. Vor jedem Messtermin erhielten die Proband:innen eine erneute Aufklärung zum Tagesablauf, den wichtigen Punkten der Messungen und einen Ausblick auf evtl. noch ausstehende Messtermine.

Während der Messtermine blieben die Proband:innen weitestgehend in der Messumgebung und mit den OEMG-Kabeln verbunden. Lediglich ein „Abkabeln“ für Toilettenbesuche (1-2x/Messtag oder Kontrolltag) war vorgesehen, wobei die Klebeelektroden auf der Haut verblieben und die Kontakte zum PS12 per Druckknopf gelöst wurden. Während Regenerationszeiten durften die Versuchspersonen nicht hand- und unterarmbelastende Tätigkeiten, wie Lesen und Filme schauen verrichten. Vor jeder Messung nach einer Erholungsphase erfolgte eine standardisierte Überprüfung der korrekten Position von Hand, Unterarm und Standposition der Proband:in.

### **2.3.3 Erfassung von primären Ergebnisparametern**

Als primäre Ergebnisparameter dienen die per OEMG aufgenommenen Daten der eA und MF des FDS und FCR, während der neun submaximalen Ermüdungsmessungen am Messtag. Alle Aufnahmen von aktionsbasierten Daten (ergebnisrelevante, willentliche Kontraktionen) wurden bereits während der Messungen mit entsprechenden Markern im OEMG-Aufnahme-Protokoll versehen zur eindeutigen Identifizierung.

## **Aufnahme der primären Ergebnisdaten**

Die entsprechenden OEMG-Daten der 18 Proband:innen wurden pro Individuum in randomisierter Reihenfolge am Messtag aufgenommen. Vor jedem Start einer Messung wurde die Stand- und Unterarmposition der Proband:in kontrolliert und die Grundaktivität (eA und MF) der Muskeln als sog. OFFSET über drei Sekunden erfasst.

Daraufhin erfolgte ein mündliches Startsignal einer MVC der Handgelenkflexoren, welche dann unter Anfeuerung der Versuchsleitung für drei bis fünf Sekunden aufrechterhalten werden musste. Es folgte eine 60-sekündige Pause und eine erneute Positionskontrolle.

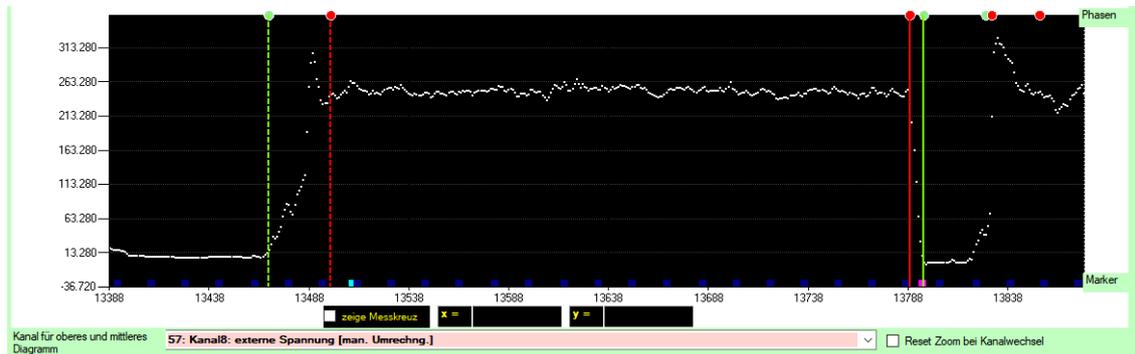
Durch ein mündliches Startsignal startete die Ermüdungsmessung und die Proband:in baute entsprechende Kraft auf, um das erforderliche Drehmoment, welches auf dem Feedback ersichtlich war, zu erreichen. Die Messung dauerte so lange an bis die Proband:in eine 6/10 auf der CR-BORG-10 Skala angab oder die Versuchsleitung die Messung beendet, da das erforderliche Drehmoment nicht länger aufrechterhalten werden konnte.

In sofortigem Anschluss wurde eine erneute MVC für drei bis fünf Sekunden durchgeführt.

## **Vorbereitung der primären Ergebnisdaten**

Die so aufgenommenen OEMG-Daten mussten für jede Ermüdungsmessung aus dem OEMG-Protokoll kontrolliert, isoliert und gekennzeichnet werden. Hierzu wurde eine sog. Phasensetzung vorgenommen. Entscheidend war bei der Sichtung der Daten eine Zeitphase und eine Plateauphase zu setzen. Die genannte Zeitphase begann mit dem Verlassen der eA- und MF-Daten des Niveaus der Grundaktivität und damit dem Start der willentlichen Kontraktion und endete mit dem erneuten Erreichen dieses Niveaus der Grundaktivität und umfasste so den kompletten Zeitraum der willentlichen Kontraktion unabhängig vom aufgebrauchten Kraftniveau. Die sog. Plateauphase begann hingegen erst mit dem Erreichen des Zielkraftniveaus und endete mit dem Verlassen eben dieses. So umfasste die Plateauphase lediglich die Daten, welche der

potenziellen Muskelermüdung eines erforderlichen Kraftniveaus entsprangen (vgl. **Abbildung 14**).



**Abbildung 14** - Beispiel einer Phasensetzung einer Ermüdungsmessung im 40%-Kraftniveau

Die äußere (grüne) Zeitphase beginnt mit der willentlichen Kontraktion und enthält so auch den Zeitraum des Kraftauf- und -abbaus, die innere (rote) Plateauphase hingegen umfasst nur den Bereich, in dem das geforderte Drehmoment aufrechterhalten wurde.

Die Daten der elektrischen Aktivität werden bereits durch das verwendete PhysioSkop12 in den Effektivwert Root Mean Square (RMS) verrechnet, welcher zur Analyse als geeignet gilt [Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, 2013]. Die RMS [ $\mu\text{V}$ ] berechnet sich folgendermaßen: „Quadrierung und Integration des Roh-Signals über ein definiertes Zeitfenster, Division durch die Fensterlänge, Radizierung“ (R. Seibt, 2002).

$$eA_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} * \int_0^T x(t)^2 dt}$$

Als zweiter Parameter wird die Medianfrequenz, gemessen in Hz (Unter Verwendung eines Bartlett-Fensters von 125 ms), betrachtet. Aus den Werten der jeweiligen Plateauphase wurde eine lineare Regression (LinReg) errechnet, sprich eine angepasste Gerade, welche möglichst viele Datenpunkte dieser Plateauphase abbildet.

### 2.3.4 Erfassung von sekundären Ergebnisparametern

Als sekundäre Ergebnisdaten dienen die aufgenommenen Haltedauern der neun Ermüdungsmessungen der Handgelenkflexoren des Messtages und die

Abnahme des maximalen Drehmoments der MVCs von vor einer der Ermüdungsmessungen im Vergleich zur MVC direkt nach der gleichen Ermüdungsmessung.

### **Aufnahme der sekundären Ergebnisdaten**

Der Ablauf der Aufnahme der auf die Ermüdungsmessungen bezogenen Zeit- und Drehmomentangaben wurde bereits im Abschnitt **2.3.3** erläutert. Zusätzlich wurde alle 30 Sekunden der aktuelle Ermüdungsgrad nach der CR-BORG-10 Skala erfragt und dokumentiert.

Zur interindividuellen Vergleichbarkeit der Drehmomentabnahmen muss eine Normalisierung anhand eines Referenzwertes des Drehmoments, der hier sog. MVC-Tagesreferenz, erfolgen (Burden, 2010). Diese Tagesreferenz wurde zu Beginn eines jeden Mess- und Kontrolltags ermittelt. Hierzu wurden drei Mal drei- bis fünf-sekündige MVCs der Handgelenkflexoren unter bekannten Standardisierungsbedingungen im Abstand von je 60 Sekunden in Neutralstellung vorgenommen. Der Höchstwert des Drehmoments dieser drei MVCs wurde als MVC-Tagesreferenz ( $DM_{MAX-NEUTRAL}$ ) für diese Proband:in für den jeweiligen Messtag oder Kontrolltag angenommen

### **Vorbereitung der sekundären Ergebnisdaten**

Die Haltedauer der Ermüdungsmessungen wurde mit der Zeitphasensetzung, wie in Abschnitt **2.3.3** beschrieben, quantifiziert.

Es erfolgte eine Peak-Phasensetzung bei den drei- bis fünf-sekündigen MVC-Messungen. Als Peak-Phase wurde möglichst ein Zeitintervall von drei Sekunden gewählt, welches zwingend den maximalen Peak der Kraft beinhalten musste und die damit assoziierten Spitzen der elektrischen Aktivität (eA) und Medianfrequenz (MF) von sowohl M. flexor carpi radialis (FCR) als auch M. flexor digitorum superficialis (FDS). Waren diese Peaks nur knapp außerhalb des 3-Sekundenbereichs so wurde dieser erweitert. OEMG-Spitzen, die sichtbar nicht mit der maximal erbrachten Kraft vereinbar waren, wurden nicht eingeschlossen. Durch dieses Vorgehen mussten Berechnungsphasen der MVCs auch zum Teil

auf 2,375 Sekunden gekürzt werden. Waren zwei sehr identische Kraftspitzen zu sehen wurde alle zugehörigen, absoluten Peaks der übrigen relevanten Parameter eingeschlossen, sodass es zu einer maximalen inneren Phase von 5,625 Sekunden kam. 94% der MVCs trafen jedoch den gewünschten Auswahlbereich von drei Sekunden.

Um die absolute Drehmomentabnahme interindividuell vergleichbar zu machen muss die Differenz der Momente auf den Wert der MVC-Tagesreferenz normalisiert (Burden, 2010) werden, sodass sich eine relative Drehmomentminderung ( $\Delta DM_{relativ}$ ), rechnerisch damit auch eine relative Kraftminderung, in Bezug auf die Tagesreferenz ergibt:

$$\Delta DM_{relativ} = \frac{MVC_{vorher} - MVC_{nachher}}{DM_{Max-Neutral}}$$

### 2.3.5 Erfassung von Kontrolldaten

Bei der Nutzung bzw. Erstellung eines neuen Versuchsprotokolls gilt es zu verifizieren, dass dieses nicht nur die primären und sekundären Ergebnisparameter messbar macht, sondern dass auch keine ungewollten Einflüsse die Werte dieser Parameter verzerren. Mögliche Verzerrungen, welche nicht bereits durch genannte Standardisierungen minimiert wurden, hätten insbesondere durch die Akkumulation von Muskelermüdung über den ca. acht Stunden andauernden Messtag bedingt sein können. Um die Aussagekraft dieser explorativen Ergebnisse einschätzen zu können wurden mehrere Kontrollmessungen in das Versuchsprotokoll integriert.

#### Aufnahme der Kontrolldaten

Als maßgebliche Kontrollmessung diente eine auf 15 Sekunden angesetzte Kontraktion der Handgelenkflexoren in Neutralstellung des Handgelenks mit 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$ . Diese als 15%-Referenz deklarierte Kontrolle erfolgte das erste Mal, nach fünf-minütiger Erholungszeit, nach der Erhebung der  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  und wiederholte sich vor jedem randomisierten Wechsel des Kraftniveaus der

Ermüdungsmessungen (10, 20 und 40%). Eine letzte 15%-Referenz wurde vor der abschließenden Erschöpfungsmessung erhoben, sodass insgesamt je fünf 15%-Referenzen über den Messtag und den Kontrolltag erhoben wurden.

Neben der Nutzung als sekundäre Ergebnisdaten können die vor den Ermüdungsmessungen aufgenommenen Daten der MVCs, ebenso wie die zeitlich korrelierenden MVC-Messungen des Kontrolltags als Kontrolldaten genutzt werden, da muskuläre Ermüdung auch als Reduktion der maximal aufbringbaren Kraft definiert wird.

Die tagesabschließenden Erschöpfungsmessungen des Mess- und Kontrolltages erfolgten nach Durchlaufen der der vorhergegangenen Ermüdungsmessungen angepassten Erholungsphase und der Aufnahme eines OFFSETs, einer 15-Referenz und einer MVC in Neutralstellung. Die Erschöpfungsmessungen beinhaltete eine Kontraktion der Handgelenkflexoren in Neutralstellung bei 20%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  und wurde erst beendet, wenn die Proband:in die geforderte Leistung ermüdungs- oder beschwerdebedingt nicht länger aufrechterhalten konnte. Es folgte eine sofortige MVC.

Neben den Drehmoment- und OEMG-Daten des FDS und FCR wurden zur Überprüfung von abweichenden Kontraktionsprofilen auch funktionelle Synergisten (M. biceps brachii und M. trapezius pars descendens) und Antagonisten (M. extensor digitorum) der Handgelenkflexoren per OEMG überwacht und analysiert. Sichtbare Änderungen der OEMG-Daten von Synergisten und Antagonisten (Non-target-Muskeln) während Messungen der Handgelenkbeugerkontraktionen führten zu einer Korrektur der Position der Proband:in. Zur intraindividuellen Analyse der Daten war auch hier eine Erhebung der Maximalwerte von eA und MF zu Beginn des Mess- und Kontrolltages notwendig. Während die MVC des M. extensor digitorum gegen den manuellen Widerstand der Versuchsleitung für drei bis fünf Sekunden in isometrischer Handgelenkextension (rechter Unterarm der Proband:in auf Polster abgelegt, Hand und Handgelenk frei überhängend, Hand nicht zur Faust geschlossen) erhoben wurde, erfolgten die MVC des M. biceps brachii isometrisch in 90° Ellenbogenflexion (Oberarm an Oberkörper anliegend) gegen

einen unüberwindbaren Widerstand und die des M. trapezius descendens über eine isometrische Kontraktion in 90° Schulterabduktion und Schultergürtelelevation ebenfalls gegen einen unüberwindbaren Widerstand. MVCs von non-target Muskeln wurden im Abstand von 60 Sekunden insgesamt zweimal wiederholt.

### **Vorbereitung der Kontrolldaten**

Aus den 15-sekündigen 15%-Referenzen wurde eine zehn-sekündige Phase der Daten ausgewählt, welche keinen sichtbaren Kraftaufbau auf 15%  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  oder einen Kraftabbau enthält. Alle so gewonnenen Werte der eA und MF der 15%-Referenzen wurden aufgrund interindividueller Vergleichbarkeit mit der  $DM_{MAX-NEUTRAL}$  (Burden, 2010) des jeweiligen Tages wie folgt normalisiert:

$$15\%Referenz_{normalisiert} = \frac{15\%Referenz - DM_{Max-Neutral}}{DM_{Max-Neutral}}$$

Daten aus MVC-Messungen wurden, wie in Kapitel **2.3.4** beschrieben, mit der MVC-Tagesreferenz zur intraindividuellen Vergleichbarkeit normalisiert

Die Daten hervorgehend aus eA und MF der Erschöpfungsmessungen wurden mit gleichen Kriterien wie Ermüdungsmessungen (s. Kapitel **2.3.3**) mit Phasengrenzen versehen und lineare und polynome Regressionen errechnet, sodass Regressionen, die den Charakter des eA- und MF-Verlaufs am besten widerspiegeln ermittelt werden können.

MVC-Messungen von non-target-Muskeln wurden gleich denen der Handgelenkbeuger (s. Kapitel **2.3.4**) mit der Erstellung von Peak-Phasen vorbereitet.

## **2.4 Datenverarbeitung und -verluste**

Die aufgenommen Drehmoment- und OEMG-Daten wurden visuell auf fehlende oder extreme Daten inspiziert. Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit

JMP® 15.2.0 (© 2019 SAS Institute Inc.) und SPSS 26 (© IBM Corp.). Die explorative Modellierung wurde unter Zuhilfenahme von Curve Expert Professionell 2.6 angefertigt.

Nach Datenverteilungskontrollen fiel das Fehlen von drei Messungen auf. Alle drei Messverluste beziehen sich auf MVCs unterschiedlicher Proband:innen am jeweiligen Kontrolltag. Als Grund des Datenverlusts ist in einem Fall eine Unterbrechung der Stromversorgung zu nennen und in beiden anderen Fällen ein menschlicher Fehler der Versuchsleiter:in anzunehmen. Der Verlust dieser doch kleinen Datensätze beeinflusst das Ergebnis dieser Arbeit nicht maßgeblich.

Der relative Anteil an technisch nicht aufnehmbaren Datenpunkten (NaN-Anteil; gezielt gefilterte RMS-Werte  $< 5\mu\text{V}$  aufgrund von bspw. Elektrodenablösung) in Bezug auf die gemessenen gültigen Werte eines Messabschnitts (bspw. MVC oder Ermüdungsmessung) tendiert im Median zu 0 und zeigt ein Maximum bei 0,3% und ist daher insgesamt zu vernachlässigen. Aufgrund eines Übertragungsfehlers kam es jedoch während einer Ermüdungsmessung zu fehlenden Daten der MF des M. biceps brachii während einer Ermüdungsmessung.

### **Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA)**

Als anerkannte Methode zur qualitativen Analyse der muskulären Ermüdung ist die kombinierte Auswertung von Frequenz und Amplitude zulässig. Die von Luttmann et al. (1996) entwickelte JASA-Methode betrachtet die Steigungen der linearen Regressionen ( $\beta$ -Gewichte) der Medianfrequenz und der elektrischen Aktivität miteinander und trifft Aussagen über die Qualität der Muskelaktion. Dies geschieht über die mathematischen Vorzeichen der  $\beta$ -Gewichte. Treffen beide Parameter in dem Ermüdungsquadranten eines zwei dimensional Koordinatensystems (MF-; eA+; vgl. **Abbildung 15**) aufeinander so kann Ermüdung angenommen werden (Luttmann et al., 1996). Eine gleichzeitige positive Steigung der Parameter deutet auf eine ansteigende Kraftanstrengung, ein gleichzeitiger Abfall auf eine sinkende hin. Ist die Steigung der linearen Regression des zeitlichen Verlaufs der Medianfrequenz im positiven und die der

eA im negativen Bereich kann von einer Erholung ausgegangen werden (Luttmann et al., 1996).

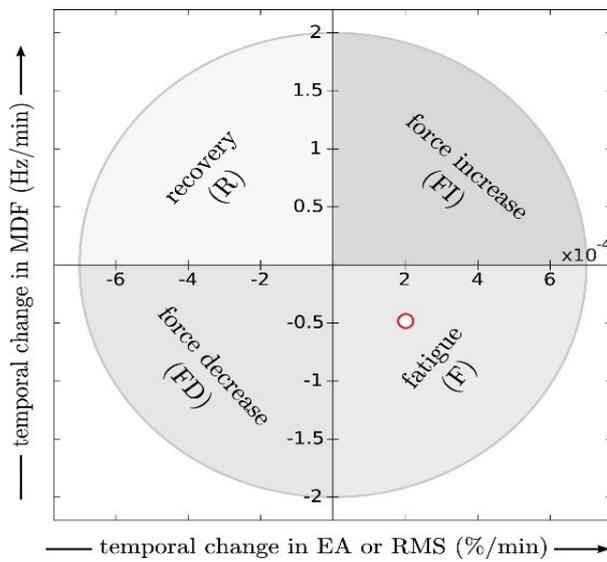


Abbildung 15 - Visualisierung der Quadranten einer JASA von (Dufaug et al., 2020)

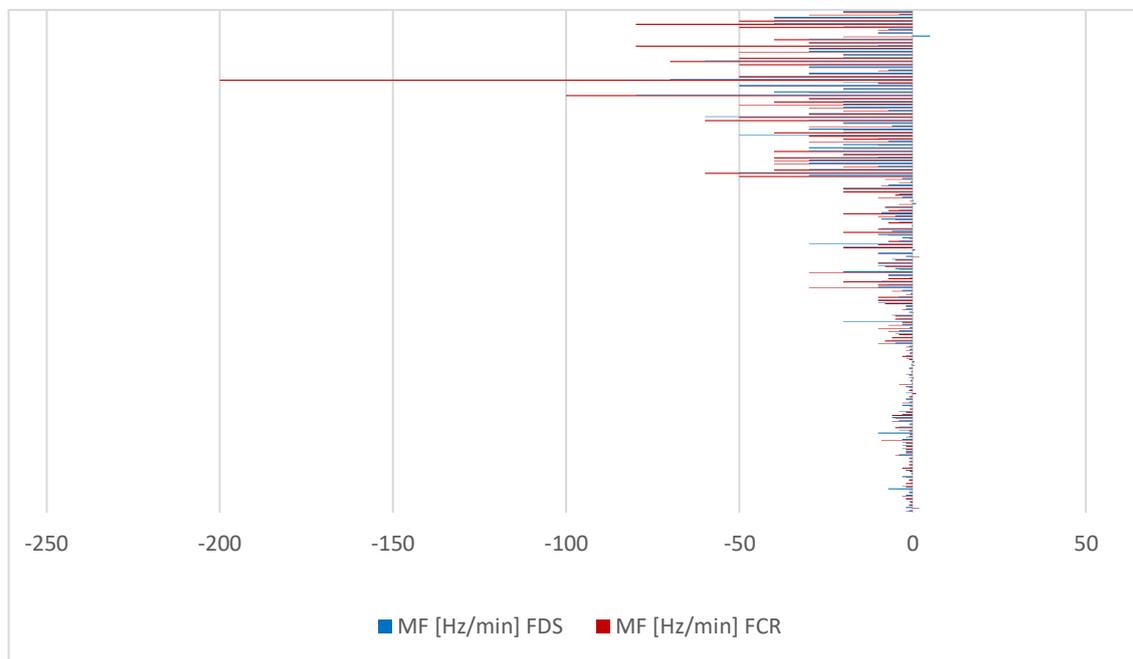
### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Primäre Ergebnisparameter

##### JASA der Ermüdungsmessungen

Über die  $\beta$ -Gewichte, hier auch Steigung genannt, der linearen Regressionen kann zunächst eine qualitative Aussage erfolgen, ob eine muskuläre Ermüdung stattgefunden hat. Dieses, auch hier angestrebte Verfahren, beschrieben (Luttmann et al., 1996) in ihrer „joint analysis of amplitude and spectrum“ (JASA).

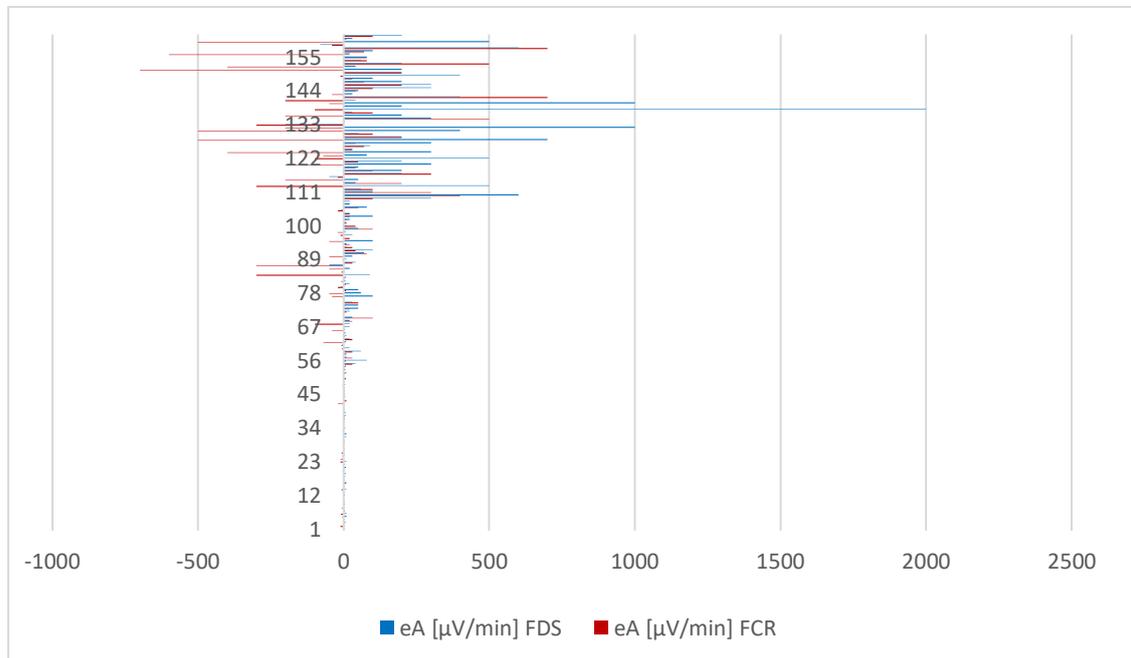
Die Steigungen der LinReg der MF [Hz/min] zeigen in allen drei Handgelenkpositionen und Kraftniveaus im Median negative Werte (FDS: -4,87 Hz/min; FCR: -7,22 Hz/min; vgl. **Abbildung 16**) wodurch ein Sinken der Medianfrequenz bescheinigt werden kann.



**Abbildung 16** - Vergleich aller Medianfrequenzen (MF) der Ermüdungsmessungen des *M. flexor digitorum superficialis* (FDS) und des *M. flexor carpi radialis* (FCR)

Die Daten sind aufsteigend den Kraftniveaus von 10, 20 und 40% der maximalen Kontraktionskraft gestaffelt; beide Muskeln zeigen hauptsächlich für eine Muskelermüdung typische negative Werte.

Die  $\beta$ -Gewichte der LinReg der eA [ $\mu\text{V/s}$ ] zeigen im Median positive Werte über alle Handgelenkstellungen beider Muskeln hinweg (FDS: 16,96  $\mu\text{V/min}$ ; FCR: 1,27  $\mu\text{V/min}$ ). Es ist jedoch zu sehen, dass insbesondere die  $\beta$ -Gewichte der linearen Regression des M. flexor carpi radialis über alle Kraftniveaus hinweg auch in den negativen Bereich hineinreichen (vgl. **Abbildung 17**).



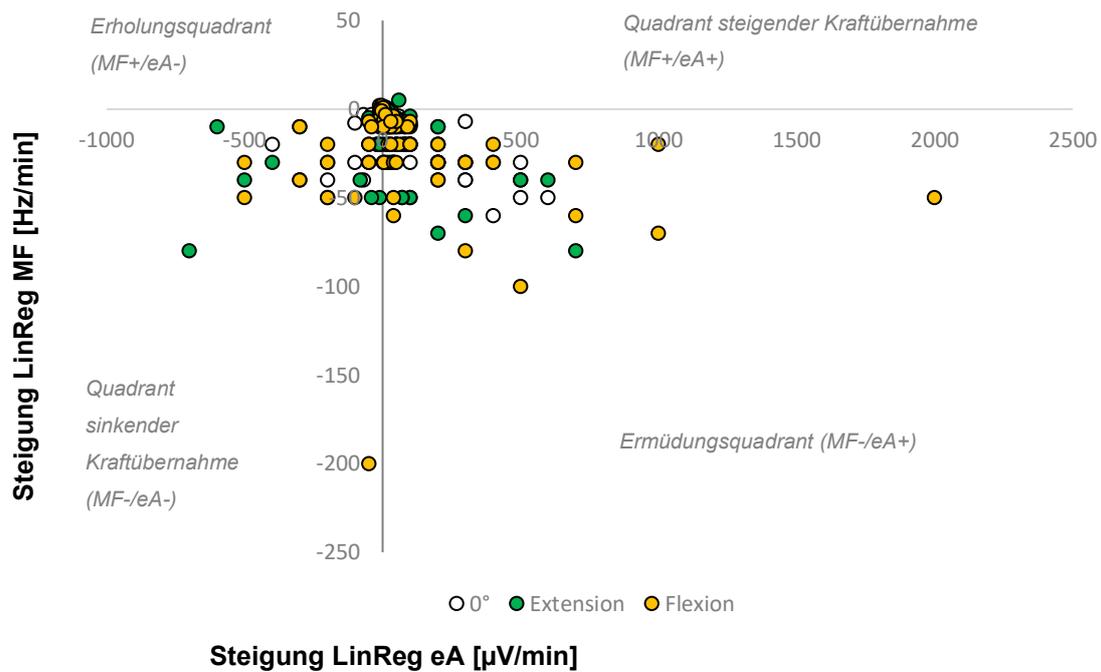
**Abbildung 17** - Vergleich aller elektrischen Aktivitäten (eA) der Ermüdungsmessungen des M. flexor digitorum superficialis (FDS) und des M. flexor carpi radialis (FCR)

Die Daten sind aufsteigend den Kraftniveaus von 10, 20 und 40% der maximalen Kontraktionskraft gestaffelt; die Daten des FCR zeigen sichtbar viele negative Werte, was für keine muskuläre Ermüdung spricht.

Die Ergebnisse der JASA (**Tabelle 4**) zeigen, dass 71,6% der analysierten Punkte im „Ermüdungsquadranten“ liegen. Etwa ein Viertel der Datenpunkte (24,07%) liegt jedoch im Bereich einer abfallenden Kraftanstrengung. 4,32% der Datenpunkte liegen außerhalb dieser beiden Fenster. Eine Kumulation der Datenpunkte nach Winkel ist nicht erkennbar (vgl. **Abbildung 18**).

**Tabelle 4** - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA): Datenverteilung beider Handgelenkflexoren

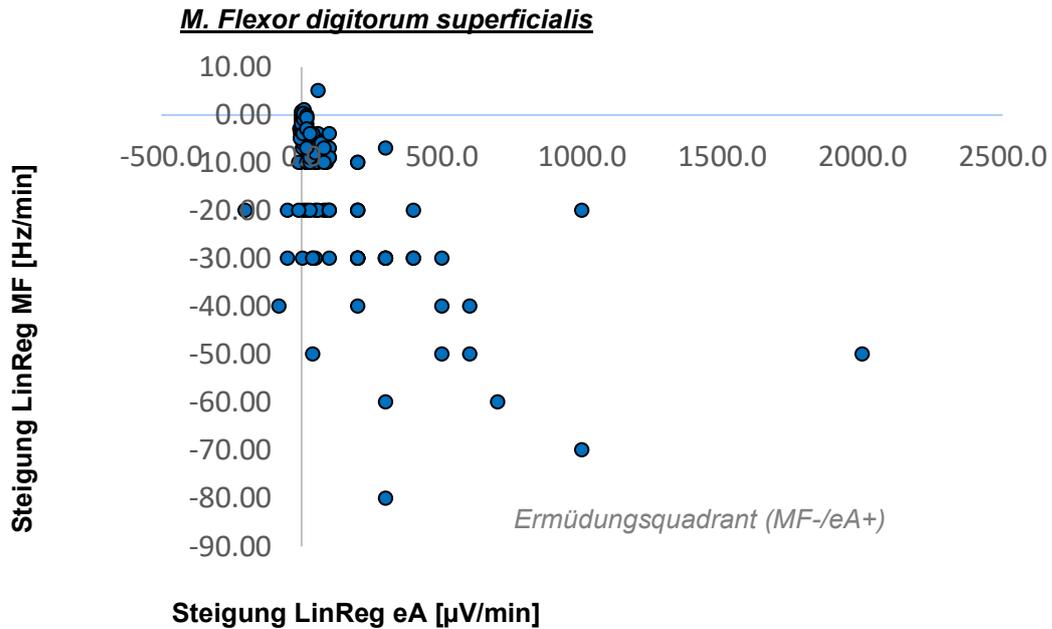
Häufigkeiten	JASA: LinReg MF	
	negativ	positiv
<b>Gesamt %</b>		
<b>JASA: LinReg eA</b>		
negativ	78 24,07%	6 1,85%
positiv	232 71,6%	8 2,47%



**Abbildung 18** - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) beider Handgelenkbeuger nach Luttmann et al. (1996) gruppiert nach Handgelenkpositionen

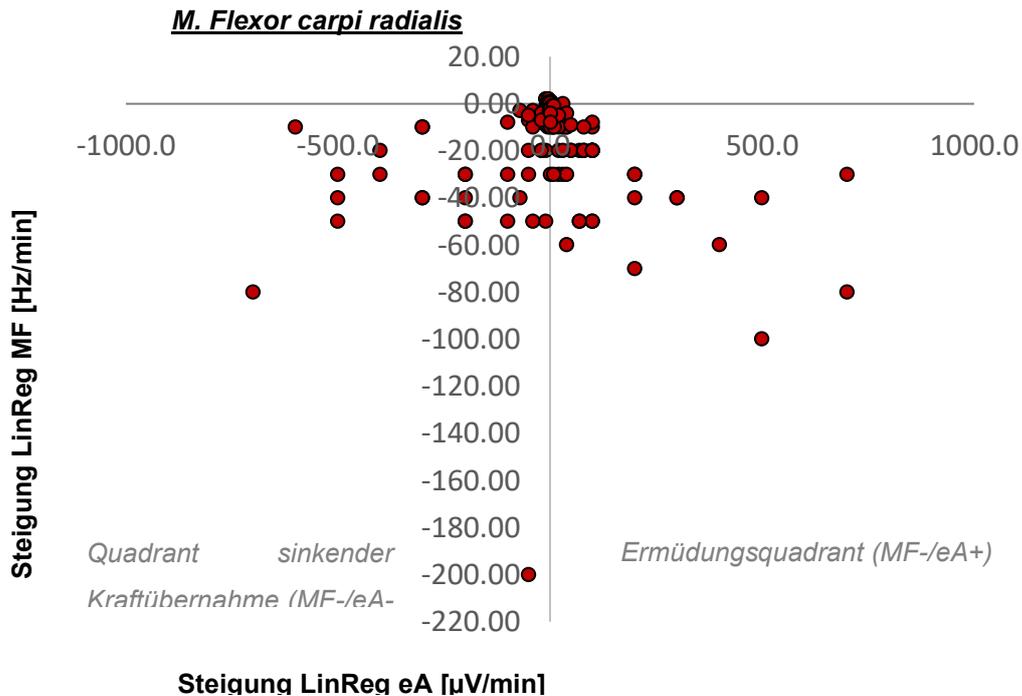
Die Datenpunkte verteilen sich ohne erkennbare Häufung in einer Handgelenkposition in den Quadranten für Ermüdung und sinkender Kraftübernahme.

Während die Steigungen der LinReg der eA des FDS zu 90% im positiven Bereich verlaufen und die der MF zu 96% negativ und somit muskuläre Ermüdung vermitteln (s. **Abbildung 19**), zeigt der FCR einen geringeren Prozentsatz an positiven Steigungen der LinReg (eA) von 57% und der MF von 95% im negativen Bereich (s. **Abbildung 20**). Nach Kriterien der JASA (Luttmann et al., 1996) zeigten dadurch >90% der Ermüdungsmessungen des FDS eine muskuläre Ermüdung, aber nur 57% der Ermüdungsmessungen auch eine muskuläre Ermüdung des FCR. Aus diesem Grund wird die Überprüfung der Hypothesen bzw. die Erstellung des explorativen Modells nur anhand der Daten des M. flexor digitorum superficialis erfolgen.



**Abbildung 19** - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) des *M. flexor digitorum superficialis* nach Luttmann et al. (1996)

Die Analyse der Steigungen der linearen Regressionen (LinReg) von elektrischer Aktivität (eA) und Medianfrequenz (MF) bei submaximaler Ermüdung zeigt 90% der Daten im Ermüdungsquadranten.

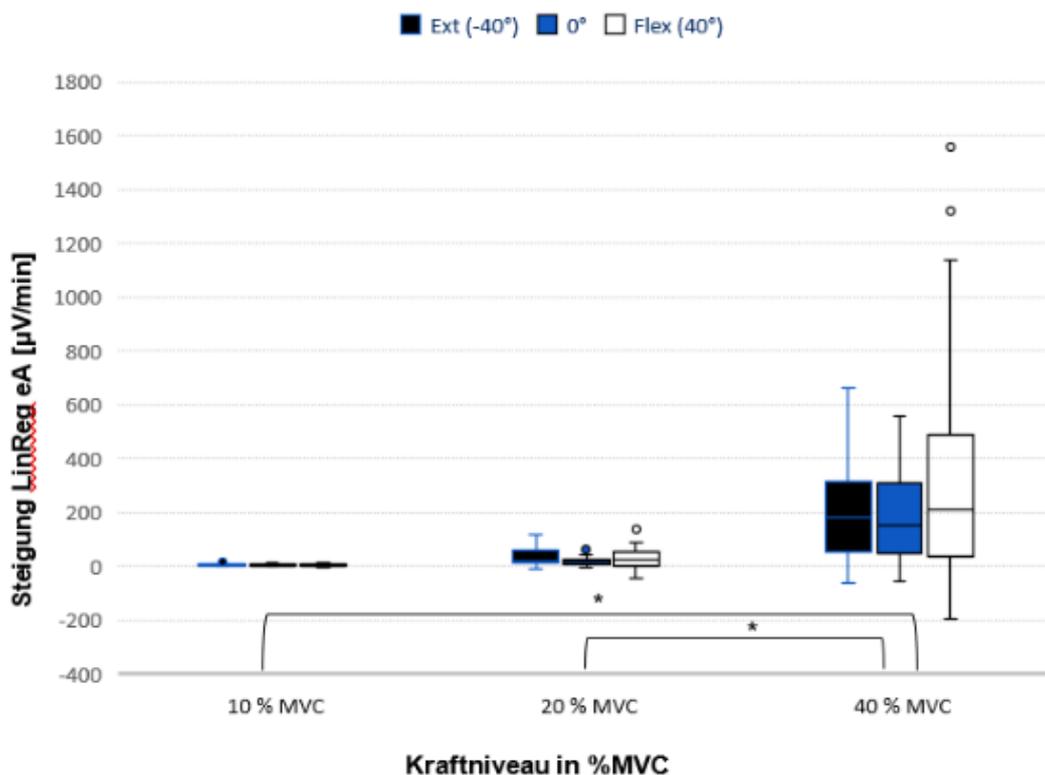


**Abbildung 20** - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) des *M. flexor carpi radialis* nach Luttmann et al. (1996)

Die Analyse der Steigungen der linearen Regressionen (LinReg) von elektrischer Aktivität (eA) und Medianfrequenz (MF) bei submaximaler Ermüdung zeigt 57% der Daten im Ermüdungsquadranten.

## Quantifizierung der OEMG-Daten in Handgelenkpositionen und Kraftniveaus

Werte der Steigungen der LinReg der elektrischen Aktivität des FDS wurden mittels einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung (RM-ANOVA) analysiert und es konnte ein signifikanter statistischer Unterschied belegt werden [ $F(2,136)=5,9265$ ;  $p < 0,0001$  für eA], welcher post-hoc mit dem Tukey-HSD-Test auf höhere Werte im 40%-Kraftniveau gegenüber den übrigen Kraftniveaus zurückzuführen ist. Weiterhin lassen sich größere winkelabhängige Unterschiede der Mediane mit zunehmender Kraft beobachten, welche in der **Abbildung 21** visualisiert worden sind. Statistisch lässt sich bzgl. eines Effektes von Handstellung ( $F(2,136)=2,075$ ;  $p = 0,12$ ), sowie eines kombinierten Effektes von Handstellung und Kraftniveau ( $F(4,136)=2,1055$ ;  $p = 0,083$ ) in einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung kein signifikantes Ergebnis in Bezug auf die eA aufweisen. Ergänzende Zahlwerte zur statistischen Analyse des FDS sind in **Tabelle 5** zu finden.



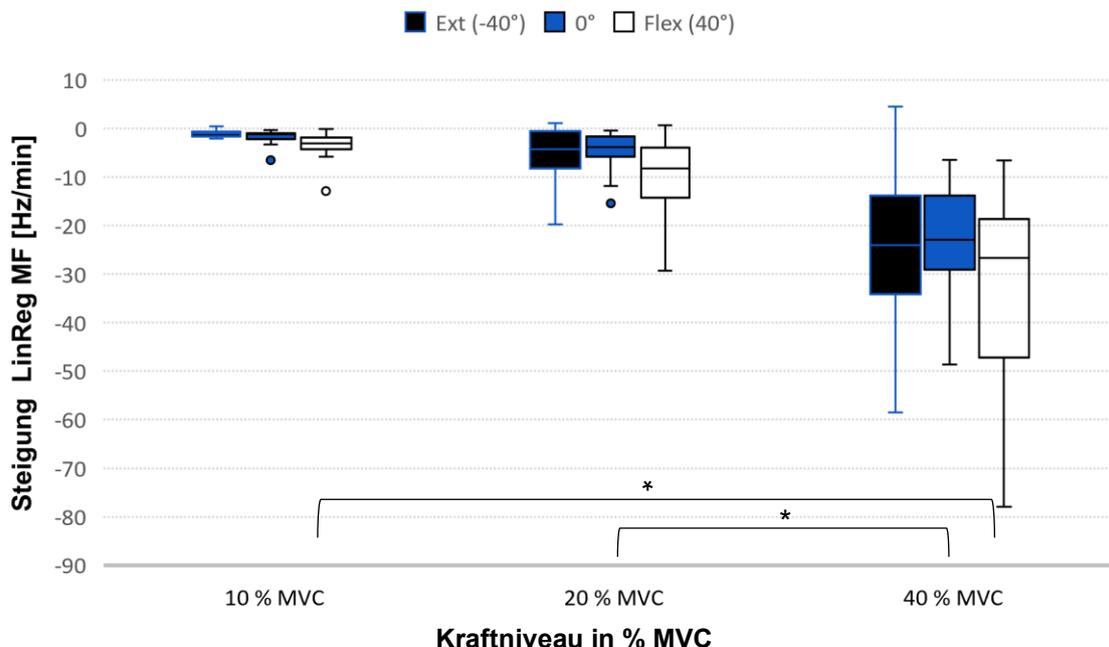
**Abbildung 21** - Steigung des FDS der linearen Regressionen (LinReg) der elektrischen Aktivität (eA) in drei Kraftniveaus der maximal willkürlichen Kontraktionen (MVC) in extenderter, flektierter und neutraler Position

**Tabelle 5 - Mediane und Quartile der Steigungen der Regressionen des FDS**

Mediane und Quartile der Steigungen der Regressionen des FDS		Kraftniveau [%MVC]								
		10%			20%			40%		
Handgelenkposition		-40°	0°	40°	-40°	0°	40°	-40°	0°	40°
Elektrische Aktivität (EA)	1. Quartil	2.72	1.32	-0.498	12	6.65	4.11	52.5	50.4	306
	Median	4.65	3.39	2.25	17.4	18.6	32.1	180	150	210
	3. Quartil	6.98	7.65	7.05	60	25.05	52.5	315	306	486
Medianfrequenz (MF)	1. Quartil	-1.61	-2.22	-4.26	-8.25	-5.82	-14.21	-34.17	-29.12	-47.25
	Median	-0.93	-1.19	-3.06	-4.29	-3.76	-8.23	-23.99	-22.91	-26.7
	3. Quartil	-0.58	-0.93	-1.82	-0.52	-1.63	-3.97	-13.79	-13.8	-18.6

\* zeigt eine statistische Signifikanz bei  $\alpha=0.05$  an

Für die  $\beta$ -Gewichte der LinReg der MF des Fingerbeugers kann über die zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholung ein statistisch signifikanter Unterschied bzgl. der Kraftniveaus festgestellt werden mit  $F(2,136)=39,6509$ ;  $p < 0,0001$ . Nach Analyse über den Tukey-HSD-Test unterscheiden sich die Daten aller Kraftniveaus untereinander. Ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede konnten mit gleicher Methodik in Bezug auf die Handstellung mit  $F(2,136)=7,0748$ ;  $p < 0,01$  gefunden werden (vgl. **Abbildung 22**). Der Tukey-HSD-Test zeigte, dass dieser Unterschied auf eine Abhebung der Werte in 40° Flexion gegenüber der übrigen Handgelenkpositionen zurückzuführen ist. Ein kombinierter Effekt von Handstellung und Kraftniveau kann nicht statistisch signifikant nachgewiesen werden mit  $F(4,136)= 1,2724$ ;  $p = 0,28$ . Alle zugehörigen statistischen Kennwerte können **Tabelle 6** entnommen werden.



**Abbildung 22** - Steigung des FDS der linearen Regressionen (LinReg) der Medianfrequenz (MF) des *M. flexor digitorum superficialis* in drei Kraftniveaus der maximal willkürlichen Kontraktionen (MVC) in extenderter, flektierter und neutraler Position

**Tabelle 6** – Ergebnisse der statistischen Analyse der OEMG-Daten der Unterarmflexoren mittels RM-ANOVA

Statistische Ergebnisse der RM-ANOVA	Kraftniveaus			Handgelenkposition			Kraftniveau × Handgelenkposition		
	df	F-Wert	p-Wert	df	F-Wert	p-Wert	df	F-Wert	p-Wert
<b>M. flexor digitorum sup.</b>									
[µV/min]	2/136	5.93	<0.0001*	2/136	2.08	<0.13	4/136	2.11	<0.09
[Hz/min]	2/136	39.65	<0.0001*	2/136	7.08	<0.01*	4/136	1.27	<0.29
<b>M. flexor carpi radialis</b>									
Steigung eA [µV/min]	2/136	0.01	0.98	2/136	0.49	0.61	4/136	0.20	0.93
Steigung MF [Hz/min]	2/136	108.06	<0.0001*	2/136	3.53	<0.04*	4/136	1.28	0.28

### 3.1.1 Entwicklung eines explorativen Modells

β-Gewichte der LinReg von eA und MF des FDS zeigen einen gemeinsamen Trend zur vermehrten Muskelermüdung in höheren Kraftniveaus und in Flexion. Diese Übereinstimmung befürwortet die Erstellung eines dreidimensionalen, qualitativen Modells zur Abschätzung von Muskelermüdung des FDS in Abhängigkeit von Handgelenkposition und Kraftniveau.

Zur Generierung eines verwertbaren Datensatzes zur Modellierung wurden aus den jeweils 18  $\beta$ -Gewichten der linearen Regressionen der eA und MF von einem Kraftniveau und einer zugehörigen Handgelenkposition ein Median errechnet. Die so errechneten neun Mediane pro MF und eA wurden mittels eines Nullpunkts bei einem Kraftniveau von 0% in jeder Handgelenkposition, welcher durch dreifache Gewichtung forciert wurde, ergänzt. Entsprechende Mediane können in **Tabelle 7** eingesehen werden.

Aus diesem Datensatz kann nun ein intra- und extrapoliertes Modell über die Software Curve Expert Professionell 2.6 erstellt werden. Die Modelle werden bis zu je 50° Flexion und Extension, sowie zum Kraftniveau 50% extrapoliert. Die Auswahl des mathematischen Modells erfolgte nach bestem Anpassungsgrad und Erklärbarkeit. Als Beispiele eines Ausschlusses für ein potenzielles Modell seien hier eine Normalverteilung oder ein Polynom 3. Ordnung bzw. ein kubisches Modell genannt, welche im Bereich extremer Winkel die Ermüdung mindestens gegen 0 tendieren ließen oder den Nullwert sogar unterschritten.

*Tabelle 7 - Mediane der Anstiege (pro Sekunde) nach Handgelenkposition und Kraftniveau*

Kraft [%MVC]	Winkel [°]	Mediane eA Steigung in [ $\mu$ V/s]	Mediane MF Steigung in [Hz/s]
0*	-40	0	0
10	-40	0.0774	-0.0155
20	-40	0.2912	-0.0715
40	-40	3.0	-0.3998
0*	0	0	0
10	0	0.0567	-0.0198
20	0	0.3066	-0.0627
40	0	2.5008	-0.3818
0*	40	0	0
10	40	0.0373	-0.0510
20	40	0.3848	-0.1371
40	40	3.4704	-0.4454

*\* ein Verlauf durch die Nulllinie wurde durch die dreifache Nennung der Nullpunkte im Kraftniveau 0% forciert*

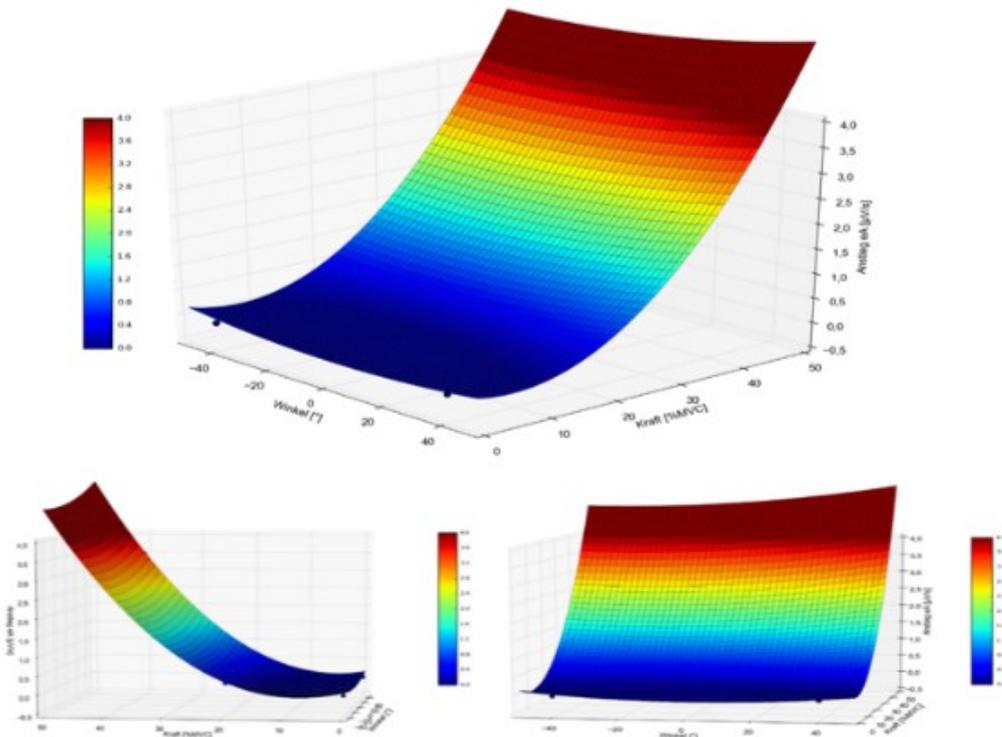
Mit einer Konvergenz von 95,7% zu den Datenpunkten konnte eine voll quadratische Regression als bestes Modell für die elektrische Aktivität ermittelt werden mit folgender Formel\*:

$$eA \text{ Anstieg} \left[ \frac{\mu V}{s} \right] = -7,09 * 10^{-1} - 3,42 * 10^{-1} * x_1 - 5,19 * 10^{-3} * x_2 + 2,71 * 10^{-2} * x_1^2 + 7,99 * 10^{-4} * x_2^2 + 1,38 * 10^{-3} * x_1 * x_2$$

$x_1$  = Kraft [%MVC];  $x_2$  = Winkel [°]

\*je auf zwei Nachkommastellen gerundet

Dieses Modell der eA (**Abbildung 23**) zeigt einen starken Anstieg der Muskelermüdung bei zunehmendem Kraftniveau mit wenig sichtbarem Einfluss der Handgelenkposition. Flexion und Extension weisen einen beinahe symmetrischen vermehrten Anstieg der eA gegenüber der Neutralstellung auf. Erst in höheren Kraftniveaus lässt sich eine höhere eA in Palmarflexion auch gegenüber der Dorsalextension ablesen.



**Abbildung 23** - 3D-Modell muskulärer Ermüdung mit eA-Anstieg, Kraftniveau und Handgelenkwinkel als Faktoren

Die farbliche Kodierung des Modells dient nur der Anschaulichkeit; Palmarflexion des Handgelenks ist mit positiven Winkeln und -extension mit negativen Werten angegeben

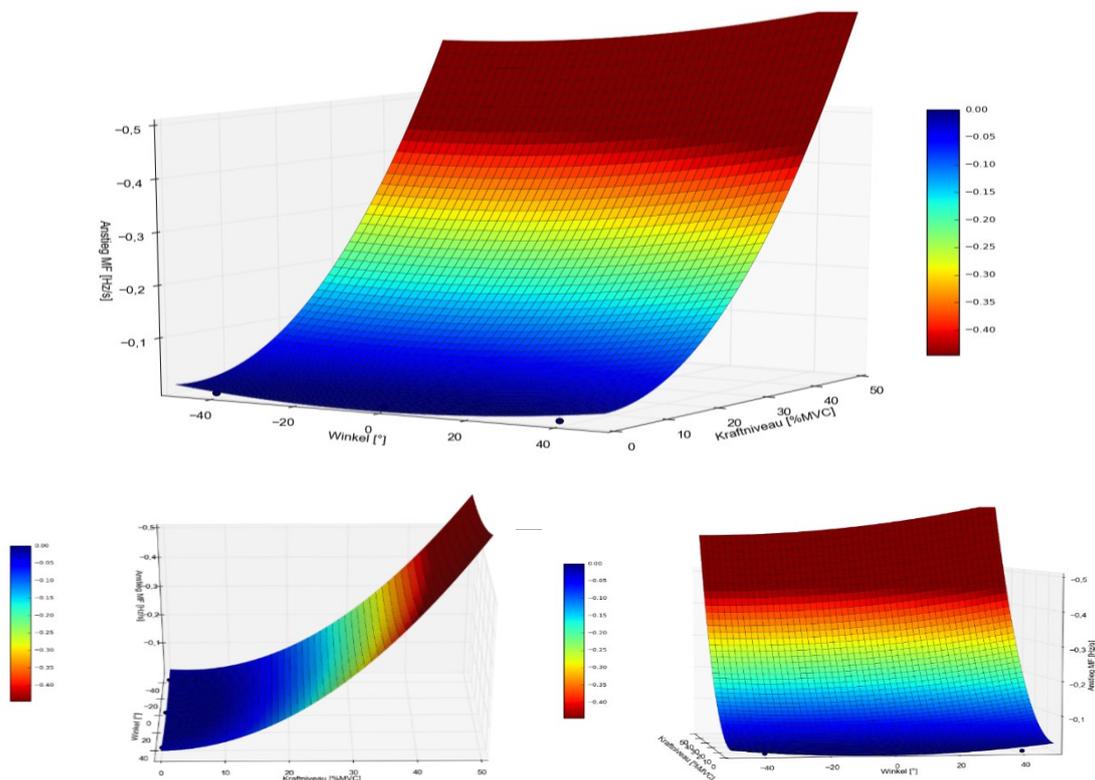
Für die Medianfrequenz konnte ebenfalls eine voll quadratische Regression als bestes Modell mit einer Übereinstimmung von 97,7% ermittelt werden mit folgender Formel\*:

$$MF \text{ Abfall} \left[ \frac{Hz}{s} \right] = -9,73 * 10^{-2} - 6,72 * 10^{-3} * x_1 + 1,04 * 10^{-3} * x_2 + 2,71 * 10^{-3} * x_1^2 + 9,99 * 10^{-5} * x_2^2 + 1,73 * 10^{-4} * x_1 * x_2$$

$x_1$  = Kraft [%MVC];  $x_2$  = Winkel [°]

\*je auf zwei Nachkommastellen gerundet

Dieses Modell der MF () zeigt ebenfalls eine starke Abhängigkeit der abfallenden MF von steigenden Kraftniveaus. Ein asymmetrischer stärkerer Abfall der MF im Gegensatz zur Neutralstellung kann bereits in niedrigen Kraftniveaus erkannt werden und eine stärkere negative Steigung der MF in Palmarflexion gegenüber der Dorsalextension wird in höheren Kraftniveaus deutlicher.



**Abbildung 24** - 3D-Modell muskulärer Ermüdung mit MF-Anstieg, Kraftniveau und Handgelenkwinkel als Faktoren

Die farbliche Kodierung des Modells dient nur der Anschaulichkeit; Palmarflexion des Handgelenks ist mit positiven Winkeln und -extension mit negativen Werten angegeben

### 3.2 Sekundäre Ergebnisparameter

#### Haltedauer

Die aus der gesetzten Zeitphase ableitbaren Haltedauern, während der je neun Ermüdungsmessungen pro Proband:in, werden mittels einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung analysiert und bei statistischer Signifikanz post hoc durch einen Tukey-HSD-Test. Es zeigen sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Haltedauern aller Kraftniveaus [ $F(2,136)=166,8175$ ;  $p < 0,001$ ]. Zwischen den Handgelenkpositionen konnte kein statistischer Unterschied mit ( $F(2,136)=1,9757$ ;  $p < 0,143$ , ebenso wie kein kombinierter Effekt von Kraftniveau und Handgelenkposition [ $F(4,136)=0,9009$ ;  $p < 0,461$ ] festgestellt werden.

Die Mittelwerte der Haltedauer, zu sehen in **Tabelle 8**, zeigen kein einheitliches Verteilungsmuster. Während im Kraftniveau 10% und 20% die Flexion die geringste mittlere Haltedauer aufweist ist dies im Kraftniveau 40% die Extension. Die höchste mittlere Haltedauer ist im Kraftniveau 10% in der Extension zu finden, während in den anderen beiden Kraftniveaus die Neutralstellung des Handgelenks diese Position besetzt.

*Tabelle 8 - Mediane der Haltedauern [s] der Ermüdungsmessungen nach Kraft und Winkel*

Handgelenkposition	Extension	0°	Flexion
<b>Kraftniveau</b>			
10%	319,3	277,9	215,8
20%	108,3	135,3	104,4
40%	42,7	54,5	43,6

#### Drehmomentabnahmen

Die Mittelwerte der beinahe normalverteilten Daten der relativen Drehmomentminderung ( $\Delta DM_{relativ}$ ; Schiefe: -0,03; Wölbung: 0,49) variieren im Kraftniveau 10% in den drei Handgelenkstellungen um etwa einen Prozentpunkt (Spannweite der Mittel von 7,2 bis 8,3%) und im 20%-Niveau um ebenfalls etwa einen Prozentpunkt (Spannweite der Mittel von 9,6 bis 10,7%). Die Variation der Mittelwerte ändert sich stärker im höchsten Kraftniveau, schwankt um ca. 6%

(Spannweite der Mittel von 8,5 bis 14,4%) und kann nach Analyse mittels zweifaktorieller ANOVA mit Messwiederholung jedoch als nicht signifikant [ $F(2,136)=2,5621$ ;  $p < 0,09$ ] angesehen werden. Die wenig differenten Drehmomentabnahmen sind in **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden**

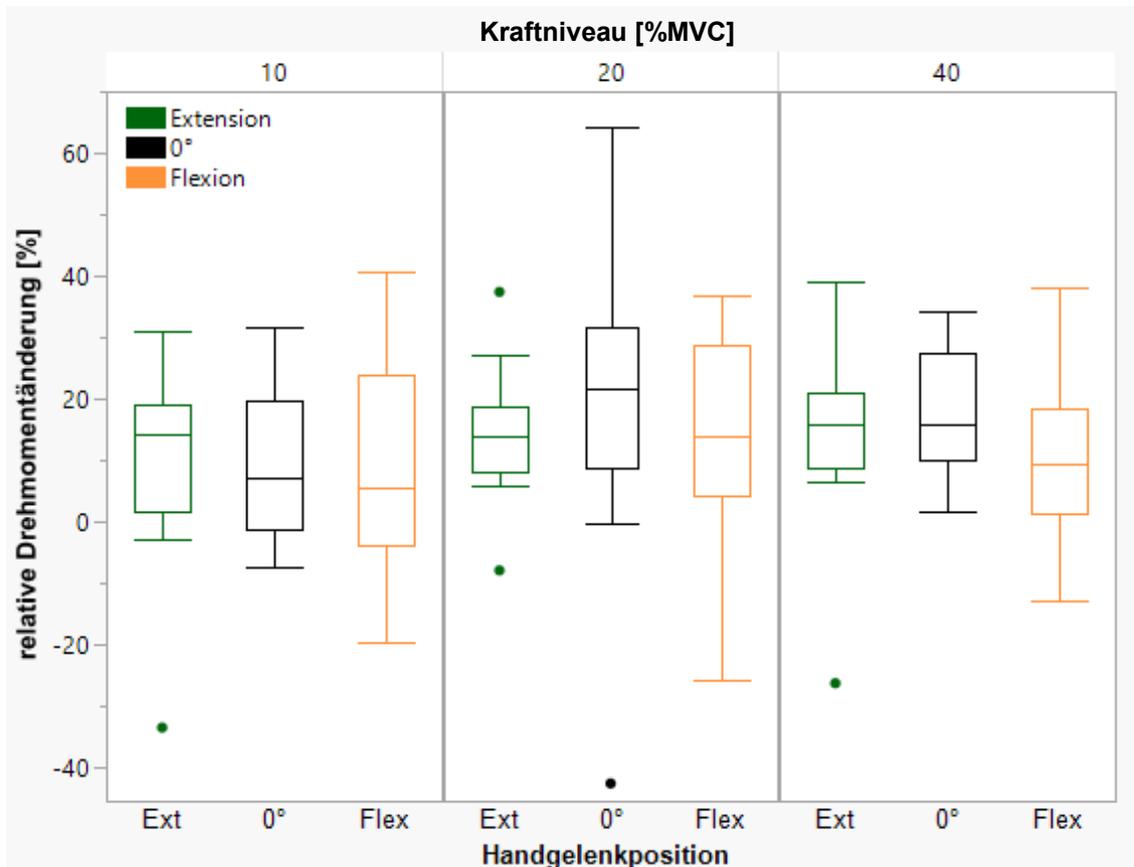


Abbildung 25 - relative Drehmomentänderungen [%] der Drehmomentmessungen während maximalen Kontraktionen direkt vor und nach Ermüdungsmessungen

Höhere Werte bedeuten entsprechend eine höhere Drehmomentabnahme nach erfolgter Ermüdung.

werden. **Abbildung 25** visualisiert.

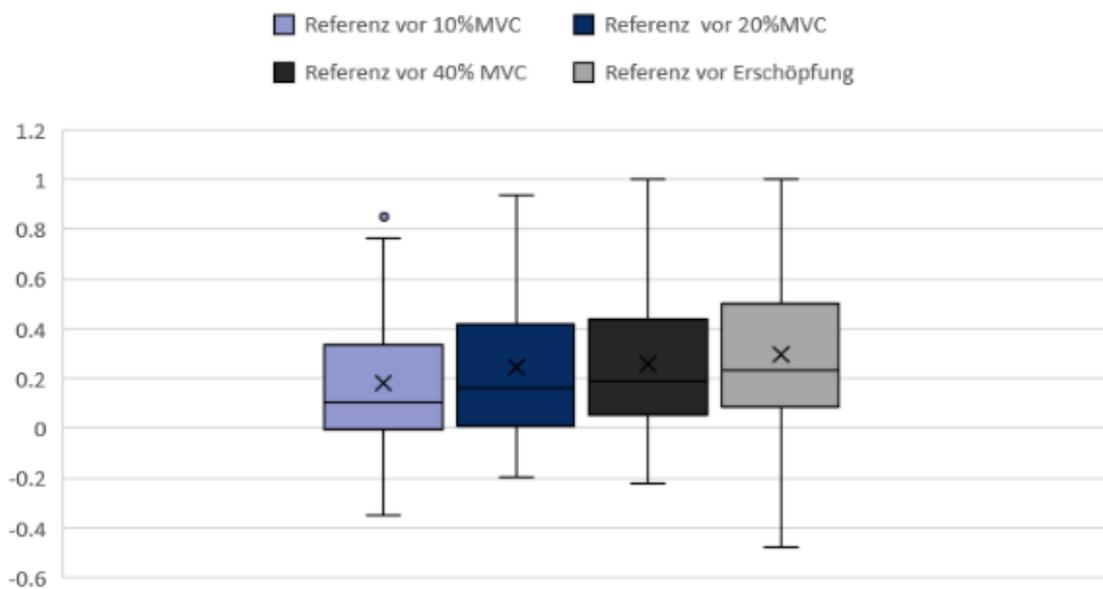
### 3.3 Daten zur Protokollüberprüfung

#### Kontrollen zur Akkumulation von Muskelermüdung

Die OEMG-Daten der 15%-Referenzen zeigten nach visueller Inspektion kein Zeichen von Ermüdung. Die Verteilung der normalisierten eA-Werte der 15%-Referenzen ist in **Abbildung 26** dargestellt (Referenzen 1-3 fanden

entsprechend der Randomisierung der Kraftniveaus zu verschiedenen Zeitpunkten statt).

Um ein statistisches Maß der potenziellen Ähnlichkeit der Werte der normalisierten 15%-Referenzen zu untersuchen, wurde der Intraclass Correlation Coefficient (ICC) der durchschnittlichen Maße in einem zweifach gemischten Modell unter Annahme konsistenter Daten errechnet.

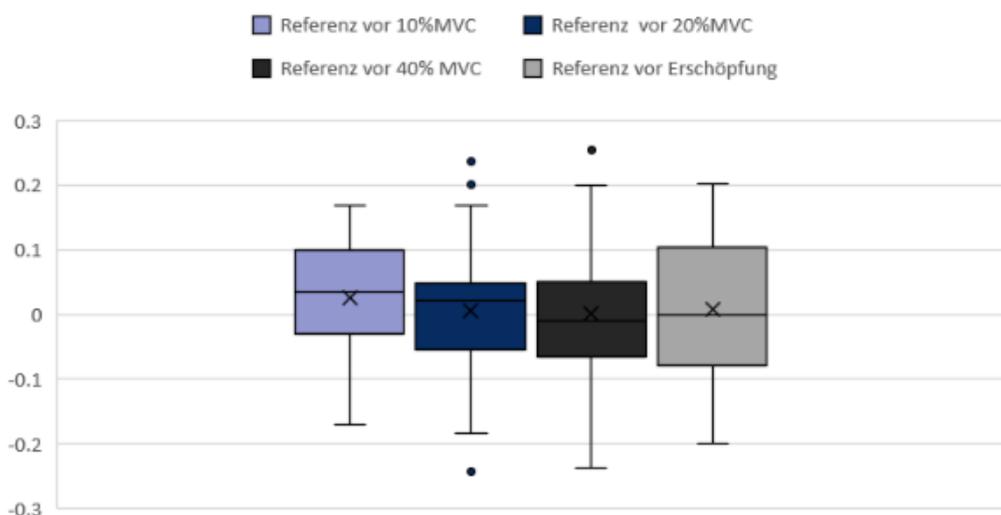


**Abbildung 26** - normalisierte eA beider Handgelenkflexoren der 15%-Referenzen aller vier 15%-Kontrollmessungen im Vergleich

Die Reihenfolge der Referenzen vor 10, 20 und 40%MVC Ermüdungen erfolgte randomisiert.

Für die 15%-Referenzen der elektrischen Aktivität beider Unterarmflexoren des Messtages ergibt sich so ein ICC von 0,967 mit einem 95%-Konfidenzintervall von 0,945 bis 0,981. Zum Vergleich werden die Daten der eA der 15%-Referenzen des Kontrolltages herangezogen und ebenfalls ein ICC errechnet mit dem Ergebnis von 0,997 bei einem 95%-Konfidenzintervall von 0,995 bis 0,998.

Die Werte der MF der normalisierten 15%-Referenzen des Messtages wurden auf gleiche Weise analysiert und eine Korrelation von 0,939 bei einem 95% - Konfidenzintervall von 0,9 bis 0,965, gefunden (vgl. **Abbildung 27**). Zum Vergleich zeigten die Daten der MF des Kontrolltages eine Korrelation von 0,95 bei einem 95%-Konfidenzintervall von 0,918 bis 0,972.



**Abbildung 27** - normalisierte MF beider Handgelenkflexoren der 15%-Referenzen aller vier 15%-Kontrollmessungen im Vergleich

Die Reihenfolge der Referenzen vor 10, 20 und 40%MVC Ermüdungen erfolgte randomisiert.

Als weiterer Kontrolldatenpunkt dienen die gemessenen Drehmomente, welche vor einer Ermüdungsmessung erfasst wurden. Die gemessenen Werte vor den je drei Ermüdungsmessungen in Neutralstellung und der Erschöpfungsmessung sollten bei nicht akkumulierter muskulärer Ermüdung vergleichbar mit der MVC-Tagesreferenz in Neutralstellung sein. Die genannte MVC-Tagesreferenz dient erneut als Normalisierung (Burden, 2010) indem die vier Kontroll-Drehmomente einfach durch den Drehmoment der jeweiligen MVC-Tagesreferenz geteilt werden. Die normalisierten Drehmomente können nun anhand von ICCs auf Korrelation untersucht werden. Bei einer Schwankung der Mittelwerte zwischen den normalisierten Drehmomenten des Messtages von ca. 3% kann eine Korrelation von 0,863 bei einem 95% - Konfidenzintervall von 0,72 bis 0,943 errechnet werden. Die normalisierten Drehmomente des Kontrolltages schwanken um ca. 4% und zeigen eine Korrelation von 0,709 (95% KI bei 0,387 bis 0,883).

Alle Korrelationskoeffizienten der Kontrolldaten können der **Tabelle 9** entnommen werden.

**Tabelle 9 - ICCs der Protokollüberprüfung im Überblick**

Intraklassenkorrelationskoeffizient (ICC)	ICCs zur eA	ICCs zur MF	ICCs zur Drehmomentminderung
Messtag	0,967	0,939	0,863
Kontrolltag	0,997	0,95	0,709

### Kontrolle der muskulären Aktivierungsmuster

Um ein unterschiedliches Aktivierungsmuster der non-target-Muskeln, je nach Handstellung, auszuschließen wurden zusätzlich die Steigungen der LinReg von eA und MF des M. biceps brachii, des M. trapezius descendens und des M. extensor digitorum analysiert. Alle Muskeln zeigten in einer zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung einen statistischen signifikant Unterschied in Bezug auf Drehmomentniveaus, jedoch keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf Handstellungen oder kombinierte Effekte (vgl. **Tabelle 10**).

**Tabelle 10 - Ergebnisse statistischer Analysen supportiver Muskulatur**

Statistische Ergebnisse der RM-ANOVA	Kraftniveaus			Handgelenkposition			Kraftniveau × Handgelenkposition		
	df	F-Wert	p-Wert	df	F-Wert	p-Wert	df	F-Wert	p-Wert
<b>M. trapezius pars descendens</b>									
Steigung eA [µV/min]	2/13 6	4,76	<0,01*	2/13 6	1,35	0,25	4/136	1,47	0,22
Steigung MF [Hz/min]	2/13 6	3,62	<0,03*	2/13 6	1,09	0,33	4/136	0,06	0,99
<b>M. biceps brachii</b>									
Steigung eA [µV/min]	2/13 6	35,5 1	<0,00 01*	2/13 6	1,32	0,26	4/136	1,21	0,31
Steigung MF [Hz/min]*	2/13 5,3	1,20	<0,30	2/13 5,3	1,37	0,25	4/135,3	0,42	0,80
<b>M. extensor digitorum</b>									
Steigung eA [µV/min]	2/13 6	22,9 2	<0,00 01*	2/13 6	0,12	0,88	4/136	0,16	0,96
Steigung MF [Hz/min]	2/13 6	53,8 2	<0,00 01*	2/13 6	1,52	0,21	4/136	0,26	0,90

\* statistisch signifikant bei  $\alpha=0.05$

\*\* nicht auswertbare Datenpunkte vorhanden

## Kontrolle der Charakteristik der Erschöpfungskurven von eA und MF

Die Erschöpfungsmessungen geben am besten den Charakter des Datenverlaufs von eA und MF während muskulärer Ermüdung wieder. Wenn eine Regression über eine komplette Erschöpfungskurve korreliert, so muss sie dies auch bei einer Teilermüdung tun. Um die Korrelation der linearen Regressionen mit den Originaldaten abzugleichen, wird der Pearson-Korrelationskoeffizient ( $|r|$ ) berechnet, sowie der daraus folgende Bestimmtheitsgrad ( $r^2$ ). Die Berechnung des Pearson-Korrelationskoeffizienten ist jedoch nur für lineare Abhängigkeiten ausgelegt und muss daher für die Überprüfung auf Korrelation der polynomischen bzw. quadratischen Regression (Poly2Reg) zu den Originaldaten angepasst werden. Dazu werden die y-Werte (eA) der Originalwerte nicht gegen die Zeit, sondern gegen die eA-Werte der quadratischen Regression ( $y'$ ) zu gleichen Zeitpunkten aufgetragen. Durch dieses Vorgehen werden nun die Abstände der y- und  $y'$ -Werte gegenüber einer imaginären linearen Regression dieser Werte abgeglichen. Besteht also hier eine hohe Korrelation der Werte miteinander, so kann davon ausgegangen werden, dass die quadratische Regression ( $y'$ ) auch mit den Originaldaten ( $y$ ) korreliert. Durch diese „Linearisierung des quadratischen Polynoms“ kann also auch der „angepasste Pearson-Korrelationskoeffizient“ eine Aussage über die quadratische Regression geben. Gleiches Vorgehen wird auch für die MF angewendet. Die Korrelation von linearer und quadratischer Regression ist nur wenig unterschiedlich. Ein genauerer Blick auf die Mediane (s. **Tabelle 11**) der Verteilungen zeigt, dass es sich um Abweichungen von maximal 2,8% handelt. Die Korrelationswerte der eA reichen von 0,41 bis 0,84, während die Korrelationswerte der Medianfrequenz niedriger liegen. Der Bestimmtheitsgrad ( $r^2$ ) der LinReg für die eA liegt im Median bei 0,59 und der Poly2Reg bei 0,63 für den FDS und bzgl. der MF bei einem Bestimmtheitsgrad der LinReg von 0,17 und der Poly2Reg bei 0,18.

*Tabelle 11 – OEMG-Charakterisierung: Mediane der Korrelationskoeffizienten*

<b>Passung der Regressionen</b>	<b><math>\tilde{x}</math> Pearson (LinReg)</b>	<b><math>\tilde{x}</math> Angepasster Pearson (Poly2Reg)</b>
<b>M. flexor dig.sup. - eA</b>	0,769	0,794
<b>M. flexor dig.sup. - MF</b>	0,41	0,4215

## **4. Diskussion**

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen aufgrund der Daten aus OEMG- und Drehmomentmessungen eine klare Abhängigkeit der muskulären Ermüdung durch Variation im Kraftniveau, eine Abhängigkeit in Bezug auf die Handgelenkposition ist ebenfalls aus den Daten ersichtlich, jedoch ohne eindeutige statistische Signifikanz. Hier zeigt der FDS mehr Muskelermüdung in 40° Palmarflexion gegenüber der Neutral- und 40° Extensionsstellung. Weiterhin konnte für den FCR weniger Ermüdung in Flexion im Gegensatz zu anderen Positionen festgestellt werden. Eine kombinierte Abhängigkeit von Kraftniveau und Handgelenkposition ist aus den Daten nicht interpretierbar.

### **4.1 Interpretation primärer Ergebnisparameter**

Die zur Überprüfung der Hypothese (**H1**) verwendeten OEMG-Daten der Ermüdungsmessungen des M. flexor digitorum superficialis zeigen in der eA einen statistisch nicht signifikanten Trend ( $p = 0,12$ ) zur vermehrten Steigerung der  $\beta$ -Gewichte der LinReg in 40° Flexion gegenüber der Neutralstellung und der Dorsalextension. Gleicher Trend ist bzgl. der MF festzuhalten, deren  $\beta$ -Gewichte der LinReg statistisch signifikant ( $p < 0,01$ ) stärker in Palmarflexion gegenüber den übrigen beiden Handgelenkpositionen sank. Gemäß der Prädiktion von Luttmann et al. (2000) ist eine gleichzeitige Hebung der Amplitude mit einer Senkung der Frequenz nötig um sicher eine lokale Muskelermüdung zu bestimmen. Neuere Untersuchungen (Phinyomark et al., 2012) zeigten, dass die alleinige Analyse des Frequenzspektrums in Form der MF ebenfalls eine sichere und reliable Methode zur Bestimmung von lokaler Muskelermüdung ist. Aus dieser Ergebnislage mit partiell statistischer Signifikanz kann, unter Vorbehalt der limitierten Power dieser Untersuchung, eine Abhängigkeit muskulärer Ermüdung von der Handgelenkposition abgeleitet werden. Diese positionsabhängige muskuläre Ermüdung zeigt eine vermehrte Ermüdung in Flexion gegenüber der Neutralstellung und Handgelenkextension, also eine asymmetrische Ermüdungsverteilung zur Neutralstellung.

Zur Untersuchung der zweiten Hypothese (**H2**) bzgl. einer Kraft- und Positionsabhängigkeit muskulärer Ermüdung des FDS kann eine definitive Abhängigkeit der Muskelermüdung von der aufgebrauchten Kraft, gleich zu früheren Untersuchungen (Keir et al., 2019), bestätigt werden. Eine positionsabhängige Muskelermüdung über alle gemessenen Krafniveaus kann aus den vorliegenden Ergebnissen nicht abgeleitet werden. Es zeigt sich bei Betrachtung der Steigungen von LinReg der eA und MF hingegen ein stärkerer kombinierter Effekt von Palmarflexion und hohem Krafniveau (40%MVC) auf die Muskelermüdung des FDS, welcher jedoch auf Ausreißer zurückzuführen ist.

Die aus den Daten abgeleiteten Grafiken (**Abbildung 21** und **Abbildung 22**) zeigen entsprechend optisch einen zunehmenden Unterschied der Ermüdungsparameter mit vermehrter Muskelermüdung in Flexion gegenüber der Extension und Neutralstellung, sowie eine vermehrte Muskelermüdung in Extension gegenüber der Neutralstellung. Unter Berücksichtigung der Power dieser Untersuchung kann nur der Verdacht eines deutlicheren Effekts der Handgelenkposition in noch höheren Krafniveaus geäußert werden. Diese Annahme benötigt jedoch noch weitere Untersuchungen, bis eine fundierte Aussage getroffen werden kann.

#### **4.1.1 Interpretation des explorativen Modells**

Die aus den OEMG-Daten der Ermüdungsmessungen erstellten Modelle zum Verhalten der Ermüdungsparameter, eA und MF, in Bezug auf steigende Krafniveaus von 0% bis 50%MVC und von -50° Dorsalextension bis 50° Palmarflexion zeigen beide eine starke Abhängigkeit der Ermüdungsparameter vom Krafniveau und stärkere Zeichen von Ermüdung abseits der Neutralstellung. Während das Modell der eA eine beinahe symmetrische Zunahme der Steigung der LinReg prognostiziert, zeigt das Modell der MF eine asymmetrische Ermüdung mit vermehrtem Abfall der Steigung der LinReg in Handgelenkflexion gegenüber der -extension. Beide Modelle weisen die gleichen Trends von handgelenkpositionsabhängiger Muskelermüdung mit deutlicherer Ausprägung in Flexionsstellung auf. Beide Modelle können Muskelermüdung,

auch nicht in der Zusammenschau, quantifizieren, sondern können eine relative Vergleichbarkeit zwischen Datenpunkten in den Modellen herstellen. Aufgrund dieser Vergleichbarkeit ist eine vermehrte Muskelermüdung des FDS in Palmarflexion anzunehmen und somit ein höheres Risiko von Erkrankungen des Muskelskelettsystems und AMSEs.

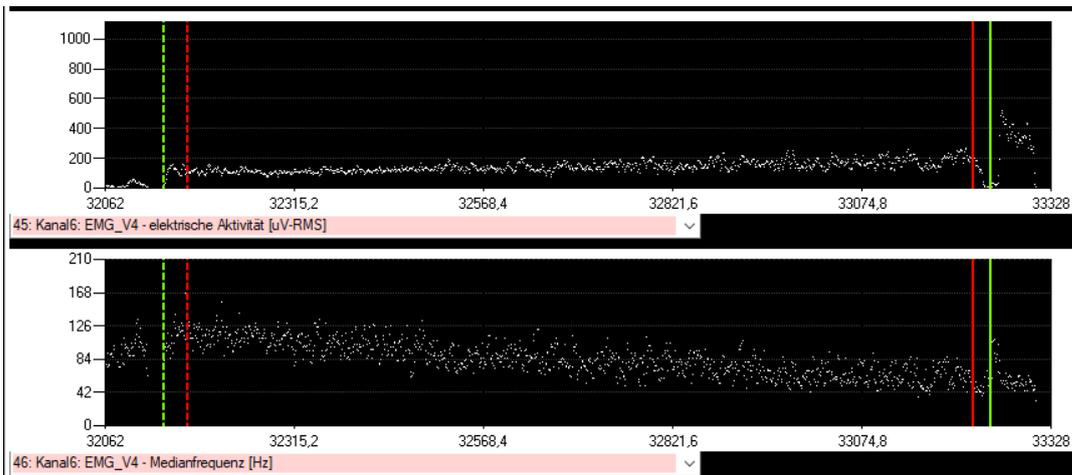
Erhaltene Modelle sind explorativ und haben noch keinen Anspruch komplexe Vorgänge der Muskelermüdung oder der Entstehung von AMSEs erklären zu können. Die Modelle mit limitierter Aussagekraft basieren wie zuvor erwähnt aus 9 Messpunkten, sowie den theoretischen Nullwerten (forced through origin) und bieten damit einen Raum für Abweichungen für die intra- und extrapolierten Anteile des Modells.

### **Begründung der Wahl von linearen statt quadratischen Regressionen**

Während der Verlauf der elektrischen Aktivität während einer Muskelermüdung als nahezu linear zu betrachten ist (Phinyomark et al., 2012) wird der Verlauf der Medianfrequenz während einer Ermüdung als Polynom 2. Grades angenommen (Auttenberg, 2017). Die Auswertung der Korrelationskoeffizienten und Bestimmtheitsgrade aus den Erschöpfungsmessungen zeigte in unseren Untersuchungen, dass die Unterschiede zwischen einer linearen und einer quadratischen Regression marginal sind. Auch Experimente anderer Forscher:innen (Nieminen et al., 1993; Rainoldi et al., 2008) kamen zuvor zu ähnlich geringen Abweichungen. Aufgrund der geringen Abweichung bzgl. Korrelation und Bestimmtheitsgraden beider Regressionsformen und der moderat bis starken Korrelation, bewertet nach Cohen (1988), wurden aus Gründen besserer Modellierung die lineare Regression zur Auswertung genutzt.

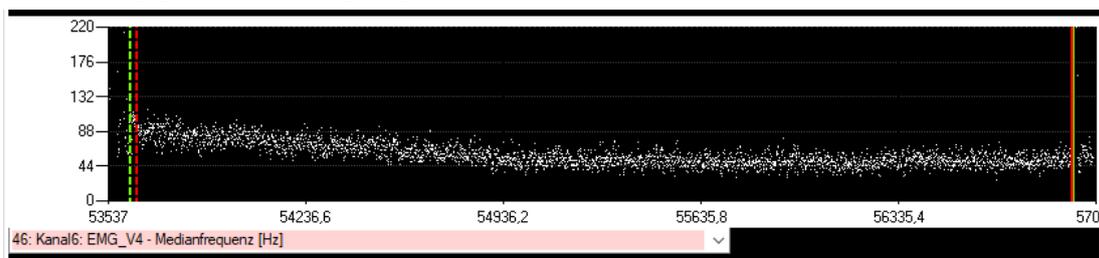
Während die Regressionen der eA, wie zuvor genannt, moderate bis starke Korrelation aufweisen, korrelieren die Regressionen der MF zu den Aufnahmedaten aus dem PS12 weniger stark. Dies ist dem Springen von Messdaten innerhalb Sekundenbruchteilen in der Aufnahmen der MF mitzuverantworten (s. **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**), welches durch die physiologische Muskel-Nervenaktivität von Aktionspotential und Refraktärzeit und einer damit verbundenen chaotischen Summation der

Potentiale geschuldet sein kann. Durch eine weitere Glättung (bspw. über mehrere Sekunden) könnte eine verbesserte Korrelation angestrebt werden.



**Abbildung 28** - Beispiel größerer Sprünge pro Zeitintervall der Medianfrequenz (unten) gegenüber der elektrischen Aktivität (oben)

Ein Beispiel einer erweiterten Glättung soll eine Ermüdungssequenz bilden in der die Medianfrequenz rein optisch eher einen polynomischen, als linearen Verlauf aufweist (vgl. **Abbildung 29**).



**Abbildung 29** - Beispielhafter Verlauf der MF über eine Ermüdungssequenz

Die Korrelationswerte der linearen Regression ( $r = 0,4367$ ;  $r^2 = 0,191$ ) und quadratischen Regression ( $r = 0,4382$ ;  $r^2 = 0,192$ ) ähneln sich bei dieser Glättung über die 0,125 Sekunden langen Datenpunkte sehr und zeigen bereits eine moderate Korrelation nach Cohen (1988). Glättet man jedoch nun weiter über drei Sekunden, so erhöhen sich bei Koeffizienten stark auf  $r_{\text{LinReg}} = 0,7013$  ( $r^2 = 0,492$ ) und  $r_{\text{Poly2}} = 0,8137$  ( $r^2 = 0,662$ ), sodass eine starke Korrelation (Cohen, 1988) für beide Regressionen bescheinigt werden kann. Diese nun starke Korrelation ist entsprechend nur der Glättung und nicht den eigentlichen Daten geschuldet. Eine weitere Glättung der Daten wurde daher als rein kosmetischer Effekt in dieser Arbeit angesehen, welcher die Ergebnisse nicht beeinflusst, und daher unterlassen.

## 4.2 Interpretation sekundärer Ergebnisparameter

Beide sekundären Ergebnisparameter unterstützen die grundsätzliche Orientierung der primären Ergebnisparameter. Aufgrund des subjektiv gewählten Abbruchkriteriums der submaximalen Ermüdungsmessungen ist die Aussagekraft von Drehmomentabnahme und Haltedauer jedoch als weniger stark anzusehen.

Die Analyse der Drehmomentabnahmen zeigen mit nicht statistischer Signifikanz den gleichen Trend wie die primären Ergebnisparameter zur vermehrten Muskelermüdung in höheren Kraftniveaus. Ein vermehrte Tendenz zur Ermüdung in einer Handgelenkstellung kann nicht interpretiert werden. Die grundsätzliche Verwendung der Drehmomentabnahme bei isometrischen Kontraktionen mit subjektivem Abbruchkriterium kann allgemein aufgrund komplexer physiologischer und biomechanischer Vorgänge diskutiert werden. So könnte in der Theorie von einer stetig gleichen Drehmomentabnahme bei gleichem Setting ausgegangen werden, da beim Erreichen eines Wertes von 6/10 auf der Borg-CR-10 Skala von einem „Verbrauch“ von 60% der Kraftkapazität zu erwarten wäre. Die Auswertung der Daten hingegen kann dies nicht bestätigen, obwohl durch Normalisierungsvorgänge eine bessere interindividuelle Vergleichbarkeit geschaffen wurde (Burden, 2010). Diese Abweichung kann durch vielerlei Einflussfaktoren hervorgerufen werden, wobei Änderungen der Aktivierungsmuster (Behrens et al., 2019), Aufbau und Rekrutierung verschiedener Muskelfasertypen (Lievens et al., 2020) und Verschiebung des Gelenkdrehpunktes (Gonzalez et al., 1997), sowie sensomotorische Defizite nach Muskelermüdung (Kumar et al., 2020) und der Einfluss von zentraler Ermüdung (Gandevia, 2001) während einer Ermüdungskontraktion als wichtige Faktoren zu nennen sind. Somit ist es möglich die Drehmomentabnahme, nach submaximalen Kontraktionen mit subjektivem Endpunkt, als ergänzenden Faktor zu den OEMG-Daten zu sehen. Eine alleinige Interpretation in diesem Kontext ist jedoch zumindest diskutabel.

Die Analyse der Haltedauern zeigt ein ähnliches Muster wie die der Drehmomentabnahmen, welches jedoch im 40%MVC-Kraftniveau abweicht. Der

Grund dieses inkonsistenten Ergebnisses kann im Design der submaximalen Ermüdungsmessungen liegen. Während eine Erschöpfungsmessung ein objektiv, messbares Abbruchkriterium bietet, wurden die Ermüdungsmessungen durch eine subjektive Einschätzung der Proband:innen beendet. Dieses Vorgehen bietet genügend Zeit zur Entwicklung von OEMG-Ermüdungscharakteristika ist jedoch als Quantifizierungsparameter aufgrund zuvor angebrachter Einflussfaktoren ungeeignet. Die während der Ermüdungsmessungen eingeholten Einschätzungen des aktuellen Ermüdungsgrades nach Shariat et al. (2018) zeigten insbesondere während Messungen in niedrigen Kraftniveaus lange Phasen mit stagnierender Einschätzung und sprunghaften Anstiegen im Anschluss bei den Abfragen des „Borg-Wertes“ alle 30 Sekunden. Dies ist ein Hinweis auf die Schwierigkeit dieser subjektiven Einschätzung. Während langer Haltedauern in niedrigen Kraftniveaus können diese schwierigen Einschätzungen von den Proband:innen reevaluiert und korrigiert werden, während bei kurzen Haltedauern dieser Prozess weitestgehend entfällt. Durch die höhere physische und damit verbunden auch psychische Belastung könnte der schwierige Entscheidungsprozess beeinflusst sein und so die inkonsistenten Ergebnisse im höchsten gemessenen Kraftniveau erklären.

### **4.3 Interpretation der Kontrolldaten**

Alle Kontrolldaten zeigen ein funktionierendes Messprotokoll mit stattgefundenener Muskelermüdung während Ermüdungsprovokationen und nicht akkumulierter Muskelermüdung durch adäquate Erholungspausen. Die Interpretation der OEMG-Charakteristika der Erschöpfungsmessungen wurde bereits im Zuge der Modell-Interpretation in Kapitel 4.1.1 diskutiert.

Die zur Kontrolle angelegten 15%-Referenzen zeigen gute bis exzellente Reliabilität nach Koo and Li (2016) anhand der errechneten ICCs. Diese Reliabilitätsanalyse mit submaximalen Kräften über Messtag und Kontrolltag ist bereits aussagekräftig (Yang und Winter, 1983) und starkes Indiz für ausreichende Erholungsphasen zwischen den Ermüdungsmessungen.

Weiterhin zeigte der Vergleich der gemessenen Drehmomente der MVCs in Neutralstellung vor Ermüdungs- und Erschöpfungsmessungen am Messtag eine gute Reliabilität (Koo and Li, 2016), welche sogar die des Kontrolltages übertraf.

Bei der Verteilung der Kräfte vom Messtag fällt auf, dass diese zwar nicht exakt mit dem Wert der Tagesreferenz übereinstimmen, die Mittelwerte jedoch ein Fenster von ca. 86% bis 89% der Tagesreferenz abbilden. Es wurde diesbezüglich bereits in früheren Untersuchungen (Yung und Wells, 2017) gezeigt, dass die MVC zwar eine moderate Reliabilität (ICC: 0,666) in Bezug auf Griffkraft und damit auch auf die Aktivität der Unterarmflexoren hat, ein Mittelwert der wiederholten MVCs aber auch bei etwa 84% zum Ausgangswert lag. Hinzu liegen die Schwankungen der normalisierten Drehmomente ähnlich denen von gesunden und nicht ermüdeten Proband:innen (Rainoldi et al., 1999).

Eine veränderte Ansteuerung supportiver Muskeln, welche die Ermüdung der Zielmuskulatur verfälschen könnten, scheint durch die standardisierte Durchführung der Ermüdungsmessungen mit fixiertem Unterarm nicht stattgefunden zu haben. Dies lässt sich aus den Daten der non-target Muskeln ableiten.

Durch diese Erkenntnisse kann auch in zukünftigen Studien der muskulären Ermüdung eine lokale muskuläre Ermüdung provoziert werden, ohne den zeitlichen Aufwand einer Vollermüdung/Erschöpfung mit entsprechender Erholungszeit betreiben zu müssen. Es zeigte sich zusätzlich, dass dieses Protokoll für künftige Versuche gekürzt werden kann. Beispielsweise sind die maximal willkürlichen Kontraktionen der synergistischen und antagonistischen Muskulatur nicht zwingend notwendig. Diese stellen nur ein potenzielles Verletzungsrisiko, wie alle MVCs, dar und werden nicht zwingend zur Auswertung dieser oder ähnlicher Fragestellungen benötigt. Gleiches gilt für die MVC-Messung direkt nach einer Ermüdungsmessung. Eine Aufzeichnung der des M. biceps brachii, des pars descendens des M. trapezius und des M. extensor digitorum und vor Allem deren Beobachtung während der Messungen, hat sich aber als sehr sinnvoll erwiesen. Durch Sprünge der eA dieser Muskeln konnten sehr schnell Kompensationsversuche der Proband:innen erkannt und

von der Versuchsleitung korrigiert werden. Dies kann ein entscheidender Faktor zur Kontrolle der natürlichen Kompensation bei Ermüdungsaufgaben sein.

Weiterhin scheint es möglich in künftigen Untersuchungen den Kontrolltag nicht zwingend durchführen lassen zu müssen. In Kapitel Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden. konnte ausführlich gezeigt werden, dass die Werte des Kontrolltages mit dem des Hauptmesstages gut korrelieren und so eine gute Reliabilität (Koo and Li, 2016) erzielt wurde. Ein Einüben der Versuche an einem vorgeschalteten Termin, gerade in Bezug auf MVCs scheint dagegen weiterhin sehr sinnvoll. Die beinahe isolierten maximalen Kontraktionen des Probetages riefen bei beinahe allen Proband:innen (laut Selbstreport) Muskelkater im Anschluss hervor. Da sie diese Belastung nicht gewohnt waren kam es vermutlich auch zu kleineren strukturellen Schäden, die eine Ermüdungsmessung verfälscht hätten. Durch den zeitlichen Mindestabstand von fünf Tagen zwischen Messtag und Kontrolltag konnte wahrscheinlich so eine körperliche Adaption stattfinden, die die Ergebnisse reliabler machte. Eine weitere Adaption vom Messtag zum Kontrolltag scheint ebenfalls denkbar und auch wahrscheinlich. Vergleicht man die Daten der eA dieser Tage und auch die Drehmomente der MVCs in  $0^\circ$  so fällt auf, dass die relativen Drehmomente am Kontrolltag gestiegen sind, die eA der 15%-Referenzen jedoch leicht gesunken ist. Dies könnte ein Hinweis auf eine neuromuskuläre Adaptation sein, sprich einer verbesserten intramuskulären Koordination.

#### **4.4 Einordnung der Ergebnisse in bisherige Erkenntnisse**

Wie bereits in früheren Untersuchungen vermutet (Keir et al., 2019; Seidel et al., 2019) zeigen auch die aufgenommenen Daten dieser Studie einen Einfluss der Handgelenkposition auf Muskelermüdung und damit einen Einfluss auf die Entstehung von (arbeitsbezogenen) muskuloskelettalen Erkrankungen (Gallagher und Schall, 2017). Während ein erhöhtes Ermüdungsrisiko in der Flexionsstellung des Handgelenks von  $40^\circ$  und mehr vermutet werden kann, muss eine Analyse kleinerer Flexionsgrade noch von künftiger Forschung erfolgen. Die genaue Abschätzung eines erhöhten Verletzungsrisikos durch

Palmarflexionsgrade unterhalb von 40° wären zur Verletzungsprävention in vielen Industriezweigen, wie bspw. der Textilindustrie, wo Mitarbeiter:innen sich hauptsächlich in nicht neutralen Bewegungsbereichen des Handgelenks bewegen (Thomsen et al., 2007), hilfreich. Aber auch Palmarflexionsgrade von 40° und mehr müssen bspw. im chirurgischen Arbeitsfeld eingenommen werden (Steinhilber et al., 2016), sodass die präsentierten Daten Anlass geben Instrumentarien und/oder OP-Techniken, aus arbeitsschutztechnischen Gründen, zu überdenken. Aus dem Trend der Daten und der Visualisierung anhand der Modelle kann eine vermehrte Relevanz der Flexions-Restriktion, insbesondere in höheren Kraftniveaus, wie sie bspw. in der Fleischverarbeitung vorkommen (Thomsen et al., 2007), vermutet werden.

Die Risikoeinschätzung aktueller Arbeitsrichtlinien und -empfehlung weichen von den hier veröffentlichten Ergebnissen ab. Die Daten dieser Studie legen einen stark asymmetrischen Verlauf (ausgehend von der Neutralstellung) eines Risikoprofils anhand der Muskelermüdung mit erhöhtem Risiko auf Seiten der Palmarflexion nahe. Dies widerspricht insbesondere den Daten von (Keir et al., 2007), welche ein erhöhtes Risiko für AMSEs aufgrund von Druckerhöhung im Karpaltunnel in Dorsalextension vermuten. Ähnliche Ergebnisse zeigen auch Modellierungen zur Muskelermüdung in Abhängigkeit der Muskellänge (Rockenfeller et al., 2020). Empirische Untersuchungen zur Muskelermüdung des M. biceps brachi (Doud und Walsh, 1995) und Schulterflexoren (Ferguson et al., 2013) unterstützen hingegen die Ergebnisse dieser Arbeit insofern, dass in diesen empirischen Untersuchungen ebenfalls mehr Ermüdung der Gelenkflexoren in angenähertem Zustand (Flexion) gemessen wurde. Auch Modellierungen in Bezug auf erhöhte Gewebefriction zeigen ein erhöhtes Risikopotenzial in Flexion, insbesondere in höheren Kraftniveaus (Glenday et al., 2020). Dies zeigt erneut wie multifaktoriell die Risikoeinschätzung zur Begründung einer wissenschaftlich basierten Arbeitsrichtlinie sein muss. Die hier gewonnenen Erkenntnisse können somit nur ein weiterer Baustein in Konklusion mit weiteren empirischen Daten sein bisherige limitierte Richtlinien (Bleyer et. al., 2008; IFA/DGUV, 2015) zu präzisieren und zu erweitern.

#### **4.5 Potenzielle Anwendungsmöglichkeiten und Einfluss auf zukünftige Forschung**

Neben der Anpassung von Arbeitsrichtlinien bieten die hier explorativ gewonnenen Ergebnisse einen Nährboden für angrenzende Forschungsfelder, wie die der Physiotherapie und der Trainingswissenschaften. So wird in einigen Arbeiten eine Korrelation zwischen Muskelermüdung und Muskelhypertrophie vermutet (Ogasawara et al., 2013), sodass die hier präsentierten Ergebnisse in Konklusion mit ähnlichen Untersuchungen (Ferguson et al., 2013) den Verdacht eines optimierten Muskelhypertrophietrainings in angenäherter Muskelposition (bspw. Flexoren in Flexion) erhärten. Ein solches fokussiertes Hypertrophietraining mit restriktivem Bewegungsumfang könnte weiterhin in der Prävention aber auch Rehabilitation eine Möglichkeit aufzeigen Muskulatur in limitierten Zeitfenstern, wie bspw. präoperativ vor Kreuzbandplastik [präoperatives Hypertrophietraining des Quadrizeps für wenige Wochen führt zu besserem Outcome nach OP (Failla et al., 2016)] effektiver aufzubauen und so Rehabilitationsergebnisse zu verbessern.

In Anlehnung an diese Vermutung zeigten die Ergebnisse des FCR in Flexion deutlich weniger Ermüdung und können so vermutlich entsprechend schlechter trainiert oder angesteuert werden. Diese Erkenntnis ist konkordant zu den Ergebnissen von Hauraix et al. (2018) und kann beispielsweise in der Rehabilitation von Patient:innen nach Plattenosteosynthese nach distaler Radiusfraktur genutzt werden. Nach einem solchen Eingriff ist nicht selten der FCR atrophiert und es muss erlernt werden diesen Muskel wieder bewusst anzusteuern und gezielt zu trainieren. Nach den erworbenen Erkenntnissen sollte diese Art von Rehabilitation eher in Neutral- oder Extensionsstellung erfolgen, um den Trainingserfolg zu maximieren.

Angeführte Anwendungen der explorativen Ergebnisse müssen entsprechend in prospektiven Studien gezielt untersucht und geprüft werden. Die hier erschlossenen Daten bieten jedoch manigfaltige Möglichkeiten zur konsekutiven Forschung in Prävention, Arbeitsschutz, Training und Rehabilitation.

## 4.6 Limitationen

### 4.6.1 Stärken und Schwächen des Studiendesigns

Als größte Stärke des Studiendesigns hat sich die strikte Standardisierung der acht Stunden andauernden Mess- und Kontrolltage erwiesen. Genaue Taktung und Protokolle zur standardisierten Kontrolle des Messvorgänge durch die Versuchsleitung führten zu reproduzierbaren und damit verwertbaren Ergebnissen.

Die größte Schwäche dieser explorativen Arbeit ist in der geringen Anzahl an Proband:innen zu sehen, wodurch Aussagekraft und Übertragbarkeit gemindert werden. Zudem ist kein repräsentatives demographisches Abbild der betreffenden Arbeitswelt rekrutiert worden, sondern ein junges, meist studentisches Kollektiv. Dieses recht junge Durchschnittsalter ist für eine Ermüdungsanalyse auch positiv zu sehen, da junge Menschen schneller und stärker im OEMG Ermüdungszeichen aufweisen, sich aber auch schneller wieder erholen (Solianik et al., 2017).

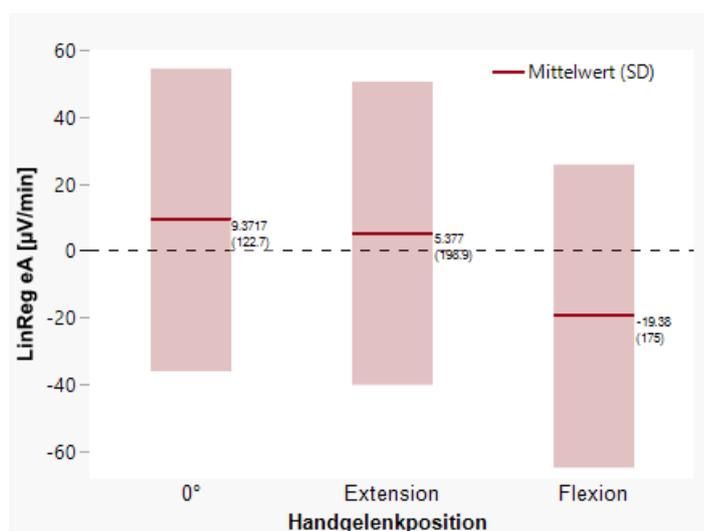
Die Modellierung über Mediane von Steigungen der eA und MF ist aufgrund des zeitaufwändigen Messprotokolls sowohl intra-, als auch extrapoliert und bietet daher Spielraum für Fehler im Bereich nicht gemessener Bereiche. Frühere Untersuchungen (Gonzalez et al., 1997) beschreiben das Maximum des Drehmoments in Flexion bspw. in ca. 20° Palmarflexion statt in Neutralstellung.

Mit der Erhebung und Analyse der Daten dieser explorativen Arbeit konnte lediglich die Grundlage zur Erstellung eines auf empirischen Daten basierten Modells zur Quantifizierung von Muskelermüdung in Abhängigkeit von Kraftniveau und Handgelenkposition gelegt werden. Aus den Analysen ergeben sich nun Fragestellungen nach dem Verhalten in höheren Extensionsgraden als 40° und dem Verhalten im Bereich zwischen 0° und 40° Palmarflexion, welche in künftigen Experimenten erforscht werden können.

#### 4.6.2 Komplexität der Anatomie des Handgelenks, sowie funktioneller Anpassungsmechanismen

Der Fokus dieser Untersuchung liegt auf einer Analyse eines Handgelenkflexors (FDS bzw. zusätzlich dem signalinterferierendem M. flexor digitorum profundus) in einer isometrischen Kontraktionsaufgabe. Da im realen Arbeitsleben körperliche Aufgaben biomechanisch oft doch komplexer und freier vorliegen, können die gewonnenen Ergebnisse nur einen Hinweis auf die Auswirkung komplexerer Bewegungen geben und noch keine definitiven Ergebnisse für diese Übertragung liefern Gawda et al. (2018). Bereits in den hier angeführten isometrischen Kontraktionen in verschiedenen Handgelenkpositionen zeigten sich unerwartete intermuskuläre Unterschiede in der OEMG-Analyse.

Während über 90% der Steigungen der LinReg (eA) des FDS im positiven Bereich verlaufen und die der MF zu über 96% im negativen, zeigte der FCR einen geringeren Prozentsatz an positiven Steigungen der LinReg (eA) von weniger als 58% und der MF von mehr als 95% im negativen Bereich (vgl. **Abbildung 20**). Zusätzlich zeigt die eA des FCR statistisch nicht signifikant [ $F(2,2)=0,774, p > 0,47$ ] höhere negative Werte der eA in Palmarflexion als in den übrigen Positionen (vgl. **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**). Im Mittel beträgt hier die Steigung der eA einen Wert von  $-19,38 \mu\text{V}/\text{min}$ , während dieser in Neutralstellung  $5,34 \mu\text{V}/\text{min}$  und in Extension  $9,37 \mu\text{V}/\text{min}$



**Abbildung 30** - lineare Steigungen aller Ermüdungsmessungen der elektrischen Aktivität (eA) des M. flexor carpi radialis aufgeschlüsselt nach Handgelenkpositionen

beträgt.

Es stellt sich nun die Frage, warum ein erheblicher Prozentsatz der Datenpunkte des FCR nicht im Ermüdungsquadranten, sondern im linken unteren Quadranten (eA negativ und MF negativ; steht für abfallende Kraft) zu finden sind, obwohl während des Versuchs und auch bei der Rohdatenauswertung überprüft wurde, dass die Kraftniveaus gehalten wurden. Die Subanalyse der beteiligten Muskeln gibt Grund für eine Theorie:

Es ist physiologisch möglich und sinnvoll, dass bei einer Ermüdung eines Muskels (Agonist) ein Synergist diese Aufgabe, im OEMG nachweisbar, übernimmt (Stutzig und Siebert, 2014). Ist ein Muskel ermüdet steigt zunächst eA und MF des Synergisten, bis auch dieser ermüdet und die MF wieder abfällt. Währenddessen muss der Agonist weniger Kraft über den Zeitraum der Aktion aufbringen. Betrachtet man entsprechend dieser Theorie die Datenpunkte erneut, sortiert auf die beteiligten Muskeln, so kann man daraus schließen, dass der M. flexor carpi radialis die Rolle des Agonisten und der M. flexor digitorum superficialis die Rolle des Synergisten übernommen haben könnte. Dem folgend hat nach JASA eine Ermüdung höchstwahrscheinlich stattgefunden. Jedoch nur besonders nachweislich am M. flexor digitorum superficialis.

Neben dieser Theorie der funktionellen Kompensation durch einen Synergisten ließe sich die verminderte Kraftübernahme physiologisch und biomechanisch als weitere Theorie anführen:

Bei Flexion im Handgelenk werden die parallelen Fasern dieses zweigelenkigen Muskels angenähert, wodurch eine suboptimale Überlappung von Aktin und Myosin entsteht. Durch weniger optimale Überlappung der Sarkomerbestandteile kann weniger Kraft entfaltet werden, da weniger Kontraktionsstrecke im angenäherten Sarkomer übrig bleibt und es kommt zu einer sog. aktiven Insuffizienz (Zalpour, 2013). Die mehrgelenkigen Mm. flexor digitorum superficialis und profundus hingegen sind eben durch diese multiplen Gelenküberkreuzungen für die aktive Insuffizienz bei reiner Handgelenkflexion weniger anfällig und es kann so eine bessere Überlappung von Aktin und Myosin bestehen

bleiben. Entsprechend kann dieser Muskel auch in Handgelenkflexion, aber in nur minimaler Flexion aller Fingergelenke (durch Anliegen an die Handplatte bedingt), mehr Kraft übertragen und ein normales Ermüdungsmuster zeigen. Diese Theorie kann durch die Ergebnisse von Hauraix et al. (2018), welche starker angenäherte Sehnenfasern des FCR gegenüber dem FDS während isometrischen Kontraktionen in Flexion berichteten, ebenso wie von Behrens et al. (2019), die weniger neuronale Aktivierung des FCR in Flexion gegenüber der Neutralstellung berichteten.

Der genaue Grund dieser "Minderaktivierung" des FCR in Flexion bleibt aufgrund der Komplexität des Problems noch ungeklärt. Ein Einfluss der geringeren Kraftübernahme des FCRs auf die Mehrermüdung des FDS in Flexion lässt sich jedoch vermuten.

## 5. Zusammenfassung

**Einleitung:** Arbeitsbedingte muskuloskelettale Erkrankungen (AMSEs) belasten nicht nur Betroffene, sondern haben auch starke wirtschaftliche Folgen. Ein Risikofaktor für AMSEs ist muskuläre Ermüdung. Muskelermüdung wird durch viele Faktoren beeinflusst, ob diese auch positionsabhängig in Bezug auf die Handgelenkstellung bei Kontraktion der Handgelenkflexoren ist, ist Gegenstand dieser Untersuchung.

**Methoden:** 18 gesunde Proband:innen wurden rekrutiert und über drei Messtage begleitet in denen sie isometrische Kontraktionen in maximalen und submaximalen Kraftniveaus in Neutral-, Flexions- und Extensionsstellung des rechten Handgelenks mit entsprechenden Flexoren ausführten. Währenddessen wurde die Muskelaktivität des M. flexor digitorum superficialis (FDS) und des M. flexor carpi radialis (FCR) mittels Oberflächen-EMG (OEMG) überwacht.

**Ergebnisse:** Die Analyse der OEMG-Daten zeigte nur bzgl. des FDS ausreichende Zeichen der Ermüdung zur Überprüfung der Hypothesen. Die Auswertung der OEMG-Daten zeigte bzgl. der Steigung der Medianfrequenzen (MF) eine statistisch signifikante Positionsabhängigkeit ( $p < 0,0001$ ), welche post-hoc der 40° palmarflektierten Position gegenüber Extension und Neutralstellung zugeordnet werden konnte. Die Auswertung der elektrischen Aktivitäten (eA) zeigt gleichen Trend, jedoch ohne statistische Signifikanz ( $p = 0,12$ ). Sowohl MF als auch eA zeigten statistisch signifikante Unterschiede der Muskelermüdung zwischen allen Kraftniveaus ( $p < 0,0001$ ). Eine gemeinsame Abhängigkeit der Muskelermüdung von Kraftniveau und Handgelenkposition kann statistisch nicht belegt werden, wenn auch ein Trend zur vermehrten Ermüdung in Flexion mit steigendem Kraftniveau aufgrund des hier angelegten Modells vermutet werden kann.

**Diskussion:** Durch den statistisch signifikanten Abfall der MF in Handgelenkflexion ist von einer Positionsabhängigkeit der Muskelermüdung bzgl. des FDS auszugehen. Obwohl kein kombinierter Effekt von

Handgelenkposition und Kraftniveau nachgewiesen werden können scheint ein höhere Relevanz der Handgelenkposition, respektive der Palmarflexion, in steigenden Kraftniveaus logisch und auch aus den vorliegenden Daten vermutbar. Der laut OEMG insbesondere in Flexion nicht ermüdete FCR hebt die Komplexität von Anatomie und Funktion des Handgelenks hervor und lässt Kompensationsmechanismen vermuten.

**Schlussfolgerung:** Das Messprotokoll ist funktionell geeignet für die Messung von submaximaler muskulärer Ermüdung per OEMG durch ausreichende Erholungspausen und kann für Folgeuntersuchungen gekürzt werden. Für den FDS und anliegende Strukturen könnten Flexionsstellungen eine größere Risikoquelle für AMSEs darstellen und sollten daher, wenn möglich, bei langandauernden und/oder repetierenden Arbeiten vermieden werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit sind als weiterer Baustein zur Anfertigung und Erweiterung evidenzbasierter Arbeitsrichtlinien bzgl. Risikoeinschätzungen zu sehen.

---

Felix Jung

---

Dr. rer. nat. Daniel Häufle

---

PD Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber

## Quellenverzeichnis

- Aboonq, M. S. (2015) 'Pathophysiology of carpal tunnel syndrome', *Neurosciences*, vol. 20, no. 1, pp. 4–9 [Online]. Available at [https://qualitativeresearcherme.files.wordpress.com/2018/04/research-methods-in-education\\_ertu.pdf](https://qualitativeresearcherme.files.wordpress.com/2018/04/research-methods-in-education_ertu.pdf).
- Ahmad, Z., Siddiqui, N., Malik, S. S., Abdus-Samee, M., Tytherleigh-Strong, G. and Rushton, N. (2013) 'Lateral epicondylitis: a review of pathology and management', *The bone & joint journal*, 95-B, no. 9, pp. 1158–1164.
- Andarawis-Puri, N. and Flatow, E. L. (2011) 'Tendon fatigue in response to mechanical loading', *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, vol. 11, no. 2, pp. 106–114.
- Autzenberg (2017) *Kraft und EMG – Parameter als indirekte Meßgrößen physiologischer Vorgänge* [Online]. Available at <https://slidex.tips/download/kraft-und-emg-parameter-als-indirekte-megren-physiologischer-vorgnge> (Accessed 24 February 2020).
- AWMF (2016) 'S3 Leitlinie - Karpaltunnelsyndrom: AWMF-Register Nr. 005/003' [Online]. Available at [https://www.baua.de/DE/Angebote/Rechtstexte-und-Technische-Regeln/Berufskrankheiten/pdf/Begrueundung-2113.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=4](https://www.baua.de/DE/Angebote/Rechtstexte-und-Technische-Regeln/Berufskrankheiten/pdf/Begrueundung-2113.pdf?__blob=publicationFile&v=4) (Accessed 23 February 2020).
- BAuA (2020) 'Volkswirtschaftliche Kosten durch Arbeitsunfähigkeit 2018', pp. 1–7 [Online]. Available at [https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeitswelt-und-Arbeitsschutz-im-Wandel/Arbeitsweltberichterstattung/Kosten-der-AU/pdf/Kosten-2018.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=3](https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeitswelt-und-Arbeitsschutz-im-Wandel/Arbeitsweltberichterstattung/Kosten-der-AU/pdf/Kosten-2018.pdf?__blob=publicationFile&v=3).
- Behrens, M., Husmann, F., Mau-Moeller, A., Schlegel, J., Reuter, E.-M. and Zschorlich, V. R. (2019) 'Neuromuscular Properties of the Human Wrist Flexors as a Function of the Wrist Joint Angle', *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, vol. 7, p. 181.
- Bleyer et. al. (2008) 'Bericht "Belastungen des Hand-Arm-Systems als Grundlage einer ergonomischen Produktbewertung - Fallbeispiel Schaufeln"'.

Burden, A. (2010) 'How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 20, no. 6, pp. 1023–1035.

Cohen, J. (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.)* [Online].

Cowley, J. C., Dingwell, J. B. and Gates, D. H. (2014) 'Effects of local and widespread muscle fatigue on movement timing', *Experimental brain research*, vol. 232, no. 12, pp. 3939–3948.

da Costa, B. R. and Vieira, E. R. (2010) 'Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies', *American journal of industrial medicine*, vol. 53, no. 3, pp. 285–323.

Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (2013) *AWMF S2k Leitlinie - Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft: AWMF-Register Nr. 002/016* [Online]. Available at [https://www.awmf.org/uploads/tx\\_szleitlinien/002-016l\\_S2k\\_Oberfl%C3%A4chen\\_Elektromyographie\\_2013-03-abgelaufen.pdf](https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-016l_S2k_Oberfl%C3%A4chen_Elektromyographie_2013-03-abgelaufen.pdf) (Accessed 26 March 2020).

DIN-EN 1005-4 (2009) *DIN-EN 1005-4: Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen.*

Doud, J. R. and Walsh, J. M. (1995) 'Muscle fatigue and muscle length interaction: effect on the EMG frequency components', *Electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 35, no. 6, pp. 331–339.

Drury, C. G. (1987) 'A Biomechanical Evaluation of the Repetitive Motion Injury Potential of Industrial Jobs'.

Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen (2019) 'Ethikvotum Projekt 251/2019BO1'.

Ettema, A. M., Amadio, P. C., Zhao, C., Wold, L. E. and An, K.-N. (2004) 'A histological and immunohistochemical study of the subsynovial connective tissue in idiopathic carpal tunnel syndrome', *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 86, no. 7, pp. 1458–1466.

Failla, M. J., Logerstedt, D. S., Grindem, H., Axe, M. J., Risberg, M. A., Engebretsen, L., Huston, L. J., Spindler, K. P. and Snyder-Mackler, L. (2016) 'Does Extended Preoperative Rehabilitation Influence Outcomes 2 Years After ACL Reconstruction? A Comparative Effectiveness Study Between the MOON and Delaware-Oslo ACL Cohorts', *The American journal of sports medicine*, vol. 44, no. 10, pp. 2608–2614.

Feggeler, A., Yoo, J. W. and Hornung, V. (1992) *Ergonomische Gestaltung von handgeführten elektromotorischen Arbeitsmitteln*, Bremerhaven, Wirtschaftsverl. NW Verl. für Neue Wiss.

Ferguson, S. A., Allread, W. G., Le, P., Rose, J. and Marras, W. S. (2013) 'Shoulder muscle fatigue during repetitive tasks as measured by electromyography and near-infrared spectroscopy', *Human factors*, vol. 55, no. 6, pp. 1077–1087.

Fitts, R. H. (2008) 'The cross-bridge cycle and skeletal muscle fatigue', *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, vol. 104, no. 2, pp. 551–558.

Fuglsang-Frederiksen and Ronager (1990) 'EMG power spectrum, turns-amplitude analysis and motor unit potential duration in neuromuscular disorders', *Journal of the Neurological Science*, no. 97, pp. 81–91.

Gallagher, S. and Schall, M. C. (2017) 'Musculoskeletal disorders as a fatigue failure process: evidence, implications and research needs', *Ergonomics*, vol. 60, no. 2, pp. 255–269.

Gandevia, S. C. (2001) 'Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue', *Physiological reviews*, vol. 81, no. 4, pp. 1725–1789.

Gawda, P., Ginzst, M., Ginzst, A., Pawlak, H. and Majcher, P. (2018) 'Differences in myoelectric manifestations of fatigue during isometric muscle

actions', *Annals of agricultural and environmental medicine : AAEM*, vol. 25, no. 2, pp. 296–299.

Glenday, J. D., Steinhilber, B., Jung, F. and Haeufle, D. F. B. (2020) 'Development of a musculoskeletal model of the wrist to predict frictional work dissipated due to tendon gliding resistance in the carpal tunnel', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 1–14.

Gonzalez, R. V., Buchanan, T. S. and Delp, S. L. (1997) 'How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments', *Journal of biomechanics*, vol. 30, no. 7, pp. 705–712.

Hauraix et al. (2018) 'Force–Length Relationship Modeling of Wrist and Finger Flexor Muscles', *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 50, no. 11, pp. 2311–2321.

Hermens, H. J. (1999) *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM project*, Enschede, Roessingh Research and Development.

IFA/DGUV (2015) 'Bewertung physischer Belastungen', 208-033.

Jones, D. A. (2010) 'Changes in the force-velocity relationship of fatigued muscle: implications for power production and possible causes', *The Journal of physiology*, vol. 588, Pt 16, pp. 2977–2986.

Karagiannopoulos, C., Watson, J., Kahan, S. and Lawler, D. (2019) 'The effect of muscle fatigue on wrist joint position sense in healthy adults', *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*.

Karatzaféri, C. and Chase, P. B. (2013) 'Muscle fatigue and muscle weakness: what we know and what we wish we did', *Frontiers in physiology*, vol. 4, p. 125.

Karatzaféri, C., Chinn, M. K. and Cooke, R. (2004) 'The force exerted by a muscle cross-bridge depends directly on the strength of the actomyosin bond', *Biophysical journal*, vol. 87, no. 4, pp. 2532–2544.

Kaufmann, R. A., Pfaeffle, H. J., Blankenhorn, B. D., Stabile, K., Robertson, D. and Goitz, R. (2006) 'Kinematics of the midcarpal and radiocarpal joint in flexion and extension: an in vitro study', *The Journal of hand surgery*, vol. 31, no. 7, pp. 1142–1148.

Keir, P. J., Bach, J. M., Hudes, M. and Rempel, D. M. (2007) 'Guidelines for wrist posture based on carpal tunnel pressure thresholds', *Human factors*, vol. 49, no. 1, pp. 88–99.

Keir, P. J., Farias Zuniga, A., Mulla, D. M. and Somasundram, K. G. (2019) 'Relationships and Mechanisms Between Occupational Risk Factors and Distal Upper Extremity Disorders', *Human factors*, 18720819860683.

Klum, M., Wolf, M. B., Hahn, P., Leclère, F. M., Bruckner, T. and Unglaub, F. (2012) 'Normative data on wrist function', *The Journal of hand surgery*, vol. 37, no. 10, pp. 2050–2060.

Kociolek, A. M., Tat, J. and Keir, P. J. (2015) 'Biomechanical risk factors and flexor tendon frictional work in the cadaveric carpal tunnel', *Journal of biomechanics*, vol. 48, no. 3, pp. 449–455.

Konrad, P. (2011) *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie* (Version 1.1) [Online], Velamed. Available at <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> (Accessed 24 February 2020).

Koo, T. K. and Li, M. Y. (2016) 'A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research', *Journal of chiropractic medicine*, vol. 15, no. 2, pp. 155–163.

Kozak, A., Schedlbauer, G., Wirth, T., Euler, U., Westermann, C. and Nienhaus, A. (2015) 'Association between work-related biomechanical risk factors and the occurrence of carpal tunnel syndrome: an overview of systematic reviews and a meta-analysis of current research', *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 16, p. 231.

Kumar, R. I., Forman, G. N., Forman, D. A., Mugnosso, M., Zenzeri, J., Button, D. C. and Holmes, M. W. R. (2020) 'Dynamic Wrist Flexion and Extension Fatigue Induced via Submaximal Contractions Similarly Impairs Hand Tracking Accuracy in Young Adult Males and Females', *Frontiers in Sports and Active Living*, vol. 2.

Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering-Sørensen, F., Andersson, G. and Jørgensen, K. (1987) 'Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms', *Applied Ergonomics*, vol. 18, no. 3, pp. 233–237.

Lievens, E., Klass, M., Bex, T. and Derave, W. (2020) 'Muscle fiber typology substantially influences time to recover from high-intensity exercise', *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, vol. 128, no. 3, pp. 648–659.

Liu, S.-H., Lin, C.-B., Chen, Y., Chen, W., Huang, T.-S. and Hsu, C.-Y. (2019) 'An EMG Patch for the Real-Time Monitoring of Muscle-Fatigue Conditions During Exercise', *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 19, no. 14 [Online]. DOI: 10.3390/s19143108.

Lühmann et al. (2006) 'HTA-Bersicht 38: Prävention rezidivierender Rückenschmerzen - Präventionsmaßnahmen in der Arbeitsplatzumgebung'.

Luttmann, A., Jäger, M. and Laurig, W. (2000) 'Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies', *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 25, no. 6, pp. 645–660.

Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. and Laurig, W. (1996) 'Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue', *Ergonomics*, vol. 39, no. 2, pp. 298–313.

Luttmann, A. und Jäger, M. (2013) 'Physiologische Aspekte der Muskelermüdung bei beruflichen Tätigkeiten', *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, no. 63, pp. 260–264.

Merletti, R. and Farina, D. (2006) 'Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue', in Akay, M. (ed) *Biomedical Engineering*, [Place of publication not identified], Wiley Interscience Imprint.

Merletti, R., Knaflitz, M. and Luca, C. J. de (1990) 'Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions', *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, vol. 69, no. 5, pp. 1810–1820.

Merletti, R., Rainoldi, A. and Farina, D. (2005) 'Myoelectric Manifestations of Muscle Fatigue', in Merletti, R. and Parker, P. (eds) *Electromyography: Physiology, engineering, and noninvasive applications*, Hoboken, New Jersey, Piscataway, New Jersey, Piscataway, New Jersey, Wiley-Interscience IEEE Press; IEEE Xplore, pp. 233–258.

Moritani, T. and Muro, M. (1987) 'Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction', *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 56, no. 3, pp. 260–265.

Murgia, A., Kyberd, P. J., Chappell, P. H. and Light, C. M. (2004) 'Marker placement to describe the wrist movements during activities of daily living in cyclical tasks', *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 19, no. 3, pp. 248–254.

NASA (ed) (1978) *Anthropometric data Book*.

Nieminen, H., Takala, E. P. and Viikari-Juntura, E. (1993) 'Normalization of electromyogram in the neck-shoulder region', *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 67, no. 3, pp. 199–207.

Ogasawara, R., Loenneke, J. P., Thiebaud, R. S. and Abe, T. (2013) 'Low-Load Bench Press Training to Fatigue Results in Muscle Hypertrophy Similar to High-Load Bench Press Training', *International Journal of Clinical Medicine*, vol. 04, no. 02, pp. 114–121.

Padua, L., Coraci, D., Erra, C., Pazzaglia, C., Paolasso, I., Loreti, C., Caliandro, P. and Hobson-Webb, L. D. (2016) 'Carpal tunnel syndrome: clinical features,

diagnosis, and management', *The Lancet Neurology*, vol. 15, no. 12, pp. 1273–1284 [Online]. DOI: 10.1016/S1474-4422(16)30231-9.

Pezullo JC (2008) *Pezullo JC (2008). "Latin Squares for Constructing 'Williams Designs', Latin Squares for constructing 'Williams design', Balanced for First Order Carry-Over (Residual) Effects.* [Online]. Available at <http://statpages.org/latinsq.html> (Accessed 6 April 2021).

Phinyomark, A., Thongpanja, S., Hu, H., Phukpattaranont, P. and Limsakul, C. (2012) 'The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis', in Naik, G. R. (ed) *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech.

Podniece, Z. and Taylor, T. N. (2008) *Work-related musculoskeletal disorders: Prevention report*, Luxembourg, Office for Official Publications of the European Communities.

R. Seibt (2002) 'Oberflächen-elektromyographische Echtzeit-Analysen: technische Anforderungen und praktische Realisierung am Beispiel des Gerätes ,PS11-EMG'.

Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L. and Merletti, R. (1999) 'Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 9, no. 2, pp. 105–119.

Rainoldi, A., Gazzoni, M. and Melchiorri, G. (2008) 'Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners', *Physiological Measurement*, vol. 29, no. 3, pp. 331–340.

Rashedi, E. and Nussbaum, M. A. (2015) 'A review of occupationally-relevant models of localised muscle fatigue', *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, vol. 5, no. 1, p. 61.

Rockenfeller, R., Günther, M., Stutzig, N., Haeufle, D. F. B., Siebert, T., Schmitt, S., Leichsenring, K., Böhl, M. and Götz, T. (2020) 'Exhaustion of Skeletal Muscle Fibers Within Seconds: Incorporating Phosphate Kinetics Into a Hill-Type Model', *Frontiers in physiology*, vol. 11.

Rohmert, W. (1960) 'Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen', *Int. Z. Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiol.*

Rohmert, W. (1961) 'Untersuchung statischer Haltearbeiten in achtstündigen Arbeitsversuchen', *Int. Z. Angew. Physiol. Einschl. Arbeitsphysiol.*

Roman-Liu, D. and Bartuzi, P. (2013) 'The influence of wrist posture on the time and frequency EMG signal measures of forearm muscles', *Gait & Posture*, vol. 37, no. 3, pp. 340–344.

Seidel, D. H., Ditchen, D. M., Hoehne-Hückstädt, U. M., Rieger, M. A. and Steinhilber, B. (2019) 'Quantitative Measures of Physical Risk Factors Associated with Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Elbow: A Systematic Review', *International journal of environmental research and public health*, vol. 16, no. 1 [Online]. DOI: 10.3390/ijerph16010130.

Shariat, A., Cleland, J. A., Danaee, M., Alizadeh, R., Sangelaji, B., Kargarfard, M., Ansari, N. N., Sepehr, F. H. and Tamrin, S. B. M. (2018) 'Borg CR-10 scale as a new approach to monitoring office exercise training', *Work (Reading, Mass.)*, vol. 60, no. 4, pp. 549–554.

Solianik, R., Kreivėnaitė, L., Streckis, V., Mickevičienė, D. and Skurvydas, A. (2017) 'Effects of age and sex on fatigability and recovery from a sustained maximal isometric voluntary contraction', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, vol. 32, pp. 61–69.

Statistisches Bundesamt (2015) *Kosten nach Krankheitsklassen und Geschlecht in Euro je Einwohner* [Online]. Available at <https://www.tk.de/resource/blob/2060908/b719879a6b6ca54c1f2ec600985fb616/gesundheitsreport-au-2019-data.pdf> (Accessed 23 February 2020).

Steinhilber, B., Seibt, R., Reiff, F., Rieger, M. A., Kraemer, B. and Rothmund, R. (2016) 'Effect of a laparoscopic instrument with rotatable handle piece on biomechanical stress during laparoscopic procedures', *Surgical endoscopy*, vol. 30, no. 1, pp. 78–88.

Stutzig, N. and Siebert, T. (2014) 'Neuromuskuläre Kontrolle synergistischer Muskeln nach Ermüdung eines einzelnen Muskels', *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, vol. 24, no. 04.

Sundelin, G. and Hagberg, M. (1992) 'Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm work paced by the Methods-Time Measurement system', *Scandinavian journal of work, environment & health*, vol. 18, no. 4, pp. 262–268.

Szabo, R. M. and Chidgey, L. K. (1989) 'Stress carpal tunnel pressures in patients with carpal tunnel syndrome and normal patients', *The Journal of hand surgery*, vol. 14, no. 4, pp. 624–627.

Techniker Krankenkasse (2019) 'Gesundheitsreport 2019 Arbeitsunfähigkeiten' [Online]. Available at [https://portal.dimdi.de/de/hta/hta\\_berichte/hta134\\_bericht\\_de.pdf](https://portal.dimdi.de/de/hta/hta_berichte/hta134_bericht_de.pdf) (Accessed 23 February 2020).

Thomsen, J. F., Mikkelsen, S., Andersen, J. H., Fallentin, N., Loft, I. P., Frost, P., Kaergaard, A., Bonde, J. P. and Overgaard, E. (2007) 'Risk factors for hand-wrist disorders in repetitive work', *Occupational and environmental medicine*, vol. 64, no. 8, pp. 527–533.

Williams, N. (2017) 'The Borg Rating of Perceived Exertion (RPE) scale', *Occupational Medicine*, vol. 67, no. 5, pp. 404–405.

Yang, J. F. and Winter, D. A. (1983) 'Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions', *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 64, no. 9, pp. 417–420.

Yung, M. and Wells, R. P. (2017) 'Sensitivity, reliability and the effects of diurnal variation on a test battery of field usable upper limb fatigue measures', *Ergonomics*, vol. 60, no. 7, pp. 923–939.

Zalpour, C. (2013) *Springer Lexikon Physiotherapie* [Online], Springer Berlin Heidelberg. Available at <https://books.google.de/books?id=2M0oBAAQBAJ>.

## Erklärung zum Eigenanteil

Diese Arbeit wurde in Kooperation des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung mit dem Hertie-Institut für klinische Hirnforschung unter Betreuung von Dr. rer. nat. Daniel Häufle (Doktorvater) und Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber durchgeführt.

Die Idee zur Konzeption dieser Untersuchung wurde durch Daniel Häufle, Benjamin Steinhilber und Robert Seibt entwickelt und eingereicht. Die darauffolgende Konkretisierung des Projekts mit Entwicklung des Versuchsprotokolls erfolgte durch Felix Jung in Zusammenarbeit mit der wissenschaftlichen Mitarbeiterin Julia Gabriel und dem Bacheloranden (Medizintechnik) Tobias Dorszewski unter Supervision von Dr. Benjamin Steinhilber. Die Praxenakquise, zeitliche Planung der Untersuchungstermine, sowie die Durchführung der Messtage selbst erfolgte hauptsächlich durch Felix Jung, unter Mitarbeit von Julia Gabriel und Tobias Dorszewski. Aufbereitung und Auswertung der Daten erfolgte ebenfalls durch Felix Jung unter Rücksprachen mit den Konzepturen des Projekts. Dieses Manuskript wurde vollständig von Felix Jung entworfen und verfasst. Keine zusätzlichen Quellen, außer den in der Arbeit aufgeführten, wurden verwendet.

Tübingen, den

\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_

Ort, Datum

Unterschriften Doktorand/Doktorvater/Betreuer

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1</b> - Beispiel einer muskulären Ermüdung dargestellt mit OEMG.....	4
<b>Abbildung 2</b> - Strukturelle Anatomie der Handgelenke im Frontalschnitt.....	6
<b>Abbildung 3</b> - Aufbau des Karpaltunnels im Transversalschnitt .....	7
<b>Abbildung 4</b> - Anatomische Vereinfachung des M. flexor carpi radialis bei Handgelenk in Flexion.....	8
<b>Abbildung 5</b> - Anatomische Vereinfachung des M. flexor digitorum superficialis bei Handgelenk in Flexion .....	8
<b>Abbildung 6</b> - Empfohlener Arbeitsbereich für Handgelenkextension und -flexion der DGUV für das Handgelenk .....	10
<b>Abbildung 7</b> - Bewertung der BAuA von Bewegungsbereichen der Hand (Bleyer et. al., 2008) bzgl. ihrer Belastung während manuellen Tätigkeiten.....	11
<b>Abbildung 8</b> - Karpaltunnelinnendruck in Abhängigkeit des Handgelenkwinkels ohne Gewichtsbelastung nach Keir et al. (2007) .....	12
<b>Abbildung 9</b> - Dynamische Drehmomentanzeige [Nm]; noch nicht auf das $DM_{MAX-NEUTRAL}$ normiert .....	18
<b>Abbildung 10</b> - Skizzierung des zeitlichen Ablaufs aller drei Messtermine mit allen relevanten Messungen .....	19
<b>Abbildung 11</b> - Versuchssetting von oben .....	22
<b>Abbildung 12</b> - Messapparatur zur statischen und dynamischen Kraftmessung von der THUMEDI GmbH & Co. KG.....	24
<b>Abbildung 13</b> - Elektrodenposition nach SENIAM-Vorgaben (Hermens, 1999) am Beispiel zweier Proband:innen .....	25
<b>Abbildung 14</b> - Beispiel einer Phasensetzung einer Ermüdungsmessung im 40%-Kraftniveau .....	30
<b>Abbildung 15</b> -Visualisierung der Quadranten einer JASA von (Dufaug et al., 2020).....	36
<b>Abbildung 16</b> - Vergleich aller Medianfrequenzen (MF) der Ermüdungsmessungen des M. flexor digitorum superficialis (FDS) und des M. flexor carpi radialis (FCR).....	37

<b>Abbildung 17</b> - Vergleich aller elektrischen Aktivitäten (eA) der Ermüdungsmessungen des M. flexor digitorum superficialis (FDS) und des M. flexor carpi radialis (FCR).....	38
<b>Abbildung 18</b> - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) beider Handgelenkbeuger nach Luttmann et al. (1996) gruppiert nach Handgelenkpositionen.....	39
<b>Abbildung 19</b> - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) des M. flexor digitorum superficialis nach Luttmann et al. (1996) .....	40
<b>Abbildung 20</b> - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) des M. flexor carpi radialis nach Luttmann et al. (1996).....	40
<b>Abbildung 21</b> - Steigung des FDS der linearen Regressionen (LinReg) der elektrischen Aktivität (eA) in drei Kraftniveaus der maximal willkürlichen Kontraktionen (MVC) in extendierter, flektierter und neutraler Position .....	41
<b>Abbildung 22</b> - Steigung des FDS der linearen Regressionen (LinReg) der Medianfrequenz (MF) des M. flexor digitorum superficialis in drei Kraftniveaus der maximal willkürlichen Kontraktionen (MVC) in extendierter, flektierter und neutraler Position .....	43
<b>Abbildung 23</b> - 3D-Modell muskulärer Ermüdung mit eA-Anstieg, Kraftniveau und Handgelenkwinkel als Faktoren.....	45
<b>Abbildung 24</b> - 3D-Modell muskulärer Ermüdung mit MF-Anstieg, Kraftniveau und Handgelenkwinkel als Faktoren.....	46
<b>Abbildung 25</b> - relative Drehmomentänderungen [%] der Drehmomentmessungen während maximalen Kontraktionen direkt vor und nach Ermüdungsmessungen .....	48
<b>Abbildung 26</b> - normalisierte eA beider Handgelenkflexoren der 15%-Referenzen aller vier 15%-Kontrollmessungen im Vergleich .....	49
<b>Abbildung 27</b> - normalisierte MF beider Handgelenkflexoren der 15%-Referenzen aller vier 15%-Kontrollmessungen im Vergleich .....	50
<b>Abbildung 28</b> - Beispiel größerer Sprünge pro Zeitintervall der Medianfrequenz (unten) gegenüber der elektrischen Aktivität (oben) .....	56
<b>Abbildung 29</b> - Beispielhafter Verlauf der MF über eine Ermüdungssequenz	56

**Abbildung 30** - lineare Steigungen aller Ermüdungsmessungen der elektrischen Aktivität (eA) des M. flexor carpi radialis aufgeschlüsselt nach Handgelenkpositionen..... 64

## **Tabellenverzeichnis**

<b>Tabelle 1</b> - Stammdaten der Proband:innen .....	16
<b>Tabelle 2</b> - Standardisierung der Elektrodenpositionen zur OEMG-Messung .	26
<b>Tabelle 3</b> – Kanalbelegung der acht Eingänge des PhysioSkops12 .....	27
<b>Tabelle 4</b> - Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA): Datenverteilung beider Handgelenkflexoren .....	38
<b>Tabelle 5</b> - Mediane und Quartile der Steigungen der Regressionen des FDS	42
<b>Tabelle 6</b> – Ergebnisse der statistischen Analyse der OEMG-Daten der Unterarmflexoren mittels RM-ANOVA .....	43
<b>Tabelle 7</b> - Mediane der Anstiege (pro Sekunde) nach Handgelenkposition und Kraftniveau.....	44
<b>Tabelle 8</b> - Mediane der Haltedauern [s] der Ermüdungsmessungen nach Kraft und Winkel .....	47
<b>Tabelle 9</b> - ICCs der Protokollüberprüfung im Überblick .....	51
<b>Tabelle 10</b> - Ergebnisse statistischer Analysen supportiver Muskulatur .....	51
<b>Tabelle 11</b> – OEMG-Charakterisierung: Mediane der Korrelationskoeffizienten .....	52

## Danksagung

Dank gilt dem Sigmund-Kiener Stipendium des Hertie Instituts für Hirnforschung, welches mich finanziell während der Anfertigung dieser Dissertationsschrift unterstützt hat.

Weiterhin gilt besonderer Dank allen Mitarbeiter:innen des arbeitsphysiologischen Labors des Instituts für Arbeits- und Sozialmedizin und Versorgungsforschung für den offenen und freundlichen Umgang in einer konstruktiven Arbeitsatmosphäre, sowie all der erfahrenen Unterstützung!

Zudem möchte ich meinem guten Freund Max Harkotte danken, welcher mir mit seiner statistischen Expertise stets mit Rat und Geduld beistand.

Zuletzt möchte ich noch meinem Doktorvater Daniel Häufle persönlich für seine sehr offene, aber auch kritische Betreuung danken, welche mich und diese Arbeit in den richtigen Momenten vorangetrieben hat.

## Anhang

Anhang 1 - Maximale ROM aller Proband:innen

Maximale aktive ROM	Flexion[°]	Extension [°]
<i>Proband:in: S32P01</i>	76	68
<i>S32P02</i>	70	70
<i>S32P03</i>	80	61
<i>S32P04</i>	78	78
<i>S32P05</i>	68	68
<i>S32P06</i>	92	82
<i>S32P07</i>	64	82
<i>S32P08</i>	86	76
<i>S32P09</i>	72	78
<i>S32P10</i>	72	72
<i>S32P11</i>	92	60
<i>S32P12</i>	92	68
<i>S32P13</i>	74	63
<i>S32P14</i>	88	72
<i>S32P15</i>	81	60
<i>S32P16</i>	86	83
<i>S32P17</i>	80	76
<i>S32P18</i>	76	80
<b>Mittelwert</b>	<b>79,28</b>	<b>72,06</b>
<b>±SD</b>	<b>8,37</b>	<b>7,57</b>

**Anhang 2 – Zusätzliche Daten aller Proband:innen aus dem nordischen Fragebogen**

Proband:in	Sport>2h	Sport>5h	Sport>10h	HG- Belastung	Schmerz Nacken	Schmerz Schulter	Schmerz LWS	Schmerz BWS	Musikinstrument
S32P01	nein	ja	nein	ja	nein	nein	nein	nein	nein
S32P02	ja	nein	nein	nein	ja	nein	nein	ja	ja
S32P03	nein	ja	nein	nein	ja	nein	nein	nein	nein
S32P04	nein	nein	nein	nein	ja	nein	ja	nein	nein
S32P05	nein	nein	nein	nein	nein	nein	nein	nein	nein
S32P06	nein	nein	ja	ja	nein	nein	nein	nein	nein
S32P07	nein	nein	ja	ja	ja	ja	nein	ja	ja
S32P08	ja	nein	nein	nein	nein	nein	nein	nein	ja
S32P09	nein	nein	nein	ja	ja	nein	ja	ja	nein
S32P10	ja	nein	nein	nein	ja	nein	ja	nein	nein
S32P11	ja	nein	nein	ja	nein	nein	ja	nein	nein
S32P12	ja	nein	nein	nein	ja	nein	nein	nein	ja
S32P13	ja	nein	nein	nein	ja	nein	nein	nein	nein
S32P14	nein	ja	nein	nein	ja	ja	ja	ja	nein
S32P15	nein	ja	nein	nein	nein	nein	nein	nein	ja
S32P16	nein	nein	ja	ja	ja	nein	nein	nein	nein
S32P17	ja	nein	nein	nein	ja	nein	nein	nein	nein
S32P18	nein	nein	ja	nein	nein	nein	nein	nein	nein
<b>Zahl der „ja“</b>	<b>7</b>	<b>4</b>	<b>4</b>	<b>6</b>	<b>11</b>	<b>2</b>	<b>5</b>	<b>4</b>	<b>5</b>