

Aus dem  
Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und  
Versorgungsforschung  
an der Universität Tübingen

**Reproduzierbarkeit verschiedener  
Referenzwerte zur Normalisierung der  
Oberflächen – Elektromyographie im Kontext  
arbeitsphysiologischer Forschung**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen

**vorgelegt von**

**Sablotny, Andreas**

**2018**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1.Berichterstatter: Professor Dr. M. A. Rieger

2.Berichterstatter: Professor Dr. A. Nieß

Tag der Disputation: 26.07.2018

## Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	III
Abbildungsverzeichnis .....	VIII
Tabellenverzeichnis .....	XI
Abkürzungsverzeichnis .....	XII
1 Einleitung .....	1
1.1.1 Elektromyographie .....	1
1.1.2 Historie .....	1
1.2 Oberflächenelektromyographie.....	1
1.3 Anwendungsbedingungen der Oberflächenelektromyographie .....	3
1.3.1 Ableitungsarten der Oberflächenelektromyographie .....	3
1.4 Oberflächenelektromyographie-Signalqualität.....	4
1.5 Messung der von dem Muskel aufgebracht Kraft .....	5
1.6 Kenngrößen des OEMG .....	6
1.6.1 Elektrische Aktivität .....	6
1.7 Normierungsverfahren von Oberflächen-Elektromyographien .....	6
1.8 Reproduzierbarkeit der Oberflächen-Elektromyographie .....	8
1.9 Fragestellung .....	9
1.10 Rahmenbedingungen der Studie .....	10
2 Fragen.....	11
2.1 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei unterschiedlichen Normierungsansätzen von OEMG an unterschiedlichen Muskelgruppen des dominanten Armes? .....	11
2.1.1 Ist das etablierte Normierungsverfahren der Maximalkraftnormierung MVC den submaximalen Referenzkontraktionen in der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte überlegen? .....	12
2.1.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei Normierung von OEMG mit submaximalen Referenzkontraktionen in Bezug auf die MVC-Abhängigkeit und die Kraftintensitäten? .....	12
2.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Genderaspekten? .....	12

2.3 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG aus Sicht der Muskeln / Muskelgruppen? .....	12
2.4 Welchen Einfluss hat die Elektrodenposition auf die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG? .....	12
2.5 Führt eine vorgeschaltete Messequenz (M1) zu einer höheren Reproduzierbarkeit der nachgeschalteten Messequenz (M2) durch den Effekt einer Test - Referenzkontraktion? .....	12
3 Material und Methoden .....	13
3.1 Beschreibung des Probandenkollektivs .....	13
3.2 Ein- und Ausschlusskriterien .....	13
3.3 Fallzahl .....	14
3.4 Studienablauf .....	15
3.5 Untersuchungsmethoden .....	17
3.5.1 Befragungsinstrumente .....	17
3.5.2 Bipolare Oberflächen-Elektromyographie-Messungen .....	18
3.5.3 Durchführung der Kraftmessungen .....	19
3.6 OEMG-Datenerhebung und Datenaufbereitung .....	23
3.6.1 OEMG-Kennwerte .....	23
3.6.2 Kraftmessung .....	23
3.6.3 Phasen zur Kennwertberechnung .....	23
3.6.4 Datenaufbereitung .....	25
3.6.5 Statistische Methoden zur Auswertung der Messergebnisse .....	27
3.6.6 Verwendete Software .....	30
3.6.7 Literaturrecherche und -verwaltung .....	31
4 Ergebnisdarstellung .....	32
4.1 Veränderung der Kraftmittelwerte über die Testtage .....	32
4.1.1 MVC-unabhängige Referenzkontraktionen .....	32
4.1.2 MVC-abhängige Referenzkontraktionen .....	33
4.1.3 MVC Referenzkontraktionen .....	35
4.2 Vergleich der EA/Kraft-Mittelwerte über die Testtage .....	36
4.2.1 MVC unabhängige Referenzkontraktion mit Kraftintensität „low“ .....	36
4.2.2 MVC unabhängige Referenzkontraktionen mit Kraftintensität „high“ .....	36

4.2.3 MVC abhängige Referenzkontraktionen mit Kraftintensität „low“ .....	37
4.2.4 MVC abhängige Referenzkontraktionen mit der Kraftintensität „high“ .....	38
4.2.5 MVC als Referenzkontraktion.....	39
4.3 Prüfung auf systematische Abweichungen und Heteroskedastizität .....	40
4.4 Darstellung der Maximalkraft .....	45
4.4.1 Mittelwerte der Maximalkraft MVC geschlechtsunspezifisch.....	45
4.4.2 Mittelwerte der Maximalkraft MVC in N geschlechtsspezifisch .....	46
4.5 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG an verschiedenen Muskelgruppen des dominanten Armes anhand des relativen SEM in % .....	48
4.5.1 SEM % bei MVC-unabhängigen Referenzkontraktionen.....	51
4.5.2 SEM % bei MVC-abhängigen Referenzkontraktionen.....	52
4.5.3 SEM % bei MVC Normierungen .....	53
4.6 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Genderaspekten.....	55
4.6.1 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC <sup>unabhängig low</sup> Normierung.....	57
4.6.2 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC <sup>unabhängig high</sup> Normierung.....	57
4.6.3 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC <sup>abhängig low</sup> Normierung .....	59
4.6.4 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC <sup>abhängig high</sup> Normierung .....	59
4.6.5 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die Maximalkraftnormierung „MVC“.....	61
4.7 Vergleich des Einflusses von unterschiedlichen Elektrodenpositionen auf die der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG in SEM % ....	62
4.7.1 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC <sup>unabhängig low</sup> .....	63
4.7.2 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	64

4.7.3 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC <sup>abhängig low</sup> .....	65
4.7.4 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC <sup>abhängig high</sup> .....	66
4.7.5 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz „MVC“ .....	67
4.8 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung der Messsequenzen M1 und M2 .....	69
4.8.1 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC <sup>unabhängig low</sup> .....	70
4.8.2 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	71
4.8.3 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC <sup>abhängig low</sup> .....	72
4.8.4 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC <sup>abhängig high</sup> .....	73
4.8.5 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz „MVC“ .....	75
5 Diskussion.....	76
5.1 Methodenauswahl.....	76
5.1.1 Probandenfallzahl und -auswahl .....	76
5.1.2 Befragungsinstrumente .....	77
5.1.3 Muskulatur.....	78
5.1.4 Messstation .....	80
5.1.5 Datenerhebung und -verarbeitung .....	81
5.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei unterschiedlichen Normierungsansätzen von OEMG an unterschiedlichen Muskelgruppen des dominanten Armes? .....	81
5.2.1 Ist das etablierte Normierungsverfahren der Maximalkraftnormierung MVC den submaximalen Referenzkontraktionen in der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte überlegen? .....	82

5.2.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei Normierung von OEMG mit submaximalen Referenzkontraktionen in Bezug auf die MVC-Abhängigkeit und die Kraftintensitäten? .....	85
5.3 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Gender-Aspekten .....	92
5.4 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG aus Sicht der Muskeln/Muskelgruppen? .....	95
5.5 Welchen Einfluss hat die Elektrodenpositionierung auf die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG? .....	98
5.6 Führt eine vorgeschaltete Messsequenz (M1) zu einer höheren Reproduzierbarkeit der nachgeschalteten Messsequenz (M2) durch den Effekt einer Test - Referenzkontraktion?.....	100
6 Zusammenfassung .....	103
Literatur.....	105
Eidesstattliche Erklärung .....	112

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 3-1:	Elektrodenpositionierung und OEMG-Messgerät .....	19
Abbildung 3-2:	Messstation für die Durchführung der Kraftmessung.....	22
Abbildung 4-1:	Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage MVC <sup>unabhängig low</sup> und MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	33
Abbildung 4-2:	Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für die MVC abhängigen Normierungsverfahren .....	34
Abbildung 4-3:	Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für die MVC Normierung .....	35
Abbildung 4-4:	EA/Kraft-Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage für MVC <sup>unabhängig low</sup> und MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	37
Abbildung 4-5:	EA/Kraft-Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage für MVC <sup>abhängig low</sup> und MVC <sup>abhängig high</sup> .....	39
Abbildung 4-6:	EA/Kraft-Mittelwerte für alle Testtage für MVC .....	40
Abbildung 4-7:	Bland-Altman-Plot Variable EA/Kraft für die MVC Normierung der Extensoren für alle Testtage .....	42
Abbildung 4-8:	Bland-Altman-Plot Variable EA/Kraft für die MVC <sup>unabhängig low</sup> Normierung des M. biceps brachii für alle Testtage.....	43
Abbildung 4-9:	Bland-Altman-Plot Variable Kraft für die MVC Normierung der Extensoren für alle Testtage .....	44
Abbildung 4-10:	Bland-Altman-Plot Variable Kraft für die MVC <sup>unabhängig low</sup> Normierung des M. biceps brachii für alle Testtage .....	45
Abbildung 4-11:	Maximalkraftmittelwerte in N, geschlechtsunspezifisch .....	46
Abbildung 4-12:	Maximalkraftmittelwerte in N, Männer.....	47
Abbildung 4-13:	Maximalkraftmittelwerte in N, Frauen .....	47
Abbildung 4-14:	Mittelwert von SEM % aller Muskeln pro Normierungsansatz .....	49
Abbildung 4-15:	Mittelwerte SEM % aller Normierungen pro Muskel .....	50
Abbildung 4-16:	Reproduzierbarkeit der verschiedenen Normierungsansätze in SEM% in Bezug auf die Muskeln/Muskelgruppe .....	50

Abbildung 4-17: SEM% für absolute, submaximale Normierungen MVC <sup>unabhängig low</sup> und MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	52
Abbildung 4-18: SEM% für relative, submaximale Normierungen MVC <sup>abhängig low</sup> und MVC <sup>abhängig high</sup> .....	53
Abbildung 4-19: SEM% für die Maximalkraftnormierung MVC .....	54
Abbildung 4-20: Geschlechtsspezifische Unterschiede der Reproduzierbarkeit in SEM% von unterschiedlichen Normierungsverfahren .....	55
Abbildung 4-21: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Mittelwerte SEM % aller Muskeln pro Normierung.....	56
Abbildung 4-22: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für absolute, submaximale Referenzkontraktionen MVC <sup>unabhängig low</sup> und MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	58
Abbildung 4-23: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für relative, submaximale Referenzkontraktionen MVC <sup>abhängig low</sup> und MVC <sup>abhängig high</sup> .....	60
Abbildung 4-24: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für die Maximalkraftnormierung MVC .....	61
Abbildung 4-25: Übersicht über die Reproduzierbarkeit von atypischen versus typischen Elektrodenpositionen für jede Referenzkontraktion.....	62
Abbildung 4-26: Vergleich der Reproduzierbarkeit der typischen und atypischen Ableitorte durch Betrachtung des Mittelwertes von SEM % aller Normierungen pro Ableitung.....	63
Abbildung 4-27: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für den absoluten, submaximalen Normierungsansatz MVC <sup>unabhängig low</sup> und MVC <sup>unabhängig high</sup> .....	65
Abbildung 4-28: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für den relativen, submaximalen Normierungsansatz MVC <sup>abhängig low</sup> und MVC <sup>abhängig high</sup> .....	67
Abbildung 4-29: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für die Maximalkraftnormierung MVC .....	68

Abbildung 4-30: Gesamtübersicht der Reproduzierbarkeit in SEM % der Normierungsansätze unter Berücksichtigung der Messesequenzen M1 und M2 .....	69
Abbildung 4-31: Vergleich der Reproduzierbarkeit der Messesequenzen M1 und M2 anhand der Mittelwerte von SEM% aller Muskeln pro Normierung ..	70
Abbildung 4-32: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messesequenz M1 und Messesequenz M2 für absolute, submaximale Referenzkontraktionen MVC <small>unabhängig low</small> und MVC <small>unabhängig high</small> mit Darstellung der SEM%-Fraktionen .....	72
Abbildung 4-33: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messesequenz M1 und Messesequenz M2 für relative, submaximale Referenzkontraktionen MVC <small>abhängig low</small> und MVC <small>abhängig high</small> mit Darstellung der SEM%-Fraktionen .....	74
Abbildung 4-34: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messesequenz M1 und Messesequenz M2 für die Maximalkraftnormierung MVC mit Darstellung der SEM%-Fraktionen .....	75

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1:	Anthropometrische Daten des Gesamtkollektivs .....	13
Tabelle 3-2:	Schematischer Gesamtstudienablauf .....	17
Tabelle 3-3:	Ableitorte an den untersuchten Muskelgruppen/Muskeln .....	19
Tabelle 3-4:	Erläuterung der Kraftintensität „low“ und „high“ bei den submaximalen Referenzkontraktionen .....	21
Tabelle 3-5:	Kriterien zur Markierung der Phasen .....	24
Tabelle 3-6:	Darstellung der Berechnung des SEM Gesamt in % für die Referenzkontraktionen .....	30

## Abkürzungsverzeichnis

Abh.	Abhängig
ANOVA	Analysis of variance
EA	Elektrische Aktivität
EKG	Elektrokardiogramm
MVE	Maximal Voluntary Electrical activity
isubRVE	isometric, submaximal Reference Voluntary Electrical activity
isubRVEabs	isometric, submaximal absolute reference Electrical activity
isubRVErel	isometric, submaximal relative reference Electrical activity
MVC	isometric maximal voluntary contraction
isubRVCabs.	Isometric, submaximal absolute reference voluntary Contraction
isubRVCrel.	Isometric, submaximal relative reference voluntary Contraction
Korr.	Korrektur
M	Messesequenz
M.	Musculus
N	Newton
NMQ	Nordic musculoskeletal questionnaire
OEMG	Oberflächen-Elektromyographie
RMS	Root Mean Square
T	Testtag

Unabh.      Unabhängig

V            Volt

# 1 Einleitung

## 1.1.1 Elektromyographie

## 1.1.2 Historie

Schon 1928 wurden von Adrian und Bronk Aufzeichnungen von muskulären Aktionspotentialen im Tierexperiment dokumentiert. Dies war der Grundstein für die Methodik der Elektromyographie in der klinischen Medizin (Weddell 1943). In den folgenden Jahrzehnten des letzten Jahrhunderts wurde das Verfahren der Elektromyographie zunehmend als diagnostisches Hilfsmittel für neuromuskuläre Erkrankungen eingesetzt. Das Elektromyogramm erfasst, analysiert und ermöglicht die graphische Darstellung von elektrischen Signalen als Ausdruck muskulärer Aktivität (Steinhilber et al. 2013). Aus der Analyse der elektromyographischen Signale und der Berechnung von Kenngrößen können Aussagen über muskuläre Aktivität, Belastung und Ermüdung erhoben werden (Steinhilber et al. 2013, Subbu et al. 2015). Die Art der Ableitung der elektrischen Signale lässt eine Unterscheidung zwischen der invasiven Feinnadel-Elektromyographie mit intramuskulären Elektroden und der noninvasiven Oberflächenelektromyographie (OEMG) durch dermale Klebeelektroden zu. In dieser Arbeit wird nur auf die Oberflächenelektromyographie eingegangen.

## 1.2 Oberflächenelektromyographie

Die Oberflächenelektromyographie (OEMG) ist das gängigste Verfahren zur Ermittlung von muskulären Aktivitätszuständen wie statische als auch dynamische Belastung und muskulärer Ermüdung der untersuchten Muskulatur (Clarys et al. 2010b, Gazzoni et al. 2014). Damit spielt dieses Verfahren insbesondere in Fachdisziplinen eine Rolle, die an objektivierbaren Aussagen zum Funktionszustand der Muskulatur interessiert sind. Dies trifft sowohl auf den wissenschaftlichen Einsatz von OEMG's als auch den praktischen Einsatz in der Arbeitsmedizin, der

Rehabilitationsmedizin, der Sportmedizin, der Neurologie als auch der Arbeitsphysiologie zu. Die Oberflächenelektromyographie ist kein direktes Verfahren zur Beurteilung des Muskels, sondern es werden die Veränderungen der elektromyographischen elektrischen Signale erfasst und mit den muskulären Anforderungen in Zusammenhang gebracht. Es besteht eine hohe Korrelation zwischen der OEMG-Amplitude und der Kraftentfaltung des Muskels. Diese Beziehung beschreibt einen linearen Zusammenhang, der zumeist kurvilinear verläuft, da für ansteigende Kraftniveaus überproportional höhere elektrische Aktivität des Muskels benötigt wird (Konrad 2005). Nur wegen dieses linearen Zusammenhangs funktioniert die Normalisierung mit einem einzelnen Referenzwert. Die Beanspruchung eines Muskels durch eine geforderte Kraftaktivität wird durch das OEMG-Signal dargestellt und ist von Faktoren wie der muskulären Leistungsfähigkeit und von der Ermüdung des Muskels abhängig (Steinhilber et al. 2013). Damit diese Beanspruchung quantifizierbar und bewertbar wird, muss sie in Zusammenhang mit der maximalen Beanspruchung des Muskels gebracht und als Anteil dieser Maximalbeanspruchung aufgezeigt werden (Steinhilber et al. 2013). Es kann kein direkter Rückschluss auf das Ausmaß der Belastung aus den OEMG-Signalen gezogen werden (Steinhilber et al. 2013). Um von einer elektromyographisch gemessenen Beanspruchung auf eine Belastung rückschließen zu können, müssen Rahmenbedingungen der Tätigkeit wie z.B. Kräfte, Lasten und Haltungen beachtet und in einen arbeitswissenschaftlichen Kontext mit weiteren Kriterien wie z. B. der Ausführbarkeit und Zumutbarkeit gebracht werden (Steinhilber et al. 2013). Das OEMG ist ein wichtiges Verfahren für muskuläre Arbeitsbelastungen im Rahmen ergonomischer Fragestellungen (Hagg et al. 2000). Am Beispiel von muskulärer Ermüdung bei isometrischer Beanspruchung kann man den Anstieg der Signalamplitude und Reduktion der Signalfrequenz als elektromyographisches Kriterium darstellen (Subbu et al. 2015).

## **1.3 Anwendungsbedingungen der Oberflächenelektromyographie**

Bei der Auswahl der Oberflächenelektromyographie als diagnostische Methode muss man neben den Vorteilen des Verfahrens, wie unter anderem der Noninvasivität auch die Einschränkungen des OEMG kennen. Ein wesentlicher Punkt, den es bei der Anwendung von Oberflächenelektromyographie kritisch zu bedenken gibt, ist die Störanfälligkeit des OEMG-Signals. Es gibt, bedingt durch die noninvasive Ableitung des Signals von der Haut, die elektromagnetischen Interferenzen der Umgebung, die Verwendung von geeigneten Elektroden und der Art der Signableitung mannigfaltige Störgrößen, die in der Anwendung von Oberflächenelektromyographien berücksichtigt werden müssen. Die Auswahl der zu untersuchenden Muskulatur muss ein klarer Bestandteil der Studienplanung sein, da die Oberflächenelektromyographie einerseits bezüglich des Abstandes bzw. der Signaltiefe zum Muskel Grenzen erreicht, andererseits ist es schwierig isoliert Muskeln zu untersuchen, die Bestandteil einer komplexen Bewegung sind. Zudem ist, bei der Ableitung von OEMG-Signalen von einem isoliert zu untersuchenden Muskel, die räumliche Nähe zu anderen Muskeln zu berücksichtigen.

### **1.3.1 Ableitungsarten der Oberflächenelektromyographie**

Man unterscheidet monopolare und bipolare Ableitungsvarianten in der Oberflächenelektromyographie, die wiederum beide sowohl Vor- als auch Nachteile haben und daher den Fragestellungen entsprechend gezielt eingesetzt werden. Bei der monophasischen Ableitung wird das elektrische Signal von einer Elektrode über dem zu untersuchenden Muskel und einer entfernt platzierten Referenzelektrode erhoben. Vorteile der monophasischen Ableitung liegen bei Verwendung von kleinen Einzelelektroden mit geringem Abstand in der höheren räumlichen Auflösung der myoelektrischen Aktivität bei Untersuchung von vor allem von kleinen Muskeln, wie der mimischen Muskulatur (Steinhilber et al. 2013). Die biphasische Ableitung erfasst das elektrische Signal zwischen zwei Elektroden, die sich beide direkt über dem abzuleitenden Muskel befinden. In den meisten

Untersuchungen mit arbeitsbezogenem Zusammenhang wird die bipolare Ableitungsmethode angewandt, da diese weniger störanfällig ist (Steinhilber et al. 2013). Monophasische OEMG-Ableitungen sind speziellen Fragestellungen (z.B. sehr kleine Muskeln) vorbehalten. Die aktuelle Leitlinie „Oberflächen-Elektromyographie“ in der Arbeitsmedizin thematisiert als Ausdruck für den vorrangigen Stellenwert nur die bipolare Ableitung (Steinhilber et al. 2013).

## **1.4 Oberflächenelektromyographie-Signalqualität**

Eine hohe Güte des OEMG-Signals wird durch eine hohe Signalqualität bei geringer Intensität von Störsignalen sichergestellt. Dafür sind bei der Untersuchung verschiedene Vorbereitungsschritte notwendig, die die Qualität der Signalerfassung verbessern und sicherstellen.

Da die oberflächliche Ableitung des elektrischen Signals mit Hilfe von Klebeelektroden erfolgt, ist eine spezielle Hautvorbereitung erforderlich. Sowohl durch fettige als auch zu trockene Haut kann es zu einer Zunahme des Hautwiderstandes und zu Störspannungen durch elektromagnetische Felder kommen, was in einer schlechteren OEMG-Signalqualität resultiert (Steinhilber et al. 2013, Tam und Webster 1977, Hewson et al. 2003, SENIAM group 1996, Merlo und Campanini 2010). Die Amplitude des OEMG-Signals kann zudem negativ durch die Dicke der subkutanen Fettschicht beeinflusst werden (Merlo und Campanini 2010).

Neben der Hautvorbereitung sind die Art, die Größe und die Positionierung der Elektroden insbesondere in Abhängig von der untersuchten Muskulatur und der zugrundeliegenden Fragestellung der jeweiligen Untersuchung ein wesentlicher und vieldiskutierter Einflussfaktor auf die Signalqualität der OEMG (Hermens et al. 2000, Rainoldi et al. 2004).

Externe Störeinflüsse wie elektromagnetische Felder in der Umgebung der Messung, Bewegungsartefakte und auch Artefakte durch die elektrische Herzaktivität müssen als solche im Rahmen der Signalverarbeitung erkannt werden. Diese Störsignale können dann korrigiert oder aus der Analyse entfernt werden. Im

Falle der elektrischen Herzaktivität wird deshalb bei der Oberflächen-Elektromyographie eine simultane Elektrokardiographie (EKG) als zusätzliche Ableitung durchgeführt, die in der weiteren Signalverarbeitung eine Entfernung potentiell störender EKG-Signale erlaubt.

Um zu einer Standardisierung von OEMG-Untersuchungen beizutragen, hat die Europäische Forschergruppe des SENIAM-Projektes<sup>1</sup> zu o.g. Punkten (zur Elektrodenauswahl, zur Elektrodenposition, zur Hautvorbereitung etc.) Empfehlungen ausgesprochen, die auch in dieser Studie berücksichtigt wurden (SENIAM group 1996).

## **1.5 Messung der von dem Muskel aufgebraachte Kraft**

Um das elektrische Signal der Oberflächen-Elektromyographie einer muskulären Beanspruchung zuordnen zu können, muss die auf den Muskel einwirkende Belastung, die damit zu erbringende Kraft, bekannt sein oder gemessen werden. Deshalb ist es notwendig, neben der Ableitung des Oberflächen-Elektromyographie-Signals auch eine Messung der Kraft durchzuführen, sei es zur Bestimmung der aufgebrachten Kraft, wie z.B. bei der Maximalkraftmessung oder zur visuellen Kontrolle der Kraft bei vorgegeben Belastungen. Die visuelle Kontrolle der Kraft hat zur Verbesserung der Zuverlässigkeit bestimmter Normierungsansätze geführt (Burnett et al. 2007). Die Art der Belastung bei der Kraftmessung kann sich qualitativ unterscheiden, es können hierbei statische und dynamische Verfahren unterschieden werden (Steinhilber et al. 2013).

---

<sup>1</sup> The SENIAM project (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) is a European concerted action in the Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union.

## **1.6 Kenngrößen des OEMG**

### **1.6.1 Elektrische Aktivität**

Die Elektrische Aktivität (EA) spiegelt die elektrische Erregung des Muskels wider und hat einen engen Zusammenhang mit der Muskelkraft des untersuchten Muskels (Steinhilber et al. 2013). Die EA entspricht der zeitlichen Dichte von Aktionspotentialen und wird durch Aufbereitung (Filterung und Digitalisierung) des OEMG-Rohsignals als mittlere Signalamplitude des OEMG dargestellt (Steinhilber et al. 2013). Es gibt verschiedenen Kennwerte, die sich in der Aufbereitung des Rohsignals unterscheiden, aber alle die elektrische Aktivität bzw. die Amplitude des OEMG repräsentieren und qualitativ zu vergleichbaren Ergebnissen kommen (Steinhilber et al. 2013). Der in dieser Studie verwandte Kennwert ist der Effektivwert, der als Root mean Square (RMS) durch Quadrierung und Integration des Roh-Signals über ein definiertes Zeitfenster, Division durch die Fensterlänge und Radizierung errechnet wird (Seibt, R., Bradl, I.). Der Root Mean Square (RMS) ist der momentane empfohlene Glättungsalgorithmus für EMG-Signale (Konrad 2005).

## **1.7 Normierungsverfahren von Oberflächen-Elektromyographien**

Wie bereits oben ausgeführt, wird die Methode der Oberflächenelektromyographie durch viele Variablen beeinflusst, wie z.B. durch technische, anatomische und physiologische Bedingungen der Untersuchung und des Probanden (Burden 2010). Um die Messergebnisse der elektrischen Muskelaktivität zwischen Probanden, Muskeln und Messtagen vergleichen zu können, ist es notwendig, die EMG Signale zu normieren, sprich, sie ins Verhältnis zu der elektrischen Aktivität einer standardisierten Referenzkontraktion zu setzen (Mirka 1991, Soderberg und Knutson 2000, Burnett et al. 2007, Burden 2010, Clarys et al. 2010a, Vera-Garcia et al. 2010). Es gibt verschiedene Referenzkontraktionen, die zur Normierung

eingesetzt werden, und die sich im Wesentlichen in der Abhängigkeit zur individuellen Maximalkraft (maximalkraftabhängig und maximalkraftunabhängig), der Art der Beanspruchung (statisch und dynamisch) und der Intensität der Muskelarbeit unterscheiden.

Die gebräuchlichsten Referenzwerte werden durch die Messung der isometrischen Maximalkraft (MVC) und der submaximalen, isometrischen Referenzmuskelnkontraktion (isubRVC) ermittelt. Die isubRVC lassen sich in Bezug zur MVC als maximalkraftabhängig oder maximalkraftunabhängig weiter differenzieren. Bei den maximalkraftabhängigen Referenzkontraktionen wird die zu erbringende Muskelkraft als prozentualer Anteil der individuellen MVC eingesetzt, bei den maximalkraftunabhängigen isubRVC werden definierte Kräfte oder Drehmomente als Bezugsgröße für die Normierung benutzt.

Bei der Oberflächenelektromyographie werden durch das Verhältnis von elektrischer Aktivität zu muskulärer Belastung/Kraft Referenzwerte geschaffen, die dann als EA/Kraft (in  $\mu\text{V}/\text{N}$ ) angegeben werden. So wird die Referenz-EA entsprechend des zugrundeliegenden Normierungsverfahren für die Maximalkraftnormierung MVC als Maximal Voluntary Electrical Activation (MVE) und für die submaximalen Referenzkontraktionen als relative oder absolute Reference Voluntary Electrical activity (RVErel; RVEabs) bezeichnet.

Die am häufigsten eingesetzte Normierungsart ist die isometrische Maximalkraftmessung MVC (Soderberg und Knutson 2000, Burden 2010). Das Aufbringen der Maximalkraft durch die Probanden als Normierungsart ist abhängig von der Motivation und kann durch das Vorhandensein von Schmerzen und/oder Verletzungsrisiken beeinflusst werden (Attebrant et al. 1995, Marras und Davis 2001, Bolgla und Uhl 2007, Ha et al. 2013). Diese Faktoren sind als potentielle Fehlerquellen zu berücksichtigen. Die Entwicklung einer wissenschaftlichen Begründung für eine strukturierte, differenzierte Auswahl von geeigneten Normierungsverfahren für die jeweiligen Untersuchungsbedingungen (Muskelgruppe, Art der muskulären Belastung etc.) im Sinne eines Standards wurde in vielen Studien

thematisiert und gefordert (Soderberg und Knutson 2000, Burden 2010). Nichtsdestotrotz bestehen keine klaren, praxisrelevanten Empfehlungen für die Auswahl eines geeigneten Normierungsverfahrens (Steinhilber et al. 2013).

Für arbeitsmedizinischen, arbeitsphysiologischen und arbeitswissenschaftlichen Fragestellungen hat die Normierung des OEMGs eine zusätzliche Bedeutung: Durch entsprechende Normierung ist es möglich die mittels OEMG erfassten Messdaten im Sinne von muskulärer Belastung oder Beanspruchung zu beurteilen. Aus einem OEMG Signal kann ein Belastungsmaß erst durch Herstellung eines Zusammenhangs zwischen elektrischer Aktivität und einwirkende Kraft, Last oder Haltung erreicht werden (Steinhilber et al. 2013). Bei Messung einer Beanspruchung muss die individuelle Leistungsfähigkeit z.B. durch die Normierung mittels Maximalkraft oder maximalkraftabhängiger Referenzwerte Berücksichtigung finden. Ein Normierungsansatz ohne Maximalkraft-Bezug lässt zwar Aussagen über das Belastungsmaß zu, ist aber für die Untersuchung von Beanspruchungen ungeeignet (Steinhilber et al. 2013). Eine identische Belastung für ein Probandenkollektiv bedeutet nicht, dass die Beanspruchung ebenfalls identisch ist. Entsprechend den individuellen körperlichen Bedingungen können Belastungen und Beanspruchungen stark voneinander abweichen.

## **1.8 Reproduzierbarkeit der Oberflächen-Elektromyographie**

Unabhängig vom verwendeten Normierungsverfahren, ist es entscheidend, dass die Ergebnisse der Oberflächen-Elektromyographie eines Muskels bei Wiederholungsuntersuchungen von Messsequenzen (identische Messabschnitte innerhalb eines Testtages), Testtagen oder auch verschiedenen Probanden bei gleichen Untersuchungsbedingungen reproduzierbar sind (Lehman und McGill 1999, Bland und Altman 1999, Merletti und Hermens 2000). Insbesondere bei Methodenvergleichen in wissenschaftlichen Studien ist die Reproduzierbarkeit durch Wiederholungsmessungen sehr wichtig, wurde allerdings noch nicht häufig in Studien untersucht (Bland und Altman 1999). Die vorhandenen Studien sind durch ihr inhomogenes Studiendesign (z.B. durch Untersuchung an unterschiedlichsten Muskelgruppen mittels dynamischer oder auch isometrischer Verfahren,

verschiedener Normierungsansätze und unterschiedlichen statistischen Parametern für Reproduzierbarkeit etc.) nicht ohne weiteres vergleichbar und in ihrer Aussagekraft als generelle Empfehlung limitiert. Der Bedarf an wissenschaftlicher Forschung zu diesem Thema wird deshalb von einzelnen Wissenschaftlern und Fachgremien (Lehman und McGill 1999, Soderberg und Knutson 2000, Bologla und Uhl 2007, Burden 2010, Norcross et al. 2010, Steinhilber et al. 2013) immer wieder gefordert.

## **1.9 Fragestellung**

Um die nicht invasive Beurteilung von muskulärer Aktivität durch Ableitung von Oberflächenelektromyogrammen nicht nur unter Laborbedingungen bzw. in wissenschaftlichen Studien zu untersuchen, sondern auch die Praxisanwendung wie bei ergonomischen oder arbeitsmedizinischen Fragestellungen weiter zu entwickeln, ist eine ständige Verbesserung der Methodik sinnvoll und notwendig (Steinhilber et al. 2013). Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit von Normierungsverfahren stellt einen wesentlichen Teil in der Methodenstabilität und Aussagekraft von Oberflächenelektromyographien dar (Knutson et al. 1994, Bland und Altman 1999), ohne dass die bekannten, gängigen Normierungsverfahren bisher hinsichtlich ihrer Reproduzierbarkeit innerhalb einer Studie verglichen worden sind. Die Untersuchung der Reproduzierbarkeit von Referenzwerten zur Normierung von OEMG-Signalen bezieht sich immer auf die elektrische Aktivität pro Kraft (EA/Kraft), d.h. die gemessene elektrische Aktivität während einer definierten Referenzkontraktion (MVC, isometrische submaximale Referenzkontraktionen). Die hierbei am häufigsten eingesetzte Normierungsart ist die isometrische Maximalkraftmessung (MVC), die für verschiedenste Muskelgruppen und verschiedenste Tätigkeiten eingesetzt wurde, ohne dass sie bisher in einer wissenschaftlichen Grundlagenstudie den anderen Normierungsansätzen als überlegen belegt wurde. Um diese Lücke zu schließen, wurde ein Forschungsprojekt mit dem Titel „Normalisierung der Oberflächen-Elektromyographie in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen“ im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und

Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen aufgelegt (Kapitel 1.10).

## **1.10 Rahmenbedingungen der Studie**

Meine Dissertation ist ein Teil dieser größer angelegten Grundlagenstudie mit dem Titel „Normalisierung von Oberflächen-Elektromyographie in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen“. Die in diesem Forschungsprojekt erhobenen Daten sind Grundlage dieser Arbeit, für die ich die vorhandenen Daten entsprechend der Fragestellungen weiterbearbeitet und ausgewertet habe. Im Rahmen dieses Forschungsprojektes befasst sich meine Dissertation primär mit der Frage der Reproduzierbarkeit verschiedener isometrischer Normierungsverfahren von Oberflächenelektromyographien unterschiedlicher Muskelgruppen der oberen Extremität unter standardisierten Untersuchungsbedingungen. Aufgrund des Studiendesigns bestand die Möglichkeit, auch noch weitere Einflussfaktoren auf die Reproduzierbarkeit von Normierungen wie den Genderaspekt, die Elektrodenpositionierung und auch die Muskelauswahl zu untersuchen. Zusätzlich zu dieser wissenschaftlichen Arbeit wurde das Projekt noch durch die Promotion von Florian Ullbrich (cand. Dr. med.) und zwei Masterarbeiten von Anja Mayer und Sarah Arnold (Masterstudenten der Sportwissenschaft Universität Tübingen) begleitet.

## 2 Fragen

### 2.1 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei unterschiedlichen Normierungsansätzen von OEMG an unterschiedlichen Muskelgruppen des dominanten Armes?

Diese primäre Fragestellung dieser Dissertation betrifft die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte von verschiedenen Normierungsverfahren des OEMG in einem standardisierten Messverfahren. Dazu wurde die im OEMG ermittelte myoelektrische Aktivität von Muskeln bei unterschiedlicher muskulärer Belastung sprich bei verschiedenen Referenzkontraktionen erhoben. Diese wurde für vier Muskeln/Muskelgruppen durch Messungen an drei Testtagen ermittelt. Als Maß der Reproduzierbarkeit wurde der Standard Error of Measurement (SEM) als relativer SEM, d.h. als prozentualer Anteil des Messergebnisses des untersuchten Parameters angegeben. Um die primäre Fragestellung, d.h. die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte von Normierungsverfahren ohne den Einfluss weiterer Faktoren zu vergleichen, sind nur die geschlechtsunabhängigen Messergebnisse und die Referenzkontraktionen mit vorhergehender Übungsphase (nur Messesequenz M2) und typischer Elektrodenposition in die Bewertung eingegangen. In der Literatur haben sich viele Studien mit der Frage nach dem geeignetsten Normierungsverfahren in der Oberflächenelektromyographie befasst, im speziellen auch mit der Reproduzierbarkeit der Verfahren (Burden 2010, Norcross et al. 2010). Diese Studien waren allerdings nicht ohne weiteres vergleichbar, da die Studiendesigns durchaus inhomogen waren, z.B. durch unterschiedlichste Muskelgruppen, dynamische als auch isometrische Verfahren, verschiedenster Normierungsansätze und unterschiedlicher statistischer Parameter für Reproduzierbarkeit etc.

- 2.1.1 Ist das etablierte Normierungsverfahren der Maximalkraftnormierung MVC den submaximalen Referenzkontraktionen in der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte überlegen?**
- 2.1.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei Normierung von OEMG mit submaximalen Referenzkontraktionen in Bezug auf die MVC-Abhängigkeit und die Kraftintensitäten?**
- 2.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Genderaspekten?**
- 2.3 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG aus Sicht der Muskeln / Muskelgruppen?**
- 2.4 Welchen Einfluss hat die Elektrodenposition auf die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG?**
- 2.5 Führt eine vorgeschaltete Messesequenz (M1) zu einer höheren Reproduzierbarkeit der nachgeschalteten Messesequenz (M2) durch den Effekt einer Test - Referenzkontraktion?**

## 3 Material und Methoden

### 3.1 Beschreibung des Probandenkollektivs

Für das Forschungsprojekt „Normalisierung der Oberflächen-Elektromyographie in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen“, auf deren Daten diese Dissertation beruht, wurden insgesamt 59 Probanden rekrutiert, die sich in 30 weibliche und 29 männliche Teilnehmer aufteilten. Die Rekrutierung erfolgte per Ankündigungsmail am Universitätsklinikum Tübingen und per Aushang an der Universität Tübingen.

Tabelle 3-1: Anthropometrische Daten des Gesamtkollektivs

Parameter	Mittelwert	Stabw.	Min.	Median	Max.
Alter	34,5	13,7	21,0	28,0	63,0
Groesse	174,2	8,7	157,0	175,0	192,0
Gewicht	73,2	13,3	53,5	73,5	122,0
BMI	24,0	3,4	17,7	23,1	33,8
Std Sport	5,2	4,4	0,0	4,0	20,0

Stabw.=Standardabweichung; Min.=Minimum; Max.=Maximum; BMI=Body Mass Index; Std.=Stunden

### 3.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Als Einschlusskriterien wurden folgende Bedingungen festgelegt:

- Alter zwischen 18 und 67 Jahren
- Gesunde, normgewichtige Probanden (BMI 20-25 kg/m<sup>2</sup>)
- Einverständnis des Probanden

Folgende Ausschlusskriterien wurden für die Studienteilnahme definiert:

- Personen unter Rauschmittel-, Analgetika- oder Muskelrelaxantieneinfluss

- Alkoholabusus
- Alter <18 und >67 Jahre
- Leistungsgeminderte Probanden, die einschränkungsbedingt an einem Arbeitsplatz mit vergleichbaren Belastungen wie die der Studie nicht vollschichtig einsetzbar wären
- Personen mit akuten Erkrankungen oder Beschwerden
- Menschen mit unzureichenden sprachlichen oder kognitiven Fähigkeiten für die Bewältigung der Studienaufgaben
- Fehlende Einwilligung des Probanden
- Abhängig vom Schweregrad wurden Probanden mit chronischen Erkrankungen der Wirbelsäule, des Hand-Arm-Systems, Muskelerkrankungen, symptomatischen neurologisch-psychiatrischen Erkrankungen, Fehl- und Schonhaltungen ausgeschlossen

### 3.3 Fallzahl

Die Fallzahl der Probanden wurde mit Hilfe der Fallzahlberechnung für Reproduzierbarkeitsstudien errechnet. Der SEM entspricht der gemittelten intraindividuellen Standardabweichung bei Messwertwiederholungen (Weir 2005). In der Fallzahlberechnung für Reproduzierbarkeitsstudien nach (Bland 2010) hängt der SEM maßgeblich von der Anzahl der Messungen ( $m$ ) und der Probanden ( $n$ ) ab.

$$1.96 \frac{SEM}{\sqrt{2n(m-1)}}$$

Um nun die Fallzahl zu eruieren, die notwendig ist, wird bei definierten Grundbedingungen von zwei Messwiederholungen pro Testtag ( $m$ ) und einem Korridor von 95%-igen Konfidenzintervallen ein „praktikabler“ SEM festgelegt. Ein SEM

von 20% ist nach (Bland 2010) akzeptabel. In diesem Fall führt ein angenommener SEM von 20% zu einer Fallzahl ( $n$ ) von 48 Probanden.

$$1.96 \frac{SEM}{\sqrt{2n(m-1)}} = 0.20SEM$$

$$\frac{1.96^2}{2 \times 0.20^2 \times 1} = 48$$

Um diese Anzahl 48 Probanden auch bei Ausfall oder Absage sicher zu erreichen, wurde eine 25% höhere Anzahl für diese Studie gesucht, um ausreichend Puffer zu haben. Durch diese Fallzahlberechnung sind die errechneten SEM-Werte unserer Studie mit einer hohen Verlässlichkeit vergesellschaftet.

### 3.4 Studienablauf

Das Studiendesign mit an drei Untersuchungstagen erhobenen identischen Studienaufgaben in gleicher Anzahl mit den gleichen Probanden lässt den Vergleich von verschiedenen Normierungsmethoden hinsichtlich der Reproduzierbarkeit zu (Bland und Altman 1999). Dieses Konzept des Versuchsaufbaus wurde auch in anderen Studien wie z.B. bei (Bao et al. 1995) in einer Normierungsstudie des M. Trapezius angewandt. Ein Studiendesign mit nur zwei Testtagen, hätte zwar Aussagen zur Reproduzierbarkeit durch Berechnung des SEM zugelassen, aber den Einfluss von Gewöhnungseffekten nicht erfasst. Der potentielle Einfluss durch Gewöhnungseffekte war bei drei Testtagen gegeben. Die Zweiteilung des Versuchstages hatte den Vorteil einer Anlernphase durch die Messesequenz 1 am Vormittag, damit dann im Anschluss die relevante Phase der Erhebung von Daten aus Messesequenz 2 erfolgen konnte. Die Probanden waren dadurch mit den Untersuchungsanforderungen vertraut. Um die Möglichkeit von Ermüdungsfaktoren zu vermeiden, wurden die analysefreien Phasen zwischen den Testtagen mit mindestens zwei Tagen gewählt. Der Beeinflussung durch zu lange Ruhephasen zwischen den Testtagen mit möglichen Veränderungen z.B. der körperlichen Grundbedingungen (Muskelzuwachs, Muskelabbau, Trainingseffekte etc.) wurde mit einer maximalen Zeitspanne von sieben Tagen Rechnung getragen. Durch

diese zeitliche Begrenzung sollte sichergestellt werden, dass die Wiederholungsmessungen auf die gleichen Bedingungen der Probanden treffen, um systematische, aber auch zufällige Abweichungen durch z.B. Ermüdung zu vermeiden (Atkinson und Nevill 1998). Die Testtage haben sich in der Aufgabenstellung, vom zeitlichen Ablauf und den Untersuchungsmethoden nicht unterschieden. Die anamnestische Evaluation von muskuloskelettalen Beschwerden durch Erhebung des Nordischen Fragebogens (Kap.3.5.1; Kap. 5.1.2) wurde nur an Testtag 1 durchgeführt (Tabelle 3-2). Der weitere schematische Studienablauf ist Tabelle 3-2 zu entnehmen.

Die Messequenzen (M) von insgesamt vier Normalisierungsmethoden (Ruhemessung, Referenzmessung, isometrische Maximalkraftmessung MVC, isometrische submaximale Referenzmuskelkontraktionen isubRVC) wurden an jedem Testtag zweimal erhoben (M1 und M2). Von diesen vier Normalisierungsmethoden wurden in dieser Arbeit nur die isometrische Maximalkraftmessung und isometrische, submaximale Referenzmuskelkontraktion betrachtet. Die beiden Normierungsverfahren gliederten sich weiter in drei maximalkraftabhängige und zwei maximalkraftunabhängige Methoden. Der Ablauf war standardisiert und begann stets mit der Ruhemessung, gefolgt von Messungen der Referenzfähigkeit, isubRVC und der MVC. Die MVC Messung wurde am Ende von Messequenz 1 (M1) und Messequenz 2 (M2) durchgeführt. Die Reihenfolge wurde so gewählt, um eine Beeinflussung des EMG Signal durch die bei maximaler Kraftanforderung potentiell mögliche Ermüdung zu verhindern.

Tabelle 3-2: Schematischer Gesamtstudienablauf

Minuten	Testtag 1 (T1)	Testtag 2 T(2) T1 + 2-7 Tage	Testtag 3 (T3) T2 + 2-7 Tage
30	Anamnese	-	-
30	Hautvorbereitung und Elektrodenanbringung		
60	Messsequenz 1 (M1) – Normalisierungsverfahren		
30	Pause		
60	Messsequenz 2 (M2) – Normalisierungsverfahren		
60	Messsequenz 3 (M3) – Arbeitsaufgabe Schrauben		
15	Messsequenz 4 (M4) – <u>isubRVC</u>		
Gesamtablauf des Forschungsprojektes „Normalisierung der Oberflächen-Elektromyographie in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen“ des Instituts für Arbeits- und Sozialmedizin der Universität Tübingen.			
Für diese Dissertation sind die Untersuchungsanteile M3 und M4 nicht in die Datenerhebung eingeflossen.			

## 3.5 Untersuchungsmethoden

### 3.5.1 Befragungsinstrumente

Die Anamneseerhebung und die körperliche Untersuchung durch einen Institutsmitarbeiter mit medizinischem Hintergrund dienten zur Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien. Als Analyseinstrument für Beschwerden des Bewegungsapparates wurde der standardisierte Nordische Fragebogen eingesetzt, denn er ermöglicht die validierte Erfassung von akuten, chronischen und wiederkehrenden Beschwerden und Schmerzen des Bewegungsapparates (Kuorinka et al. 1987a, Palmer et al. 1999, Takekawa et al. 2015, Descatha et al. 2007, Caffier et al. 1999, Crawford 2007). Insbesondere im arbeitsmedizinischen Kontext ist er als Befragungsinstrument gut geeignet und wird häufig angewendet (Takekawa et al. 2015, Descatha et al. 2007, Caffier et al. 1999, Kuorinka et al. 1987a). Die verwendete deutsche Version des Nordischen Fragebogens ist validiert (Hollmann et al. 1999, Klussman et al. 2010).

### 3.5.2 Bipolare Oberflächen-Elektromyographie-Messungen

Mit dem OEMG wird die elektrische Muskeleigenaktivität durch Ableitung über die Haut mittels zwei Klebeelektroden gemessen. Für die optimale transkutane Ableitung von OEMG-Signalen ist ein möglichst geringer Hautwiderstand notwendig, deswegen sollte man die Haut der Probanden an den Ableitstellen der einzelnen Muskeln vorbereiten (Konrad 2005). Zunächst wurden die Ableitstellen durch eine Rasur von Haaren befreit, um dann durch den Einsatz von abrasiven Präparationspasten (Nupreb/Firma Weaver and Company, CE-zertifiziert), Schmutz und Hautpartikel zu entfernen. Auf jeden zu untersuchenden Muskel (Tabelle 3-3) wurden zwei Elektrodenpaare geklebt, die Platzierung des ersten Elektrodenpaares mittig dem Muskelfaserverlauf folgend mit einem Elektrodenabstand von 2 cm. Die Positionierung (Abbildung 3-1) erfolgte unter Berücksichtigung der individuellen anatomischen Gegebenheiten anhand eines systematischen Schemas, orientierend an den europäischen Standards der Elektrodenpositionierung (SENIAM group 1996, Konrad 2005, Criswell 2011). Das zweite Elektrodenpaar wurde lateraler auf jedem Muskel positioniert und sollten den Einfluss der Abweichung von der optimalen Ableitstelle auf die Messergebnisse und die Reproduzierbarkeit untersuchen<sup>2</sup>. Desweiteren erhielten die Probanden noch eine Erdungselektrode, die auf einen knöchernen Punkt (laterale Ellenbogenkondyle) geklebt wurde, sowie zwei Elektroden zur Ableitung des Elektrokardiogramms (EKG), da die EKG-Signale als Störsignal für die OEMG Messung in Erscheinung treten können (Konrad 2005). Durch die gleichzeitige Ableitung des EKG können diese Störsignale aus den OEMG-Daten eliminiert werden. In dieser Studie erhielten die Probanden zwar die Elektroden zur EKG-Ableitung, ein Störung des OEMG-Signals konnte aber wegen des ausreichenden Abstands von muskulärem Ableitort zum Herzen und durch die ausreichende Höhe der OEMG-Signalamplituden nicht nachgewiesen werden. Eine weitere Intervention war deshalb nicht notwendig.

---

<sup>2</sup> Die Elektrodenpositionen wurden in der Studie als „lateral“ und „mittig“ bezeichnet. Dies waren Arbeitsbezeichnungen und waren synonym den korrekteren Begriffen atypisch für lateral und typisch für mittig zu gebrauchen.

Tabelle 3-3: Ableitorte an den untersuchten Muskelgruppen/Muskeln

Untersuchte Muskelgruppen/Muskeln	
Ellenbogenflexoren und -extensoren	Handgelenksflexoren und -extensoren
M. biceps brachii	Flexoren Unterarm
M. triceps brachii mittig (Caput longum)	Extensoren Unterarm mittig (Extensor digitorum)
M. triceps brachii lateral (Caput laterale)	Extensoren Unterarm lateral

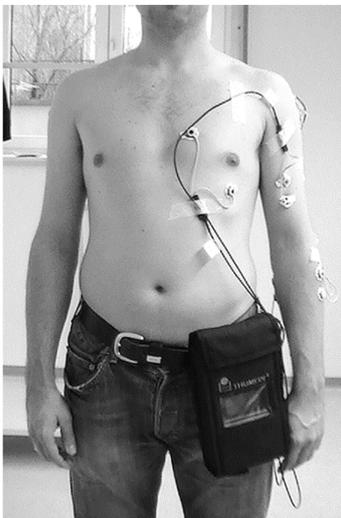


Abbildung 3-1: Elektrodenpositionierung und OEMG-Messgerät<sup>3</sup>

### 3.5.3 Durchführung der Kraftmessungen

Die Vorbereitung auf die Kraftmessungen beinhaltet vier spezifische Übungen zum Aufwärmen der Muskulatur der oberen Extremitäten. Diese spezifischen Übungen bestehen aus Schultern nach hinten kreisen, beide Arme abduzieren und adduzieren, Ellenbogen beugen und strecken und repetitiver Faustschluss.

<sup>3</sup> Abbildung aus dem Ethikantrag zur Studie: Normalisierung von Oberflächen-Elektromyographiedaten in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen. Zur Verfügung gestellt von Studienleiter Dr. Benjamin Steinhilber.

Jede Übung wird für 30 Sekunden durchgeführt. Im Anschluss an diese Übungen wurde zwei Minuten pausiert, und erst dann mit der Kraftmessung begonnen.

Durchführung der isometrischen, submaximalen Referenzkontraktionen-MVC<sup>unabhängig</sup> und MVC<sup>abhängig</sup>: Für die Durchführung der Normalisierungsmessung mit gleichzeitiger Messung der aufgebrauchten Kraft wurde eine von Wissenschaftlern des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung selbstentwickelte Messstation (Abbildung 3-2) eingesetzt, die den Probanden eine standardisierte Messposition vorgegeben hat. Der sitzende Proband musste seine Unterarme horizontal auf ein Polster legen, die Oberarme waren im rechten Winkel zu den Unterarmen seitlich des aufrechten Oberkörpers positioniert. Die Fixierungen der Extremitäten wechselten mit der zu untersuchenden Muskelgruppe. Kraftmessungen der Ellenbogenextensoren und -flexoren (M. triceps brachii/M. biceps brachii) wurden mit am distalen Unterarm fixiertem Polster, unter dem sich eine Kraftmesszelle befand, durchgeführt. Zur Erfassung der Kraftmessung von Handgelenksexpensoren und -flexoren wurde die Messeinheit unter der Hand positioniert (Abbildung 3-2). Über eine Monitoreinheit erhielten die Probanden kontinuierlich eine visuelle Rückmeldung über die erbrachte Kraft (Burnett et al. 2007). Nach Einweisung des jeweiligen Probanden durch den Untersucher in den Messablauf und anschließender Probemessung, starteten die Messungen mit den maximalkraftunabhängigen Aufgaben. Dazu mussten die Probanden insgesamt vier isometrische submaximale Muskelkontraktionen absolvieren, bestehend aus zwei Messungen für Agonist und zwei Messungen für Antagonist mit unterschiedlichen, definierte Kräften, die über je eine Minute gehalten werden mussten. Die Intensität der aufzubringenden Kraft hing von der jeweiligen Muskelgruppe ab. Für den M. biceps brachii betragen die Kräfte 50 und 110 N, für den M. triceps brachii 40 und 80 N, die Handgelenksexpensoren und -flexoren wurden mit der Vorgabe 30 und 60 N gefordert (Tabelle 3-4). Diese Kräfte wurden auf Basis von Vorversuchen gewählt, um innerhalb eines Korridors zwischen 20 % und 60 % der Maximalkraft zu bleiben. Dies entsprach der Empfehlung von Luca 1997, für die submaximale Referenzkontraktion eine Kraft unterhalb von 80% des MVC zu verwenden, da es oberhalb dieser Kräfte zu Störungen/Instabilitäten des EMG-Signals und der Kraftmessung kam (Luca 1997).

Zur Vereinfachung und Übersichtlichkeit der unterschiedlichen Kraftanforderungen pro Muskel, wurden die absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen in „low“ für die niedrigere und „high“ für die höhere Kraftintensität benannt. Diese unterschiedlichen Kraftintensitäten wurden in mehrfach durchgeführten Vorversuchen ermittelt, um sicherzugehen, dass die aufzubringenden Kräfte in einem Korridor von 20-60 % der jeweiligen Maximalkraft eines Probanden liegen. Nach jeder Messung konnten sich die Probanden kurz erholen. Zu diesen MVC unabhängigen absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen kamen ab Messesequenz 2 (M2) an Testtag 1 (T1) noch MVC-abhängige relative, submaximale Referenzkontraktionen mit Kraftintensitäten, die jeweils 20 % und 40% der ermittelten MVC des Probanden betrafen, hinzu. Auch für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen wurde zur Vereinfachung mit „low“ für die niedrige Kraftintensität, also 20% von MVC, und „high“ für die höhere Kraftintensität 40% von MVC verwandt. Als Referenz-MVC für die maximalkraftabhängigen Normierungen wurde für alle Testtage die in der Messesequenz 1(M1) erhobene MVC von Testtag 1 benutzt. Das heißt, an T1 wurden zwei maximalkraftabhängige, an Testtag 2 und 3 jeweils vier maximalkraftabhängige Messungen in Bezug auf die gemittelte MVC aus der Messesequenz 1 an Testtag 1 durchgeführt.

Tabelle 3-4: Erläuterung der Kraftintensität „low“ und „high“ bei den submaximalen Referenzkontraktionen

	MVC <sup>unabhängig</sup> low	MVC <sup>unabhängig</sup> high	MVC <sup>abhängig</sup> low	MVC <sup>abhängig</sup> high
Ellenbogenextensoren/ M.triceps brachii	40 N	80 N	20% MVC	40% MVC
Ellenbogenflexoren/ M. biceps brachii	50 N	100 N	20% MVC	40% MVC
Handgelenksexensoren	30 N	60 N	20% MVC	40% MVC
Handgelenksflexoren	30 N	60 N	20% MVC	40% MVC

N=Newton; MVC=Maximal Voluntary Contraction; M.=Musculus

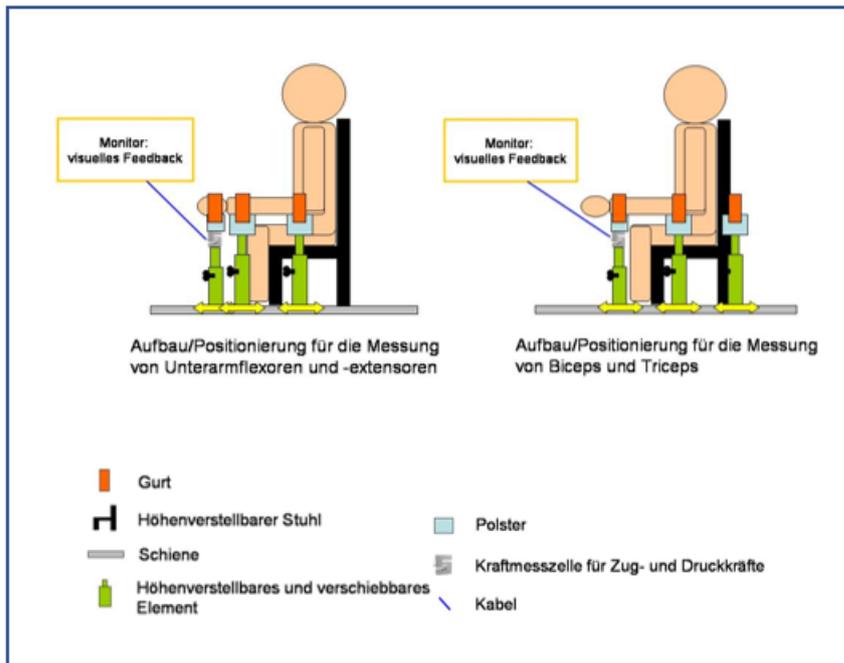


Abbildung 3-2: Messstation für die Durchführung der Kraftmessung<sup>4</sup>

Durchführung der Maximalkraft-Referenzkontraktion, MVC: Als letzte Aufgabe der Messesequenzen M1 und M2 erfolgte an sämtlichen Testtagen die isometrische Maximalkraftmessung im Anschluss an die submaximalen RVC-Bestimmungen. Hierzu werden OEMG Signale bei fünf Sekunden dauernder maximaler Muskelkontraktion abgeleitet. Diese Messung erfolgte dreimal hintereinander mit jeweils zweiminütiger Pause. Der gemittelte OEMG-Wert der drei Maximalkontraktionen wurde errechnet und als Referenzwert für die weiteren Analysen festgelegt.

<sup>4</sup> Abbildung aus dem Ethikantrag zur Studie: Normalisierung von Oberflächen-Elektromyographiedaten in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen. Zur Verfügung gestellt von Studienleiter Dr. Benjamin Steinhilber

## **3.6 OEMG-Datenerhebung und Datenaufbereitung**

### **3.6.1 OEMG-Kennwerte**

In der Studie wurden für die EMG-Messungen das Messgerät PS11-DU der Firma Thumedi eingesetzt, das von den Probanden während der Untersuchung am Gürtel getragen wurden. Die Abtastung des Rohsignals erfolgte mit 4096 Hz, wurde dann digitalisiert. Anschließend wurde mit 20 Hz hochpass und 1300 Hz tiefpass gefiltert. Die elektrische Aktivität (EA) ist als Amplitude des root mean square aus dem Frequenz-Leistungsspektrum berechnet worden. Die Signalübertragung von dem OEMG-Gerät zu einem Laptop mittels Bluetooth-Schnittstelle diente zur Kontrolle während der Messung. Die eigentliche Datenspeicherung vom PS 11 erfolgte auf SD-Karten.

### **3.6.2 Kraftmessung**

Für die Kraftmessung der Probanden wurde ein Kraftsensor der Firma Teda-Huntleigh®, Modell S-Type Load Cellmodel 615 eingesetzt. So konnten während der Normalisierungsmessungen die Kraftmessungen über die Zeit verfolgt, digital aufbereitet und für den Probanden als visuelle Rückmeldung benutzt werden. Dieser Kraftsensor war über ein Modul mit dem PS11-UD verbunden, sodass Kraft und OEMG Daten synchron aufgezeichnet wurden.

### **3.6.3 Phasen zur Kennwertberechnung**

Die aufgezeichneten OEMG- und Kraft-Daten wurden nach der Datenerhebung mittels der Software „SABCOM“<sup>5</sup> visuell geprüft und die Analysephasen manuell definiert. Hierzu wurden die Daten der Messung der elektrischen Aktivität (in  $\mu\text{V}$ ) und der Kraftmessung (in N) jedes Probanden anhand von definierten Kriterien zur Markersetzung analysiert und bearbeitet.

---

<sup>5</sup> Das Programm „SABCOM“ wurde im Arbeitsphysiologischen Labor Tübingen selbst entwickelt.

Tabelle 3-5: Kriterien zur Markierung der Phasen

Referenzkontraktionen	Analysephase	Berechnungsphase
MVC <small>unabh. low</small> und <small>unabh. high</small>	Start/Ende: 50% Kraffleistung	Dauer 10 Sekunden, Plateau der Kraffmessung
MVC <small>abh. low</small> und <small>abh. high</small>	Start/Ende: 50% Kraffleistung	Dauer 10 Sekunden, Plateau der Kraffmessung
MVC	Start/Ende: 50% Kraffleistung	Dauer 1,5 Sekunden, Kraffpeak mittig
MVC <small>unabh. low</small> = Maximalkraff-unabhängige Kontraktion mit niedrigem Kraffanteil		
MVC <small>unabh. high</small> = Maximalkraff-unabhängige Kontraktion mit hohem Kraffanteil		
MVC <small>abh. low</small> = Maximalkraff-abhängige Kontraktion mit niedrigem Kraffanteil		
MVC <small>abh. high</small> = Maximalkraff-abhängige Kontraktion mit hohem Kraffanteil		
MVC= isometrische Maximalkraffmessung		

Für alle Messungen war die grundsätzliche Herangehensweise gleich, zunächst wurde die Kraffkurve als primäre Orientierungshilfe verwendet. Die visuelle Markersetzung für den Startmarker erfolgte an dem Punkt des aufsteigenden Schenkels der Kraffkurve, an dem 50% der höchsten Kraff erreicht wurde. Das Setzen des Endmarkers erfolgte dann an dem korrespondierenden Punkt des abfallenden Kraffschenkels ebenfalls bei Erreichen von 50% der Kraff. Diese Markersetzung definierte die eigentliche Analysephase (Tabelle 3-5). Die Berechnungsphase wurde dann visuell innerhalb dieser Analysephase festgelegt. Die Berechnungsphasen unterschieden sich je nach Normalisierungsansatz. Für die Maximalkraffmessung MVC wurde visuell eine Phase von 1,5 Sekunden markiert, die verpflichtend den Kraffpeak mittig einschloss. Die Berechnungsphase für die submaximalen Referenzkontraktionen war mit 10 Sekunden länger und wurde auf dem Plateau der Kraffmessung visuell festgelegt (Tabelle 3-5). Die Daten aus den Berechnungsphasen waren dann Grundlage zur Berechnung weiterer statistischer Kenngrößen. Für die Phasenmarker der definierten Kräfte galten Kraffschwankungen von unter 25% als unkritisch. War die Festlegung der

Phasen visuell nicht sicher möglich, wurde diese Phase als unsicher markiert und floss nicht in die Auswertung ein. Die Daten wurden visuell überprüft, bevor aus diesen Rohdaten Kennwerte berechnet wurden. Dies ermöglichte die Identifizierung von Messfehlern und Ausreißern, die so vor dem Einfließen in die Kennwertberechnung eliminiert werden konnten. Als potentielle Fehlerquelle dieses Verfahrens muss die Untersucherabhängigkeit berücksichtigt werden, da die Präzision der manuellen Phasenerkennung und -markierung von der Genauigkeit des Untersuchers abhängt. Um dieses Fehlerpotential einzuschätzen, wurde in dem zugrundeliegenden Forschungsprojekt mit einem Teil der Daten untersucht, inwieweit die visuelle Phasensetzung untersucherabhängig war. Dazu haben drei Personen in je zehn Datensätze eines Messtages die Markierungen der Phasen unabhängig voneinander gesetzt. Diese Überprüfung war nicht Bestandteil dieser Dissertation, sondern wurde noch im Rahmen des übergeordneten Forschungsprojektes durchgeführt (Kapitel 1.10). Von Seiten der Forschungsleitung wurde kein relevanter Einfluss durch unterschiedliche Untersucher erhoben.

#### **3.6.4 Datenaufbereitung**

Die mit Phasenmarken versehenen Daten wurden zur weiteren statistischen Aufbereitung in dem Statistikprogramm JMP bearbeitet. Um belastbare Daten zu generieren, wurden zunächst alle Probanden, die bei den Phasen mit definierten Kräften ( $MVC^{abhängig}$  und  $MVC^{unabhängig}$ ) mehr als  $\pm 11$  N von der in der jeweiligen Aufgabenstellung geforderten Kraft abwichen, von der weiteren Analyse ausgeschlossen, da dies von den Probanden auf dem Kontrollmonitor visuell klar erkennbar war. In einem weiteren Schritt wurden die Messdaten jedes Aufzeichnungskanals mit den entsprechenden Phasen auf Vollständigkeit der Testtage überprüft und bei Unvollständigkeit die Daten des Probanden in dieser Phase gelöscht. Durch die Filterung (Kraft und Testtage) veränderte sich die Probandenanzahl, wobei die niedrigste Anzahl mit Ergebnissen von 48 Probanden nur in einer Phase eines Muskels zu beobachten war.

In dieser Dissertation wurden für die Fragestellungen (Kapitel 2) nur Daten aus der Messesequenz 2 (M2) zur Analyse benutzt. Die Messesequenz 1 (M1) wurde

als Übungsphase verwandt, damit die Probanden sich mit den geforderten Untersuchungsanteilen vertraut machen konnten. Zwischen der Messesequenz M1 mit der MVC Messung als letzte Aufgabe und der Messesequenz M2 lag eine ausreichend lange Pause, um muskuläre Ermüdung auszuschließen. Nur für die thematische Bearbeitung der Vergleichbarkeit der Reproduzierbarkeit von den Messesequenzen M1 und M2 über die Testtage wurde auch die Messesequenz M1 berücksichtigt.

Zunächst wurde die in der Studie gemessene Kraft in N für jeden Muskel der Ellenbogenextensoren und -flexoren sowie Handgelenkextensoren und -flexoren den Referenzkontraktionen zugeordnet. In gleicher Form wurde die elektrische Aktivität aus den OEMG-Daten der verschiedenen Muskeln den Referenzkontraktionen gegenübergestellt und als EA/Kraft in  $\mu\text{V}/\text{N}$  errechnet. Dieser Schritt des Verknüpfens von Amplitudendaten in  $\mu\text{V}$  mit den ermittelten Kräften der Referenzkontraktionen in N zu einem Referenzwert ermöglicht die Amplitudennormierung (Konrad 2005). Erst durch den Zusammenhang von elektrischer Aktivität mit der aufgebrachten Kraft einer Referenzkontraktion kann ein Referenzwert in  $\mu\text{V}/\text{N}$  generiert werden. Dieser Referenzwert wird so zur Reskalierung einer elektrischen Aktivität von der Einheit  $\mu\text{V}$  in Prozent eines Referenzwertes benutzt, beziehungsweise normiert (Konrad 2005).

Entsprechend der Fragestellungen konnten die Daten auch zusätzlich differenziert nach Geschlecht, Testtagen und Messesequenzen dargestellt werden.

### 3.6.5 Statistische Methoden zur Auswertung der Messergebnisse

#### **Heteroskedastizität:**

Vor Berechnung des SEM sollte untersucht werden, ob ein Messfehler vorliegt, der von der Höhe des Wertes der gemessenen Variablen abhängt (Atkinson und Nevill 1998). Wenn die Häufigkeit eines Messfehlers mit zunehmender Höhe/Größe der untersuchten Variable ebenfalls zunimmt, spricht man von Heteroskedastizität (Atkinson und Nevill 1998). Bei fehlendem Zusammenhang zwischen Messfehler und der Höhe der gemessenen Variable sind die Messergebnisse homoskedastisch (Atkinson und Nevill 1998). Die Überprüfung auf Heteroskedastizität wurde in dieser Studie visuell durch Erstellung von Bland-Altman-Plots durchgeführt (Atkinson und Nevill 1998). In den Bland-Altman-Plots werden die Differenzen von zwei Messwerten zum Mittelwert der gleichen Messwerte in Beziehung gesetzt (Bland und Altman 1999, Grouven et al. 2007).

#### **Systematischer Bias:**

Das Vorliegen von systematischen Abweichungen, wie z.B. technische Ursachen der Messgeräte, Ermüdung durch eine zu große Anzahl von Messwiederholungen sollte als potentielle Ursachen ausgeschlossen werden (Atkinson und Nevill 1998). Die Bland-Altman-Plots berücksichtigen als graphische Darstellung sowohl Heteroskedastizität, systematische Abweichungen und Ausreißer der Messungen (Grouven et al. 2007). In den erstellten Bland-Altman-Plots stellt sich der Bias als Mittelwert der Messwertdifferenzen dar. Zudem wurde das Konfidenzintervall als Übereinstimmungsgrenzen ( $\text{Bias} \pm 1,96 * \text{Standardabweichung}$ ) berechnet und graphisch angegeben (Grouven et al. 2007, Atkinson und Nevill 1998). Nach Atkinson und Nevill 1998 beschreiben die Konfidenzintervalle den random error, den zufälligen Fehler, der neben dem systematischen Bias Auswirkung auf die Reproduzierbarkeit von Messungen haben kann. Für die Bland-Altman-Plots wurden phasenspezifisch für jeden Probanden der Mittelwert aus Testtag 1 und Testtag 2 errechnet und der Differenz der Messwerte von Testtag

2 zu Testtag 1 gegenübergestellt. Dies erfolgte für Kraft und für EA/Kraft. Zusätzlich zum Ausschluss einer systematischen Abweichung wurden die Mittelwerte der Differenzen der Messwerte berechnet.

### **Standard Error of Measurement (SEM):**

Für die statistische Auswertung der Messdaten zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte von den Normierungsverfahren von OEMG wurde der statistische Parameter des Standard Error of Measurement (SEM) verwendet. Der SEM ist ein Maß für die absolute Reliabilität von Messungen und beschreibt die mittlere intraindividuelle Standardabweichung der Messungen (Falla et al. 2002, Burnett et al. 2007, Ha et al. 2013, Weir 2005). Der SEM bewertet die Zuverlässigkeit der Messungen, was der Genauigkeit von Messwiederholungen entspricht (Falla et al. 2002). Dieser statistische Parameter SEM wird in den gleichen Einheiten angegeben wie die der durchgeführten Messung (Atkinson und Nevill 1998) oder als relativer SEM, indem der SEM als Prozentwert der erhobenen Messung angegeben wird (SEM %). Je kleiner der SEM-Wert, umso höher ist die Reproduzierbarkeit der Messungen. Die Berechnung des relativen SEM wird im Folgenden beschrieben.

### **Datenverarbeitung:**

Um die Reproduzierbarkeit für jedes Normierungsverfahren zu bestimmen, wurde der Standard Error of Measurement (SEM) berechnet. Der SEM beschreibt die mittlere intraindividuelle Standardabweichung der Messwiederholungen (Falla et al. 2002, Altman und Bland 2005, Weir 2005, Ha et al. 2013). Die Berechnung des SEM wurde in dieser Studie durch die einfaktorielle ANOVA (Analysis of Variance) als Quadratwurzel der mittleren quadratischen Abweichung der Messwiederholungen durchgeführt (Bland und Altman 1999). Der relative SEM ist der prozentuale Anteil der SEM an dem gemessenen Wert der zugrundeliegenden Referenzkontraktion und wird in Prozent abgegeben. Je niedriger der SEM Wert, desto höher ist die Reproduzierbarkeit.

Dazu wurde zunächst die Variable EA/Kraft für jede Referenzkontraktion und jede abgeleitete Muskelgruppe errechnet, um Variation der EA unabhängig von der aufgetragenen Kraft zu erhalten. Anschließend wurde dann in dem Statistikprogramm JMP 10 für die Variable EA/Kraft durch einfaktorielle ANOVA (Analysis of variance = ANOVA) die Wurzel aus der mittleren quadratischen Abweichungen sprich der SEM EA/Kraft berechnet (Weir 2005). Als nächster Schritt erfolgte die Berechnung des relativen SEM in % (Burnett et al. 2007). Dazu wurde der SEM EA/Kraft dann als prozentualer Anteil des jeweiligen Mittelwertes des EA/Kraft Wertes der Referenzkontraktion berechnet. Dies war möglich, da der Standard Error of Measurement die gleiche Einheit besitzt wie die untersuchte Messung (Weir 2005). Die Berechnung des SEM für die Variable Kraft erfolgte in gleicher Art in dem Statistikprogramm JMP und spiegelte die Reproduzierbarkeit des Faktors Kraft über die drei Testtage wieder. Um die Reproduzierbarkeit der verschiedenen Normierungsverfahren durch Berechnung des SEM zu bestimmen, mussten dann die prozentualen, relativen SEM von EA/Kraft und der Kraft für die jeweiligen Referenzkontraktionen zusammengezählt werden. Zusätzlich wurden für die MVC-abhängigen Referenzkontraktionen die prozentualen SEM-Werte für die Kraft der Referenzkontraktion MVC M1 an Testtag 1 als Korrekturfaktor addiert (Formel 1)

$$SEM_{Ges. \%} = SEM_{EA/KRAFT\%} + SEM_{Kraft\%} + SEM_{Kraft\ MVC\ M1\ T1\%}$$

SEM=Standard Error of Measurement; Ges.= gesamt; MVC= isometrische Maximalkraft; M1=Messesequenz 1; T1= Testtag 1; EA=Elektrische Aktivität

Formel 1: Berechnung des relativen SEM in % für maximalkraftabhängige Normierungen

$$SEM_{Gesamt} \% = SEM \frac{EA}{KRAFT} \% + SEM_{Kraft} \%$$

SEM=Standard Error of Measurement; EA=Elektrische Aktivität

Formel 2: Berechnung des relativen SEM in % für maximalkraftunabhängige Normierungen und Maximalkraft-Normierungen

Tabelle 3-6: Darstellung der Berechnung des SEM Gesamt in % für die Referenzkontraktionen

	MVC unabhängig	MVC abhängig	MVC
	SEM EA/Kraft in %	SEM EA/Kraft in %	SEM EA/Kraft in %
+	SEM Kraft in %	SEM Kraft in %	SEM Kraft in %
+	-	SEM Kraft von MVC M1 an T1 in %	-
=	SEM Gesamt in %	SEM Gesamt in %	SEM Gesamt in %

SEM = Standard Error of Measurement; EA=elektrische Aktivität; MVC= isometrische Maximalkraft; M1= Messsequenz 1; T1= Testtag 1

Es wurde pro Muskel und pro Referenzkontraktion je ein SEM Wert oder relativer SEM Wert in % berechnet. Bei der graphischen Aufarbeitung und späteren Ergebnisdarstellung in Balkendiagrammen sind daher keine Streumaße dokumentiert. Nur bei den Darstellungen, bei denen mehrere SEM-Werte zusammengefasst wurden (z. B. SEM mehrerer Muskeln) wurden auch Streumaße angegeben.

### 3.6.6 Verwendete Software

Es wurde das Statistikprogramm JMP 10 (und Folgeversionen), Microsoft Excel 2010/2013/2016, Microsoft Word 2010/2013/2016 sowie das in der Universität Tübingen selbstentwickelte Programm „SABCOM“ verwendet.

### **3.6.7 Literaturrecherche und -verwaltung**

Sowohl für die Literaturrecherche als auch -verwaltung habe ich das Literaturprogramm Citavi Version 4 und 5 benutzt. Neben den online Suchmaschinen PubMed und Google habe ich die Literatur über die Universitätsbibliothek Bremen bezogen.

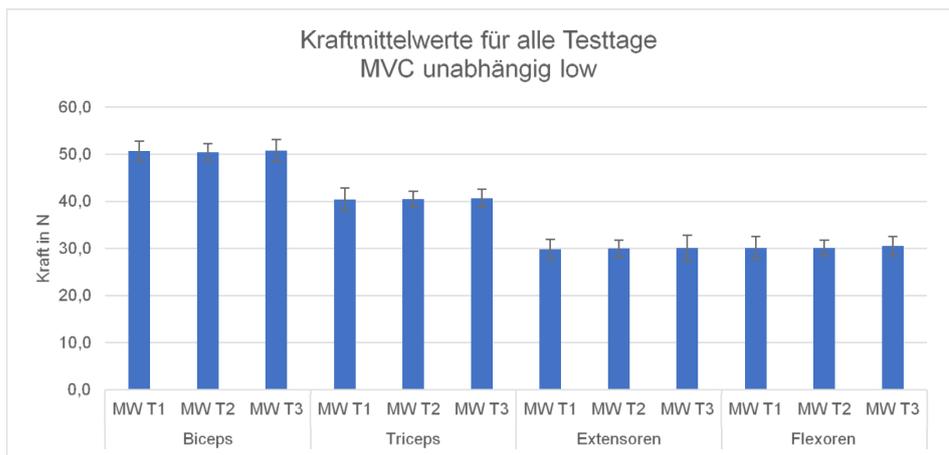
## 4 Ergebnisdarstellung

Zunächst werden die Ergebnisse der Kraftmittelwerte und die Mittelwerte der elektrischen muskulären Aktivität als EA/Kraft gezeigt. Dabei werden insbesondere mögliche Veränderungen der Mittelwerte über die Testtage dargestellt. Die Daten wurden anschließend zum Ausschluss von systematischen Abweichungen und zur Überprüfung auf Heteroskedastizität in Bland Altman Plots graphisch aufbereitet (Kap. 4.3).

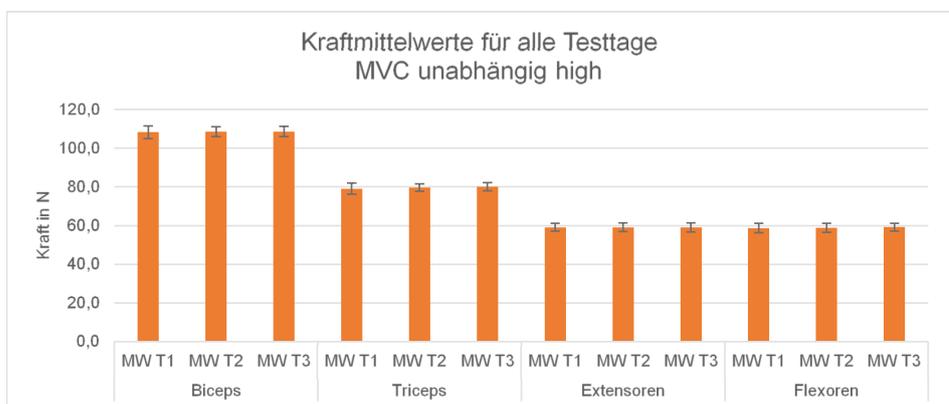
### 4.1 Veränderung der Kraftmittelwerte über die Testtage

#### 4.1.1 MVC-unabhängige Referenzkontraktionen

In dieser Berechnung wurden die Kraft-Mittelwerte der Testtage und die Standardabweichung ermittelt. Bei den absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  waren die Kraftmittelwerte der Testtage und die Standardabweichung vergleichbar. Die Standardabweichungen bei der Normierung mit der geringen Kraftintensität zeigten den geringsten Wert an Testtag 2 bei allen Normierungsansätzen. Bei der Normierung mit den höheren Kraftintensitäten bot sich ein gleiches Bild für die Ellenbogenextensoren und -flexoren, aber nicht für die Handgelenksextensoren und -flexoren (Abbildung 4-1). Insgesamt finden sich keine auffälligen Systematiken in der Betrachtung der Kraftmittelwerte und Standardabweichungen über die Testtage.



Biceps			Triceps			Extensoren			Flexoren		
MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3
50,7	50,5	50,8	40,4	40,5	40,7	29,8	30,0	30,1	30,1	30,1	30,5
Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3
2,1	1,8	2,3	2,4	1,7	1,9	2,1	1,8	2,7	2,4	1,7	2,1



Biceps			Triceps			Extensoren			Flexoren		
MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3
100,3	100,7	100,7	79,1	79,7	80,1	59,1	59,2	59,1	58,7	58,9	59,2
Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3
3,3	2,6	2,7	2,9	1,9	2,2	2,0	2,2	2,3	2,5	2,3	2,0

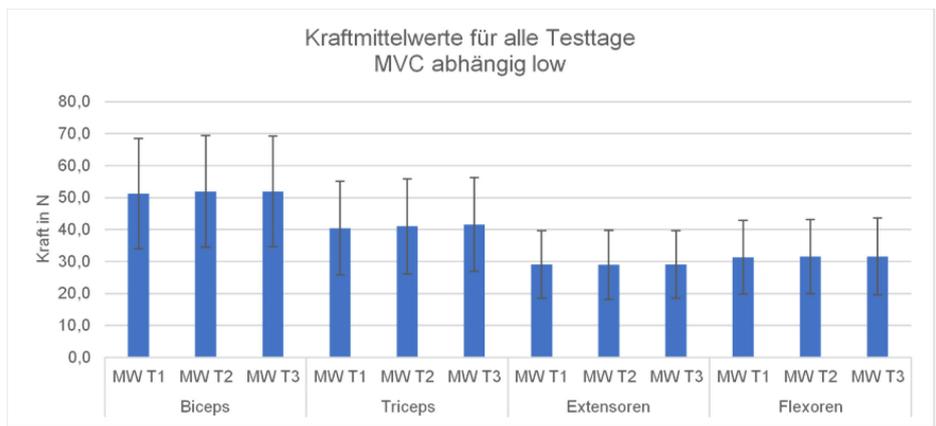
MW=Mittelwert, Stabw=Standardabweichung, T=Testtag, N=Newton

Abbildung 4-1: Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage MVCunabhängig low und MVCunabhängig high

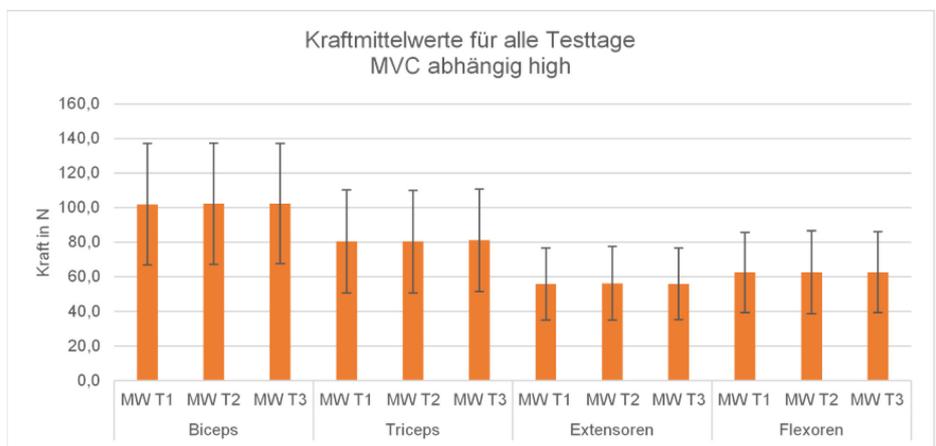
### 4.1.2 MVC-abhängige Referenzkontraktionen

Die Kraftmittelwerte über die Testtage ergaben im Vergleich und unter Berücksichtigung der Standardabweichung ein homogenes Bild. Es traten keine wesent-

lichen Veränderungen der Kraftmittelwerte über die Testtage auf. Dies war unabhängig von der Kraftintensität der relativen, submaximalen Referenzkontraktionen zu beobachten. Auch muskelspezifische Veränderungen über die Testtage konnten nicht beobachtet werden (Abbildung 4-2).



Biceps			Triceps			Extensoren			Flexoren		
MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3
51,2	51,9	51,9	40,5	41,0	41,6	29,1	29,0	29,1	31,3	31,5	31,6
Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3
17,3	17,4	17,3	14,6	14,8	14,7	10,6	10,8	10,5	11,5	11,6	12,0



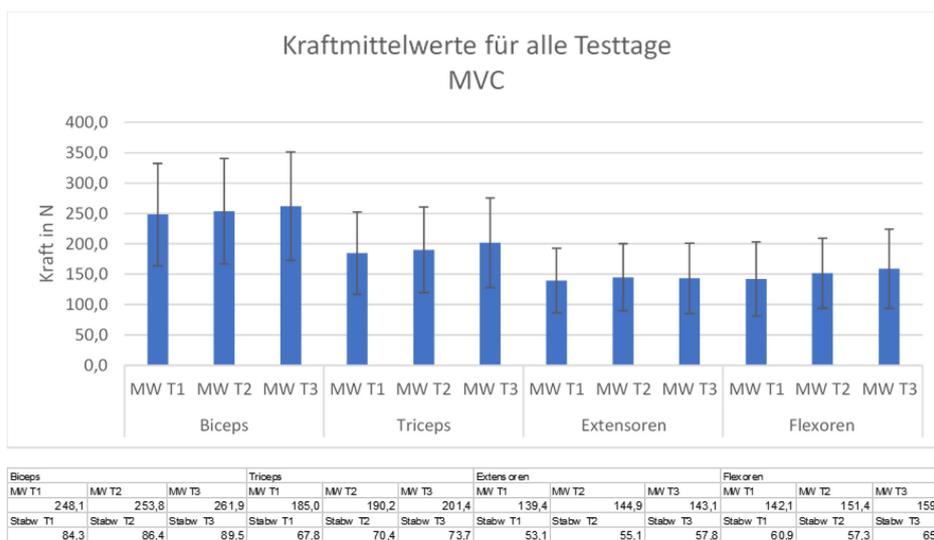
Biceps			Triceps			Extensoren			Flexoren		
MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3	MW T1	MW T2	MW T3
101,9	102,2	102,3	80,5	80,3	81,1	55,8	56,2	56,0	62,6	62,5	62,7
Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3	Stabw T1	Stabw T2	Stabw T3
35,1	35,1	34,7	29,7	29,7	29,6	20,8	21,3	20,7	23,2	24,0	23,4

MW=Mittelwert, Stabw=Standardabweichung, T=Testtag, N=Newton

Abbildung 4-2: Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für die MVC abhängigen Normierungsverfahren

### 4.1.3 MVC Referenzkontraktionen

Wie in Abbildung 4-3 zu sehen, ergaben sich für diese Referenzkontraktionen für den M. biceps brachii, M. triceps brachii und die Handgelenksflexoren ein vergleichbares Bild, die Kraftmittelwerte zeigten einen Steigerungstrend mit zunehmender Anzahl der Testtage. Bei Betrachtung der Handgelenksexensoren war die Kraftmittelwertsteigerung von Testtag 1 zu Testtag 2 ebenfalls zu registrieren, von Testtag 2 zu Testtag 3 fielen die Kraftmittelwerte dann leicht ab. Die Standardabweichungen verhielten sich wie bei den Kraftmittelwerten mit Steigerung über die Testtage bei den Ellenbogenflexoren, -extensoren sowie den Handgelenksexensoren. Bei den Handgelenksflexoren stiegen sie von Testtag 1 zu Testtag 2, allerdings mit leichtem Abfall an Testtag 3.



MW=Mittelwert, Stabw=Standardabweichung, T=Testtag, N=Newton

Abbildung 4-3: Kraftmittelwerte und Standardabweichungen für die MVC Normierung

## **4.2 Vergleich der EA/Kraft-Mittelwerte über die Testtage**

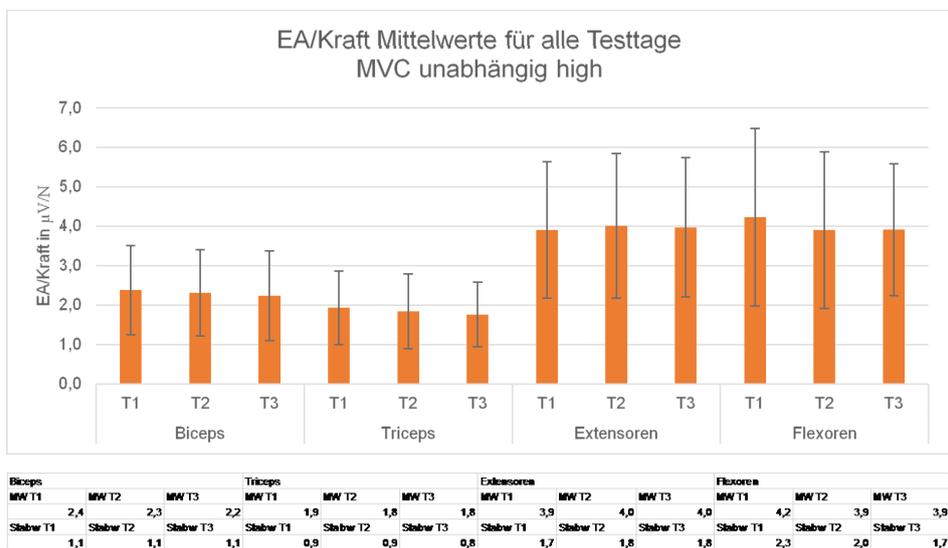
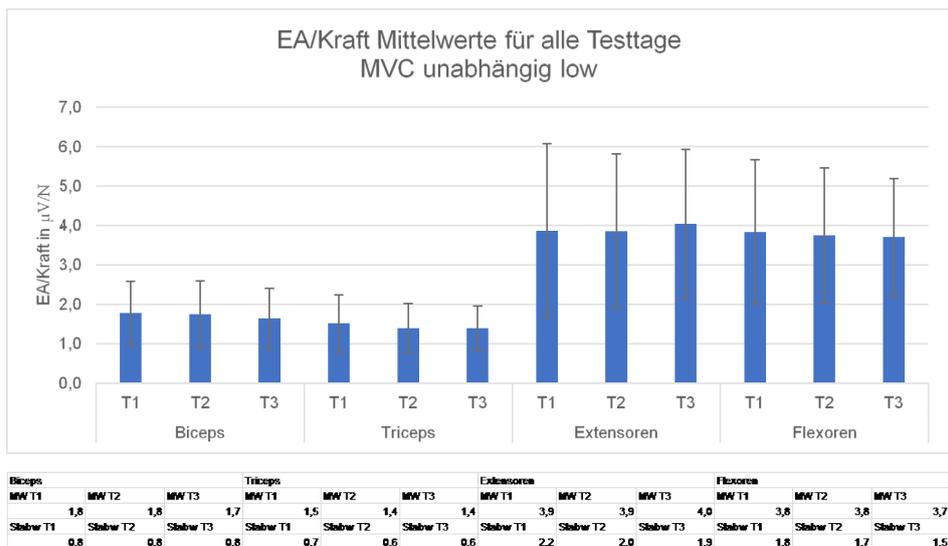
Um visuell wesentliche systematische Abweichungen und Ausreißer der Messwerte für EA/Kraft zu detektieren, wurden für alle Normierungen die Mittelwerte von EA/Kraft für jeden Testtag und Muskel/Muskelgruppe mit der entsprechenden Standardabweichung aufgezeigt. Die Differenzen zwischen den Testtagen waren insgesamt gering.

### **4.2.1 MVC unabhängige Referenzkontraktion mit Kraftintensität „low“**

Bei Betrachtung der Testtagdifferenzen der EA/Kraft Mittelwerte in  $\mu\text{V}/\text{N}$  liegen die Absolutwerte in niedrigen Bereichen von Zehntel bzw. Hundertstel  $\mu\text{V}/\text{N}$ . Bei allen Muskeln bis auf die Handgelenksextensoren waren die Differenzen im Verlauf der Testtage minimal abfallend. In der visuellen Beurteilung ergaben sich keine Hinweise auf systematische Abweichungen oder Ausreißer (Abbildung 4-4).

### **4.2.2 MVC unabhängige Referenzkontraktionen mit Kraftintensität „high“**

Die absoluten Werte der Mittelwertdifferenzen lagen zumeist im negativen Hundertstel-  $\mu\text{V}/\text{N}$  -bereich. Die höchsten Werte konnten mit  $-0,3 \mu\text{V}/\text{N}$  bei den Flexoren zwischen T2 zu T1 errechnet werden. Sonst ergaben sich keine wesentlichen Unterschiede in den Differenzwerten der Muskelgruppen und der Testtage (Abbildung 4-4). Auch bei Betrachtung dieser Referenzkontraktion stellten sich keine Auffälligkeiten im Sinne von systemischen Abweichungen dar.



EA=Elektrische Aktivität;  $\mu$ V=mikroVolt; N=Newton; T=Testtag; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-4: EA/Kraft-Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage für MVC<sub>unabhängig low</sub> und MVC<sub>unabhängig high</sub>

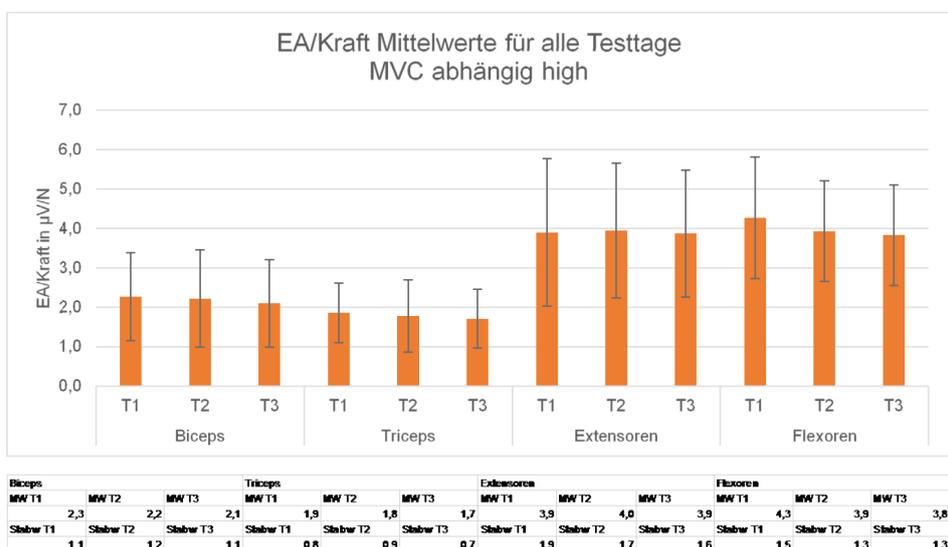
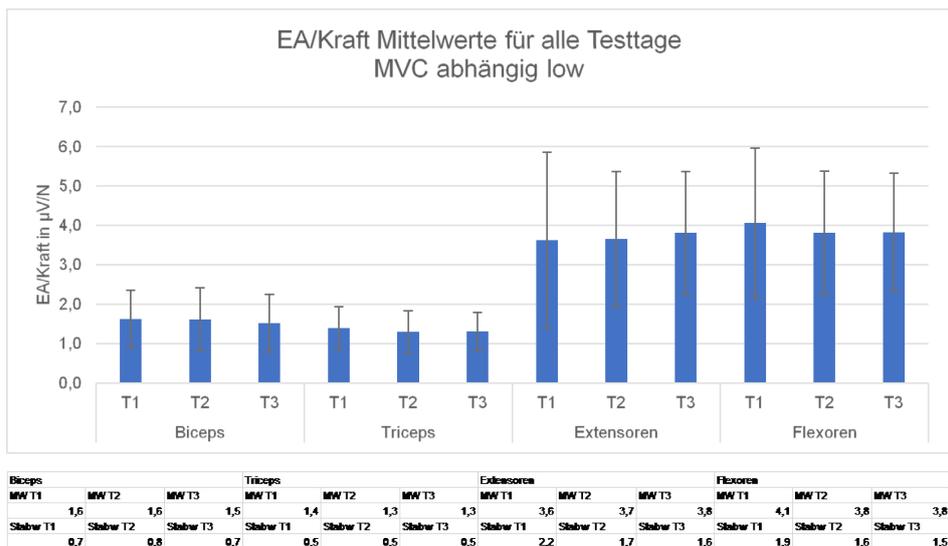
### 4.2.3 MVC abhängige Referenzkontraktionen mit Kraftintensität „low“

Die Mittelwertdifferenzen von T2 zu T1 und auch T3 zu T2 fanden sich in Zehntel- und Hundertstel  $\mu$ V/N-Bereichen. Bei T2 zu T1 waren bis auf die Muskelgruppe der Handgelenksexpensoren alle Werte negativ, d.h. Mittelwert von T1 größer als

T2. Die größte Differenz zeigte sich mit  $-0,3 \mu\text{V}/\text{N}$  bei den Handgelenksflexoren. Die Differenz von EA/Kraft T3 zu T2 war bei den Extensoren mit  $+0,1 \mu\text{V}/\text{N}$  am höchsten. Einzig die Differenzen der Testtage T3 zu T2 beim M. biceps brachii ergaben negative Werte (Abbildung 4-5).

#### **4.2.4 MVC abhängige Referenzkontraktionen mit der Kraftintensität „high“**

Die Differenzen von T2 zu T1 waren auch hier gering in der Region von Hundertstel  $\mu\text{V}/\text{N}$  für die Muskelgruppen M. biceps brachii, M. triceps brachii und Handgelenksexpressoren. Die Handgelenksflexoren zeigten die größten Differenzen mit  $-0,4 \mu\text{V}/\text{N}$ . Bis auf die Muskelgruppe der Handgelenksexpressoren waren die Werte der Differenzen negativ. Bei den Ergebnissen für T3 zu T2 zeigten sich durchweg negative Differenzen, die höchsten waren beim M. biceps brachii und den Handgelenksflexoren zu finden (Abbildung 4-5).



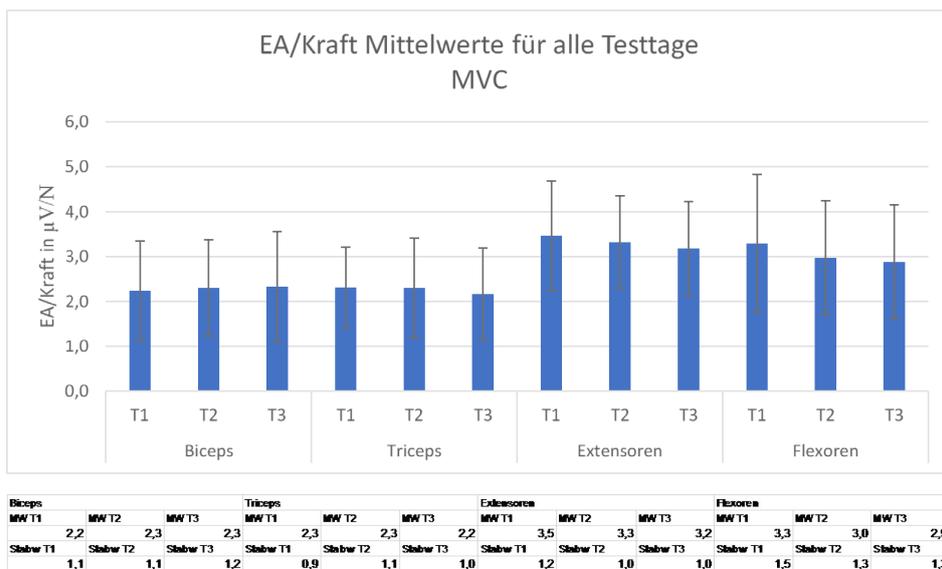
EA=Elektrische Aktivität;  $\mu$ VmikroVolt; N=Newton; T=Testtag; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-5: EA/Kraft-Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Testtage für MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup>

#### 4.2.5 MVC als Referenzkontraktion

Die Berechnung der Differenzen für die EA/Kraft-Mittelwerte in  $\mu$ V/N für T2 zu T1 als auch für T3 zu T2 ergab folgendes Bild: Nur beim M. biceps brachii waren positive Differenzen errechnet worden, die Mittelwerte der anderen Muskelgruppen waren negativ. Die höchste Differenz bei T2 zu T1 konnte bei den Handge-

lenksflexoren mit  $-0,3 \mu\text{V}/\text{N}$  ermittelt werden, gefolgt von den Handgelenksexternen mit  $-0,2 \mu\text{V}/\text{N}$ . Für den M. biceps brachii und den M. triceps brachii wurden deutlich niedrigere Messwerte erhoben (Abbildung 4-6). Die größten Schwankungen zwischen den Testtagen fanden sich bei den Unterarmmuskeln.



EA=Elektrische Aktivität;  $\mu\text{V}$ =MikroVolt; N=Newton; T=Testtag; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-6: EA/Kraft-Mittelwerte für alle Testtage für MVC

### 4.3 Prüfung auf systematische Abweichungen und Heteroskedastizität

Wie schon in Kapitel 3.6.5 erwähnt, war es vor der Betrachtung der Reproduzierbarkeit durch Berechnung des Standard Error of Measurement (SEM) notwendig

zum Ausschluss eines systematischen Bias und Ausschluss von Heteroskedastizität<sup>6</sup> die Daten dahingehend zu sichten. Die visuelle Überprüfung auf Heteroskedastizität erfolgte durch Erstellung von Bland-Altman-Plots. Hier wurden exemplarisch für die Variante Kraft als auch für EA/Kraft für jeweils eine absolute, submaximale Referenzkontraktion und für die Maximalkraft MVC Bland-Altman Plots angefertigt, die auch den Muskelaspekt durch Auswahl eines großen (M. biceps brachii) und eines kleinen Muskels (Handgelenksextensor) berücksichtigten. In den Plots ergaben sich in der visuellen Einschätzung keine Hinweise auf eine Heteroskedastizität.

Zur Abschätzung von systematischem Bias wurde der Bias als Mittelwert der Differenzen in die Bland-Altman-Plots als durchgezogene horizontale Linie eingetragen. Idealerweise würden identische Wiederholungsmessungen keine Messwertdifferenzen aufweisen und wären in den Bland-Altman-Plots auf der Y-Achse auf der Nulllinie angesiedelt. In dieser Studie lag der Bias für die exemplarisch durchgeführten graphischen Darstellungen relativ nahe Null auf der Y-Achse der Bland-Altman-Plots ohne das eine Systematik oder Regelmäßigkeit zu erkennen wäre. Die Nulllinie lag immer mittig im Konfidenzintervall (Bias bzw. Mittelwert der Differenzen  $+1,96 * \text{Standardabweichung}$  und Bias  $-1,96 * \text{Standardabweichung}$ ) und insbesondere nicht außerhalb dessen.

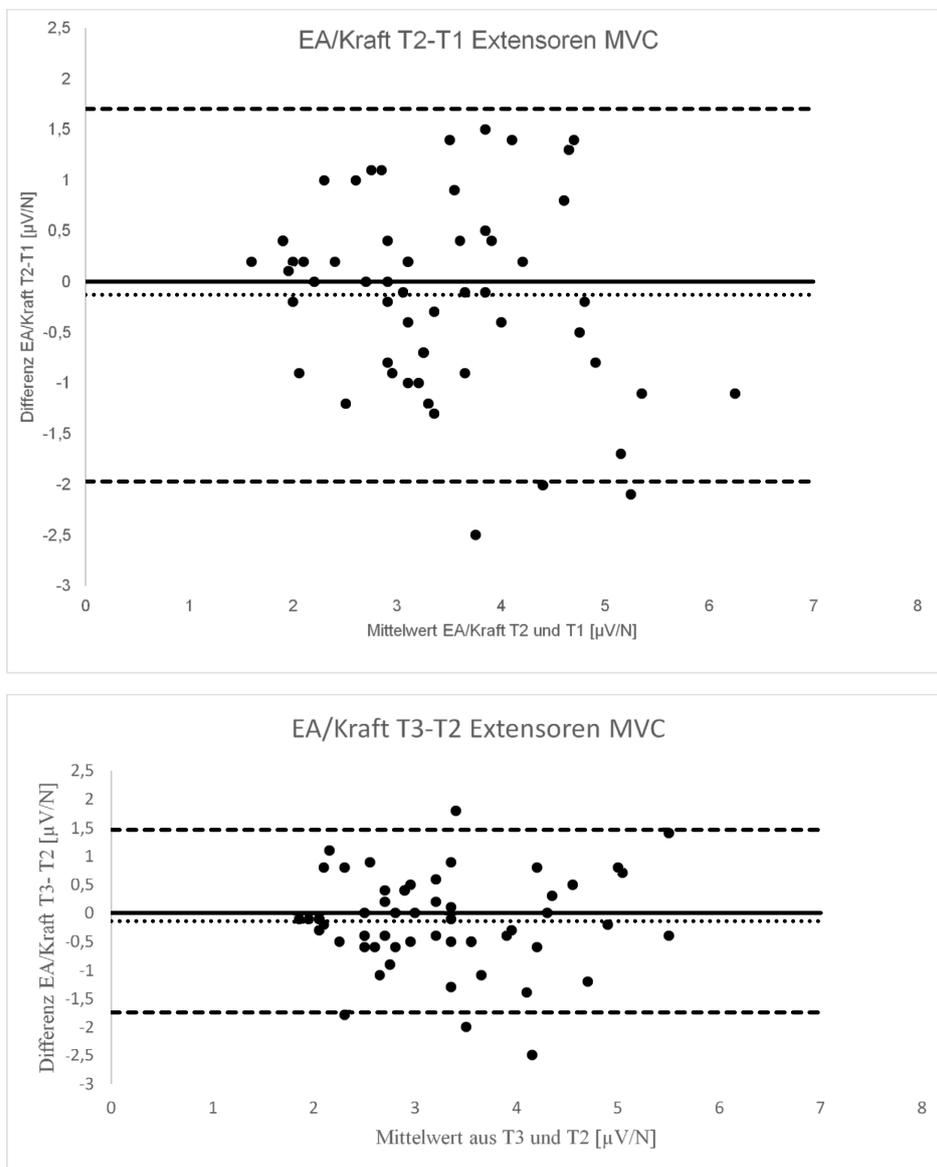
Sowohl bei der Betrachtung der Variable Kraft in der MVC Normierung der Extensoren (Abbildung 4-9) als auch für den M. biceps brachii in der MVC unabhängigen Normierung mit niedrigem Kraftanteil (Abbildung 4-10) ergaben in den Bland-Altman-Plots keinen Hinweis auf Heteroskedastizität.

In der gleichen Muskel-Normierungs-Konstellation wurden Bland-Altman-Plots für EA/Kraft errechnet, die für die Extensoren (Abbildung 4-7) und auch für den

---

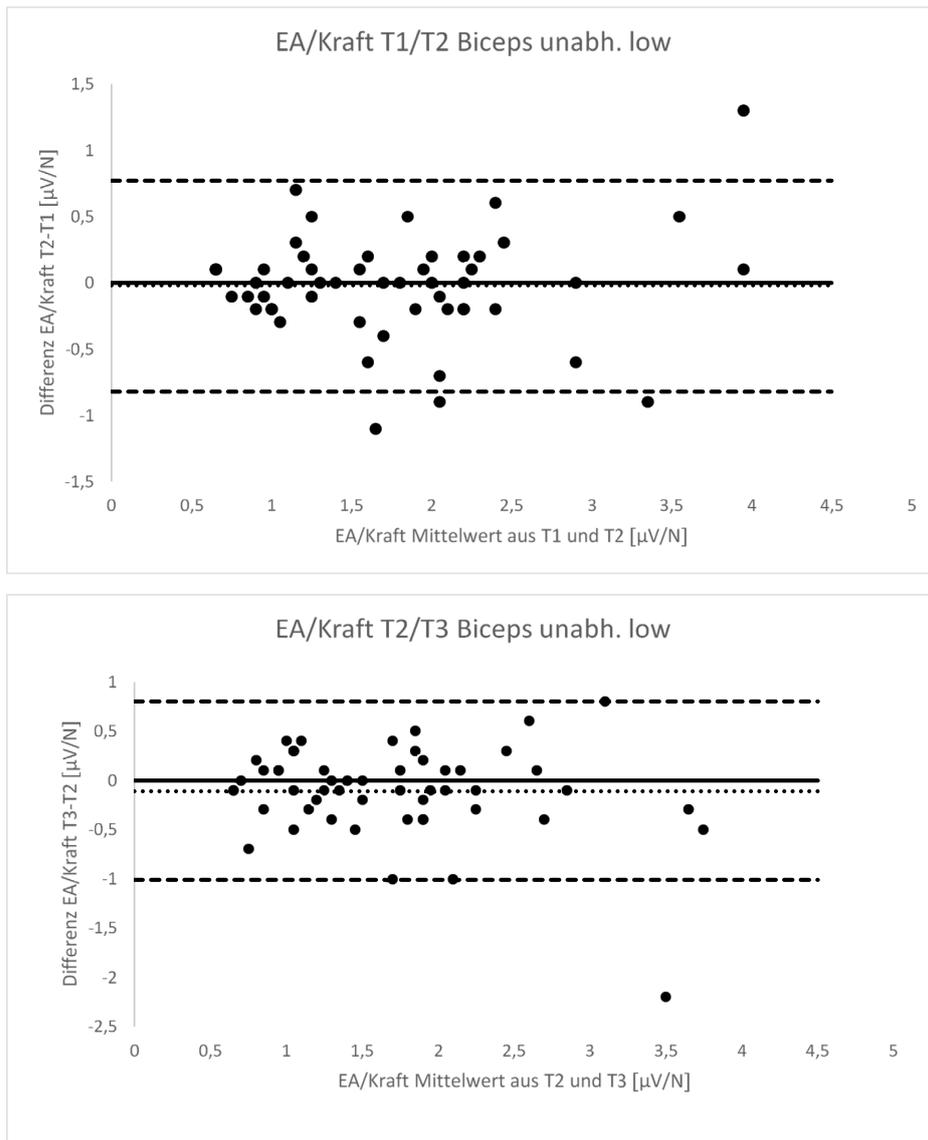
<sup>6</sup> Heteroskedastizität= Von Heteroskedastizität spricht man, wenn ein Messfehler in Zusammenhang mit der Höhe der gemessenen Variable in Zusammenhang steht und zunimmt, wenn die gemessenen Werte zunehmen (Atkinson und Nevill (1998)).

M. biceps brachii (Abbildung 4-8) ohne Hinweise auf die Anwesenheit von Heteroskedastizität in dieser Studie blieben. Es waren für keine Normierungsansätze Streuungsphänomene in Abhängigkeit zur Höhe der Messwerte nachzuweisen.



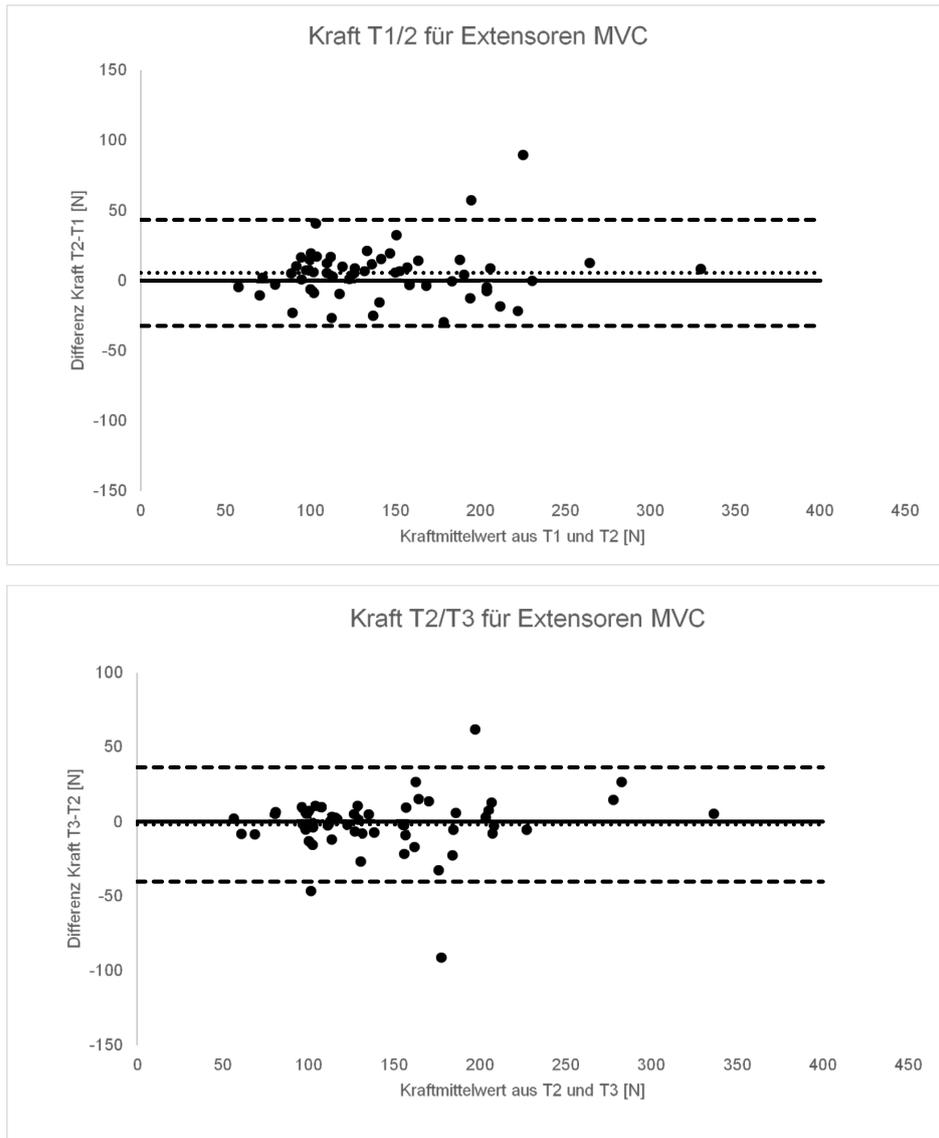
EA=Elektrische Aktivität; T1= Testtag 1, T2=Testtag 2, MVC=Maximum Voluntary Contraction,  $\mu\text{V}$ =Mikrovolt, N=Newton; - - - - = Obere und untere Begrenzung des Konfidenzintervalls; (Bias $\pm$ 1,96 \* Standardabweichung); . . . . = Bias (Mittelwert der Messwertdifferenzen), -----Nulllinie

Abbildung 4-7: Bland-Altman-Plot Variable EA/Kraft für die MVC Normierung der Extensoren für alle Testtage



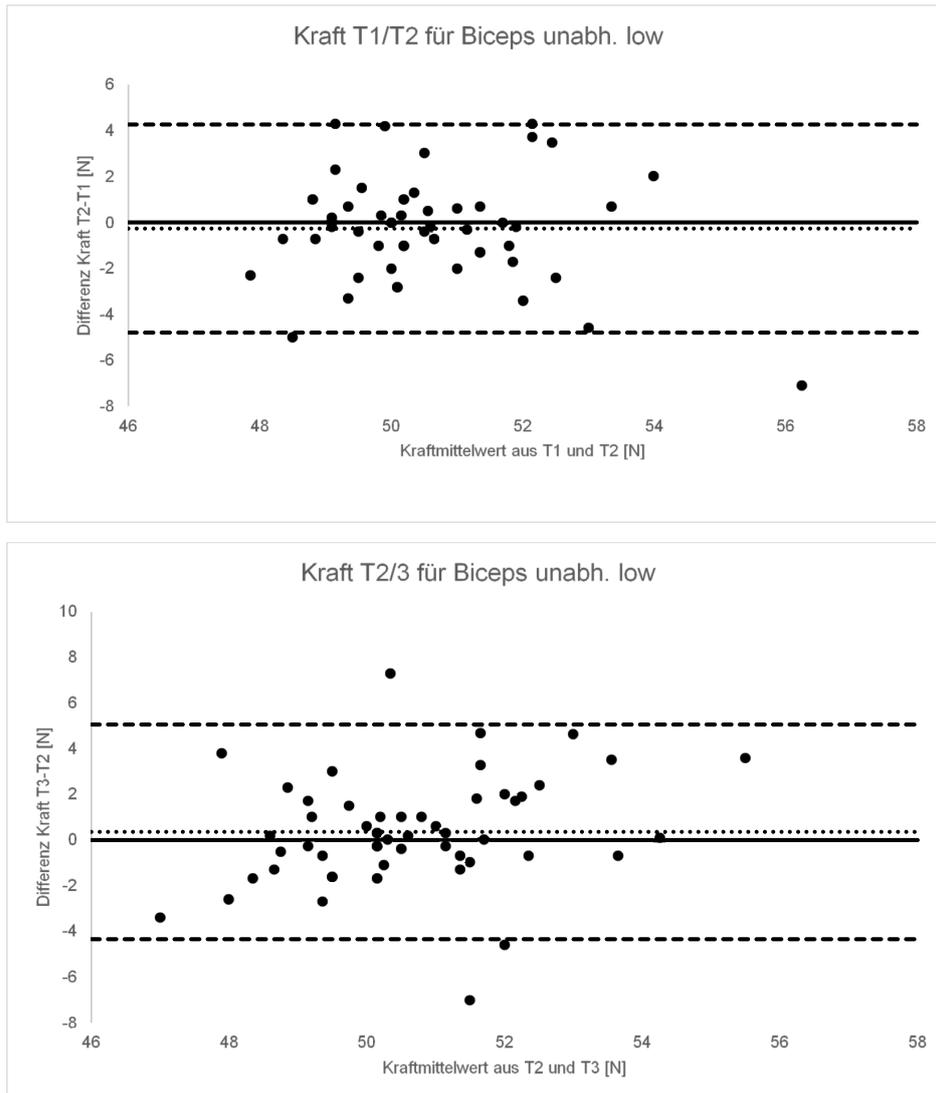
EA=Elektrische Aktivität; T1= Testtag 1, T2=Testtag 2, MVC=Maximum Voluntary Contraction; µV=Mikrovolt, N=Newton; - - - = Obere und untere Begrenzung des Konfidenzintervalls; (Bias+/-1,96 \* Standardabweichung); . . . . = Bias (Mittelwert der Messwertdifferenzen); - - - - = Nulllinie

Abbildung 4-8: Bland-Altman-Plot Variable EA/Kraft für die MVC<sub>unabhängig low</sub>  
 Normierung des M. biceps brachii für alle Testtage



MVC=Maximal Voluntary Contraction; T1= Testtag1, T2=Testtag 2, T3= Testtag 3; unabh. low= unabhängig low; N=Newton; - - = Obere und untere Begrenzung des Konfidenzintervalls (Bias $\pm$ 1,96 \* Standardabweichung);. . . . = Bias (Mittelwert der Messwertdifferenzen); -----Nulllinie

Abbildung 4-9: Bland-Altman-Plot Variable Kraft für die MVC Normierung der Extensoren für alle Testtage



T1= Testtag 1, T2=Testtag 2, T3= Testtag 3; unabh. low= unabhängig low; N=Newton; - - - = Obere und untere Begrenzung des Konfidenzintervalls (Bias $\pm$ 1,96 \* Standardabweichung); . . . . = Bias (Mittelwert der Messwertdifferenzen); -----Nulllinie

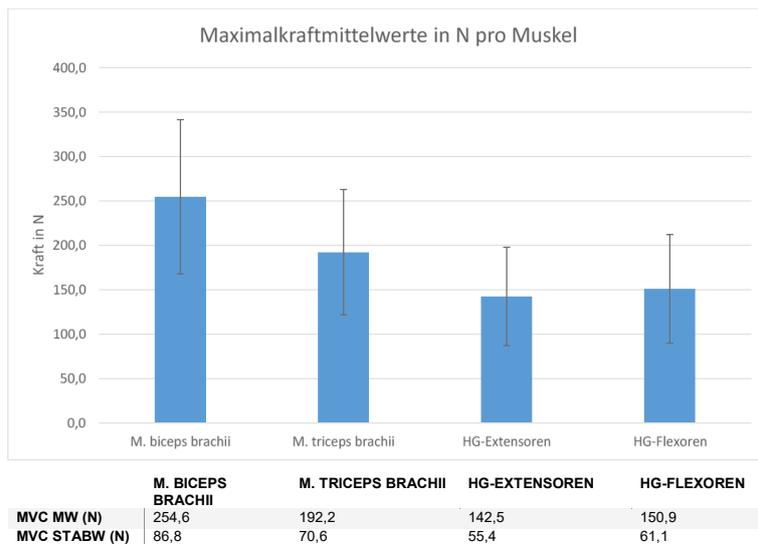
Abbildung 4-10: Bland-Altman-Plot Variable Kraft für die MVC<sup>unabhängig low</sup>  
Normierung des M. biceps brachii für alle Testtage

## 4.4 Darstellung der Maximalkraft

### 4.4.1 Mittelwerte der Maximalkraft MVC geschlechtsunspezifisch

Zum Vergleich der Maximalkraft der unterschiedlichen Muskelgruppen sind die Maximalkraftmittelwerte (Abbildung 4-11) zunächst geschlechtsunspezifisch

schematisch dargestellt. Die höchsten Kräfte wurden bei den großen Muskelgruppen der Ellenbogenflexoren und -extensoren gemessen, wobei der M. biceps brachii mit 254,6 N höhere Maximalkräfte aufweist als der M. triceps brachii mit 192,2 N. Für die kleinen Unterarmmuskelgruppen der Handgelenksflexoren und -extensoren konnten nahezu ausgeglichene Kräfte mit 150,9 N für die Flexoren und 142,5 N für die Extensoren nachgewiesen werden.



N=Newton; HG=Handgelenk; M.=Musculus; MVC=Maximal Voluntary Contraction; MW= Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-11: Maximalkraftmittelwerte in N, geschlechtsunspezifisch

#### 4.4.2 Mittelwerte der Maximalkraft MVC in N geschlechtsspezifisch

Die Höhe der Maximalkräfte für die Muskelgruppen geschlechtsspezifisch betrachtet ergibt die gleiche Aufteilung wie in der geschlechtsunspezifischen Betrachtung. Sowohl bei den Männern (Abbildung 4-12) als auch für die Frauen (Abbildung 4-13) erreichte der M. biceps brachii mit 330,9 N für die Männer und 187,6 N für die Frauen die höchsten Kräfte gefolgt vom M. triceps brachii mit 248,2 N der Männer und 143 N der Frauen. Bei den Unterarmmuskeln lagen die Kraft der Handgelenksflexoren sowohl bei den Männern (198 N) als auch bei den

Frauen (109,5 N) höher als die Handgelenksex tensoren der Männer (183,5 N) und der Frauen (106,4 N).

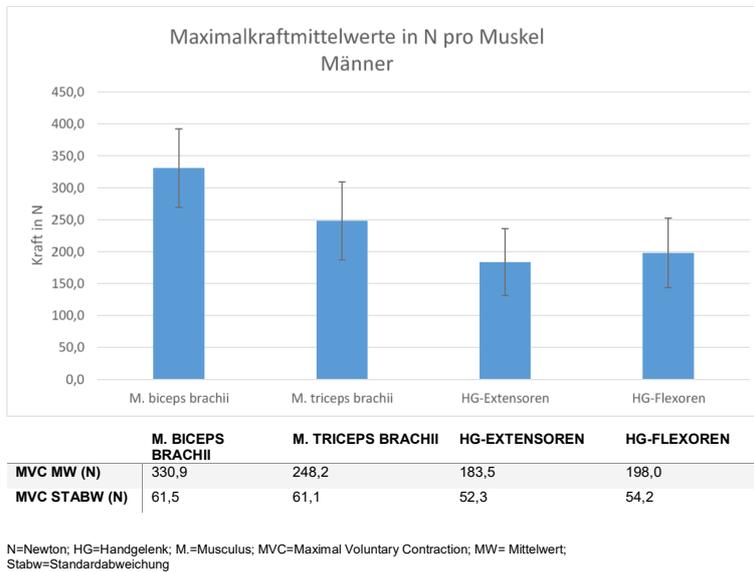


Abbildung 4-12: Maximalkraftmittelwerte in N, Männer

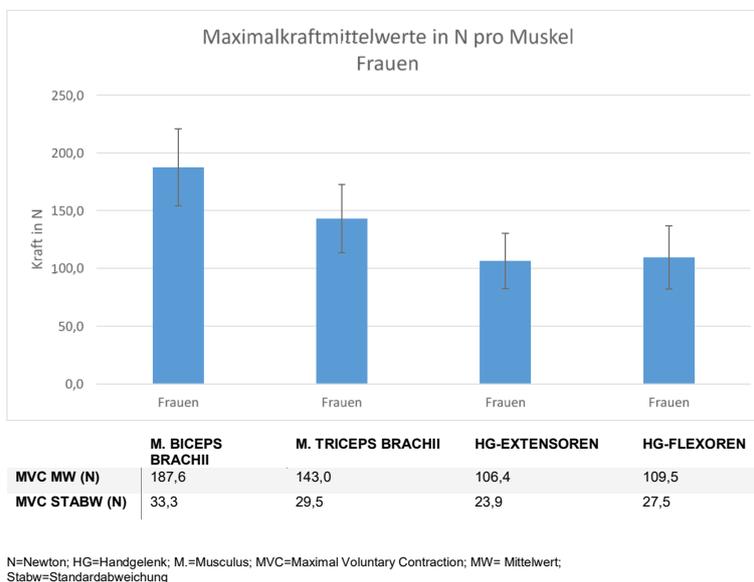
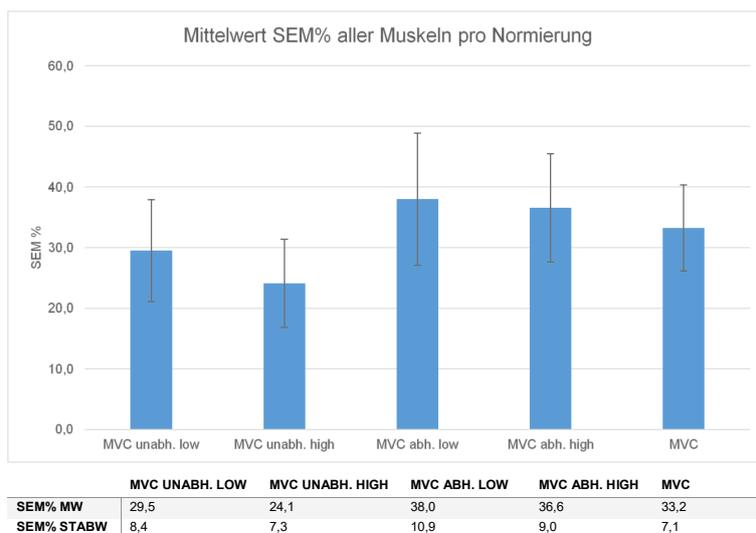


Abbildung 4-13: Maximalkraftmittelwerte in N, Frauen

#### **4.5 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG an verschiedenen Muskelgruppen des dominanten Armes anhand des relativen SEM in %**

Für die Beantwortung der primären Fragestellung wurden die SEM Werte des gesamten Probandenkollektivs betrachtet und separat für die verschiedenen Referenzkontraktionen sowie Muskeln dargestellt. Eine weitere Unterscheidung in Männer und Frauen erfolgte nicht. Die zusätzliche von der Optimalposition abweichenden Elektrodenapplikationen wurde nicht berücksichtigt.

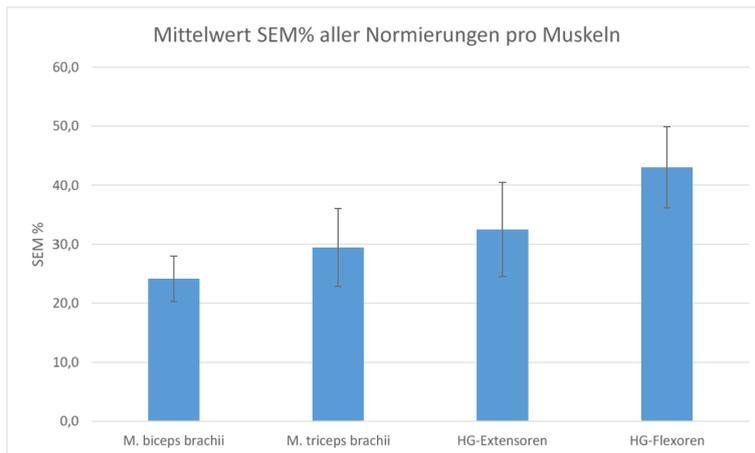
Um einen Überblick zu bekommen, welche Referenzkontraktionen die höchste Reproduzierbarkeit haben, wurden die Mittelwerte von SEM % aller Muskeln für jedes Normierungsverfahren errechnet und graphisch dargestellt (Abbildung 4-14). Die Darstellung der Reproduzierbarkeit als Mittelwert des SEM % aller Muskelgruppen für jedes Normierungsverfahren (Abbildung 4-14) zeigte für die  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  mit 24,1 % den geringsten SEM % Mittelwert, gefolgt von  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  mit 29,5%. Die MVC-Normierung hatte als Mittelwert des SEM % aller Muskeln 33,2%. Die maximalkraftabhängigen Normierungsansätze lagen mit den höchsten SEM%-Mittelwerten von 38% für  $MVC^{\text{abhängig low}}$  und 36,6% für  $MVC^{\text{abhängig high}}$ . Die höchsten Standardabweichungen waren ebenfalls für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen zu erheben.



SEM=Standard Error of Measurement; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig

Abbildung 4-14: Mittelwert von SEM % aller Muskeln pro Normierungsansatz

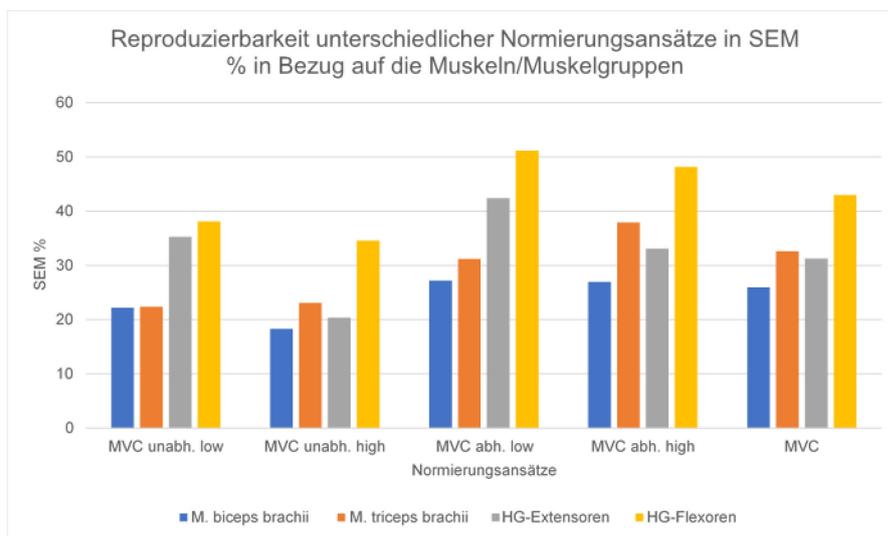
Die vereinfachte Darstellung wurde auch aus Blick der Muskeln erstellt. Dafür ist der Mittelwert aller SEM% der Normierungen pro Muskel/Muskelgruppe errechnet worden. Dies erfolgte, um einen Überblick zu erhalten, ob es große Unterschiede der Muskeln hinsichtlich der Reproduzierbarkeit von OEMG gibt (Abbildung 4-15). Der geringste SEM % Mittelwert konnte mit 24,14% für den M. biceps brachii, gefolgt vom M. triceps brachii mit 29,4% errechnet werden. Die Unterarmmuskeln liegen von den Mittelwerten der SEM% Werte aller Normierungen mit 32,5% für die Handgelenksex tensoren und 43% für die Handgelenksflexoren deutlich höher (Abbildung 4-15). Die detaillierte Betrachtung und Vergleiche der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG erfolgt in den entsprechenden Kapiteln.



	M. BICEPS BRACHII	M. TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>MW SEM%</b>	24,1	29,4	32,5	43,0
<b>STABW SEM %</b>	3,8	6,6	8,0	6,9

SEM=Standard Error of Measurement; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung; HG=Handgelenk; M.=Musculus

Abbildung 4-15: Mittelwerte SEM % aller Normierungen pro Muskel



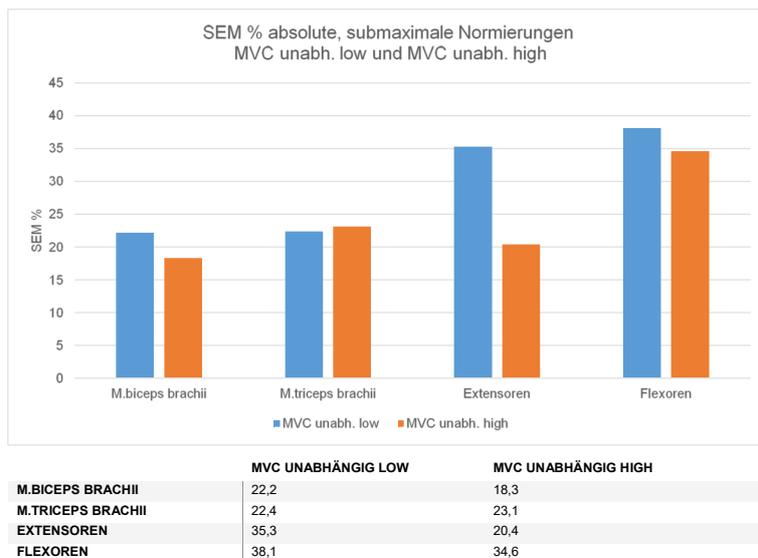
	M. BICEPS BRACHII	M. TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>MVC UNABH. LOW</b>	22,2	22,4	35,3	38,1
<b>MVC UNABH. HIGH</b>	18,3	23,1	20,4	34,6
<b>MVC ABH. LOW</b>	27,2	31,2	42,4	51,2
<b>MVC ABH. HIGH</b>	27	37,9	33,1	48,2
<b>MVC</b>	26	32,6	31,3	43

MVC=Maximal Voluntary Contraction; SEM=Standard Error of Measurement; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig; HG=Handgelenk

Abbildung 4-16: Reproduzierbarkeit der verschiedenen Normierungsansätze in SEM% in Bezug auf die Muskeln/Muskelgruppe

#### 4.5.1 SEM % bei MVC-unabhängigen Referenzkontraktionen

Wie in Abbildung 4-16 und Abbildung 4-17, dargestellt, zeigten sich bei den untersuchten Normierungsmethoden  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  bei den Messungen mit der geringeren Kraftintensität „low“ für die größeren Muskelgruppen mit einem SEM 22,2 % für den M. biceps brachii und 22,4 % für den M. triceps brachii deutlich geringere Werte als bei den kleinen Muskelgruppen der Handgelenksflexoren mit einem SEM von 38,1% und der Handgelenksexternen mit SEM von 35,3%. Die höheren Kraftintensitäten „high“ ergaben für die Handgelenkflexoren mit SEM 34,6% ein ähnliches Bild, allerdings lag der SEM %-Wert für die Handgelenksexternen mit 20,4% deutlich niedriger als bei den niedrigen Kraftintensitäten „low“. Bei den Ellenbogenextensoren und -flexoren lagen die SEM %-Werte bei Normierung mit  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  für den M. biceps brachii mit einem SEM von 18,3% niedriger als die Kraftintensität „low“. Bei dem M. triceps brachii waren die Unterschiede mit SEM 23,1% bei  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  versus 22,4% bei  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  nur sehr gering. Beim M. biceps brachii und der Muskelgruppe der Handgelenksflexoren und -extensoren lagen die SEM % Werte bei der  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  Normierung niedriger als bei der  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  Normierung. Nur bei dem Ellenbogenextensor M. triceps brachii ergab sich ein umgedrehtes Bild mit minimal erhöhten SEM % Werten bei der  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  Normierung. Die niedrigsten SEM % Werte sowohl für die Kraftintensitäten „low“ als auch „high“ konnten für den M. biceps brachii ermittelt werden (Abbildung 4-17).

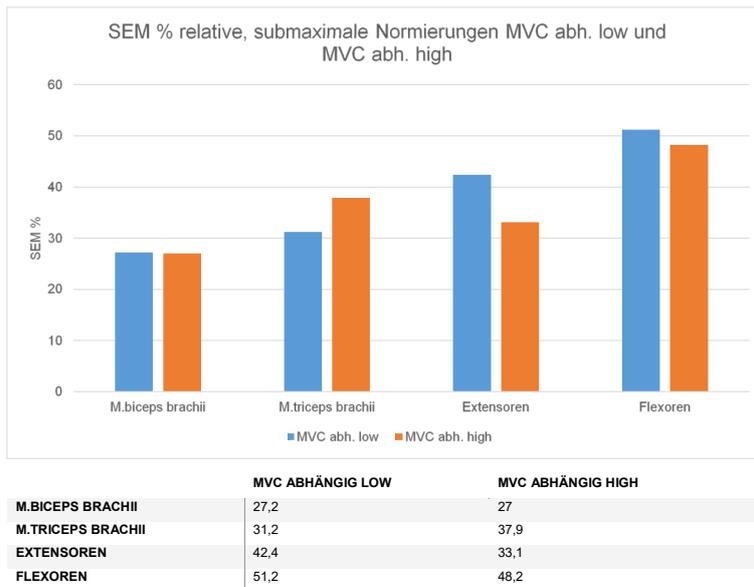


SEM=Standard Error of Measurement; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; M.=Musculus

Abbildung 4-17: SEM% für absolute, submaximale Normierungen MVC<sup>unabhängig low</sup> und MVC<sup>unabhängig high</sup>

#### 4.5.2 SEM % bei MVC-abhängigen Referenzkontraktionen

Die Ergebnisse des SEM in % für die Normierungsverfahren „MVC<sup>abh. low</sup> und MVC<sup>abh. high</sup>“ ergaben für die Kraftintensität „low“ für den M. biceps brachii mit 27,2% und M. triceps brachii mit 31,2% niedrigere Werte als für die kleineren Muskelgruppen der Handgelenksflexoren mit 51,2% und Extensoren mit 42,4% (Abbildung 4-16;Abbildung 4-18). Die Messungen der MVC-abhängigen Normierung mit der Kraftintensität „high“ zeigten die mit 27 % niedrigsten SEM%-Werte für den M. biceps brachii, gefolgt von den Handgelenksexpensoren mit SEM 33,1%. Die SEM%-Werte für den M. triceps brachii in dieser Normierungsart lagen bei 37,9% und mit 48,2% deutlich höher für die Handgelenksflexoren (Abbildung 4-16; Abbildung 4-18).

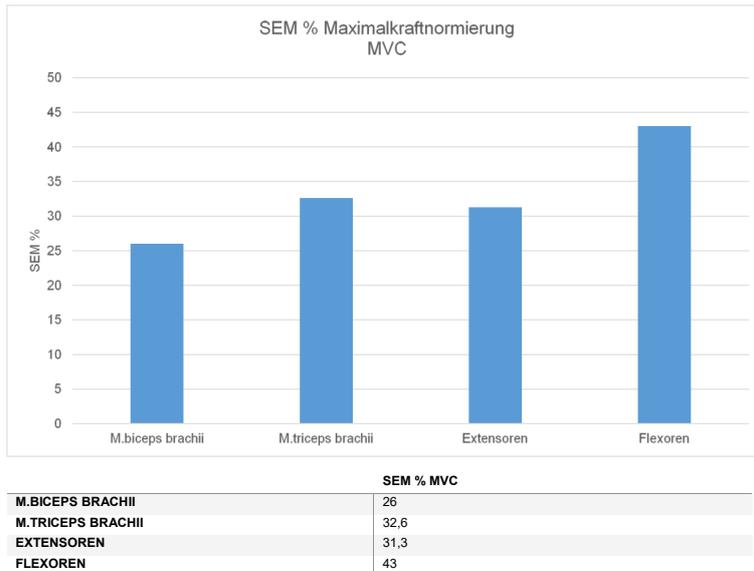


SEM=Standard Error of Measurement; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; M.=Musculus

Abbildung 4-18: SEM% für relative, submaximale Normierungen MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup>

### 4.5.3 SEM % bei MVC Normierungen

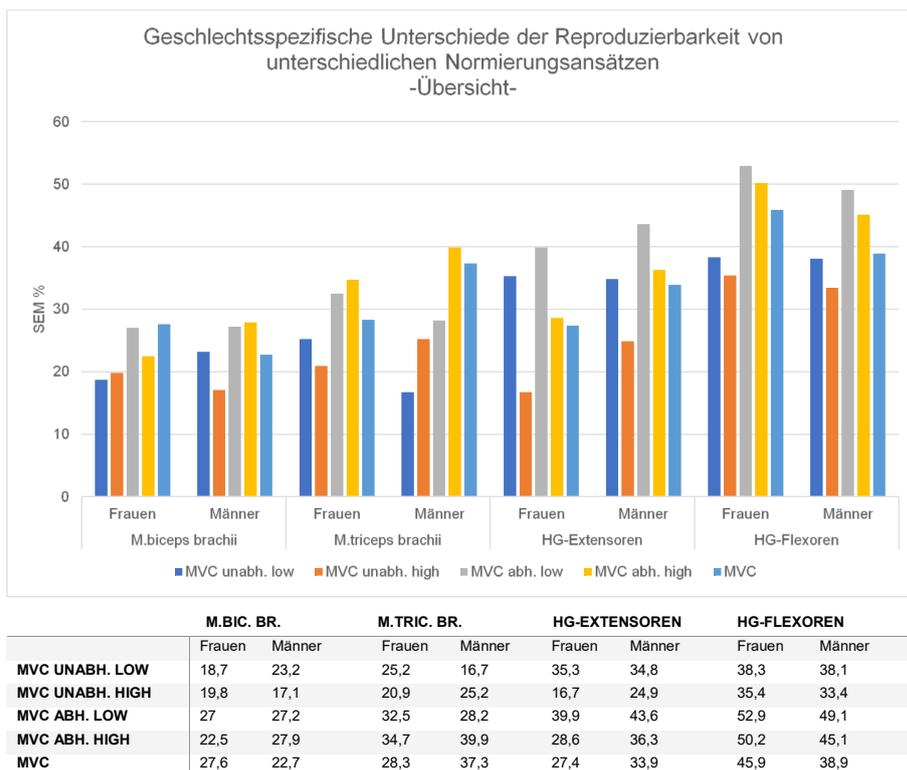
Bei der Normierung mit MVC wurden für die Ellenbogenextensoren und -flexoren SEM-Werte von 26% für den M. biceps brachii und 32,6% für den M. triceps brachii ermittelt. Die kleinen Muskeln der Handgelenksexensoren und -flexoren boten in der MVC-Normierung SEM-Werte von 43% für die Handgelenksflexoren und 31,3% für die Handgelenksexensoren (Abbildung 4-19).



SEM=Standard Error of Measurement; MVC=Maximal Voluntary Contraction; M.=Musculus

Abbildung 4-19: SEM% für die Maximalkraftnormierung MVC

## 4.6 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Genderaspekten

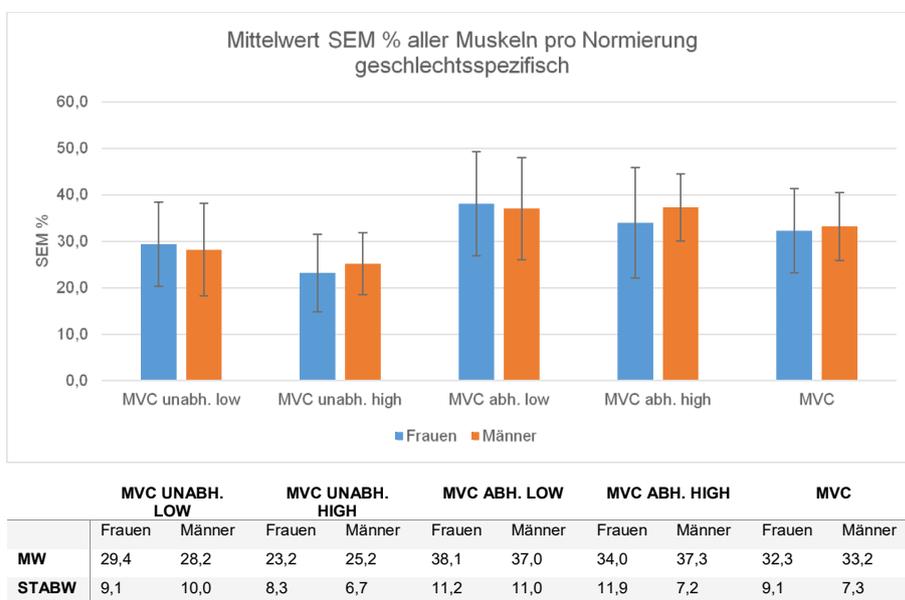


MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig; M.=Musculus; M.Bic. Br.=Musculus biceps brachii; M.tric. Br.=Musculus triceps brachii; SEM=Standard Error of Measurement; HG=Handgelenk

Abbildung 4-20: Geschlechtsspezifische Unterschiede der Reproduzierbarkeit in SEM% von unterschiedlichen Normierungsverfahren

Die vereinfachte schematische Darstellung der Mittelwerte von SEM% Werten aller Muskeln pro Normierungsansatz ergibt ein ähnliches Bild wie bei der geschlechtsunspezifischen Betrachtung (Abbildung 4-21). Die niedrigsten SEM % - Mittelwert mit 25,2 % für Männer und 23,2 % für Frauen finden sich bei der absoluten, submaximalen Referenzkontraktion mit hohem Kraftanteil MVC<sup>unabhängig high</sup>, gefolgt von der gleichen Normierung mit niedriger Belastung MVC<sup>unabhängig low</sup> mit einem SEM % - Mittelwert von 28,2% für Männer und 29,4% für Frauen. Die

Mittelposition in der Reproduzierbarkeit ohne wesentlichen Geschlechtsunterschied nahm mit Mittelwerten der SEM% von 32,3% für die Frauen und 33,2% für die Männer die Maximalkraftnormierung MVC ein. Die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen  $MVC^{abhängig\ low}$  und  $MVC^{abhängig\ high}$  waren mit den höchsten SEM% - Mittelwerten vergesellschaftet, nur bei  $MVC^{abhängig\ high}$  hatten die Frauen mit 34 SEM % eine höhere Reproduzierbarkeit als die Männer mit 37,3 SEM%. In dieser Übersicht zeigt sich ein Vorteil für die Reproduzierbarkeit für das weibliche Geschlecht bei den submaximalen Referenzkontraktionen mit hoher Kraftintensität  $MVC^{unabhängig\ high}$ ,  $MVC^{abhängig\ high}$ , MVC. Die Männer haben bei den Normierungen mit niedrigerer Kraft eine höhere Reproduzierbarkeit.



SEM=Standard Error of Measurement; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig;  
MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

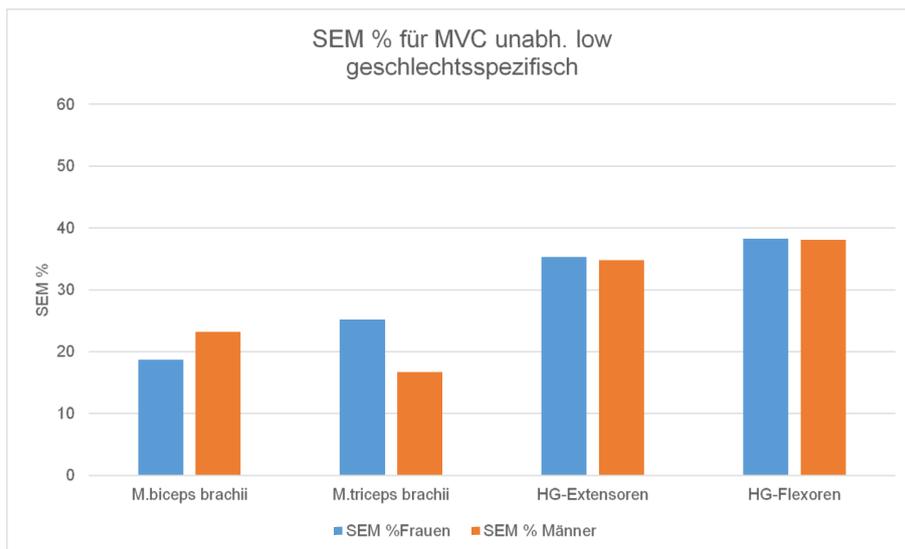
Abbildung 4-21: Geschlechtsspezifischer Vergleich der Mittelwerte SEM % aller Muskeln pro Normierung

#### **4.6.1 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC<sup>unabhängig low</sup> Normierung**

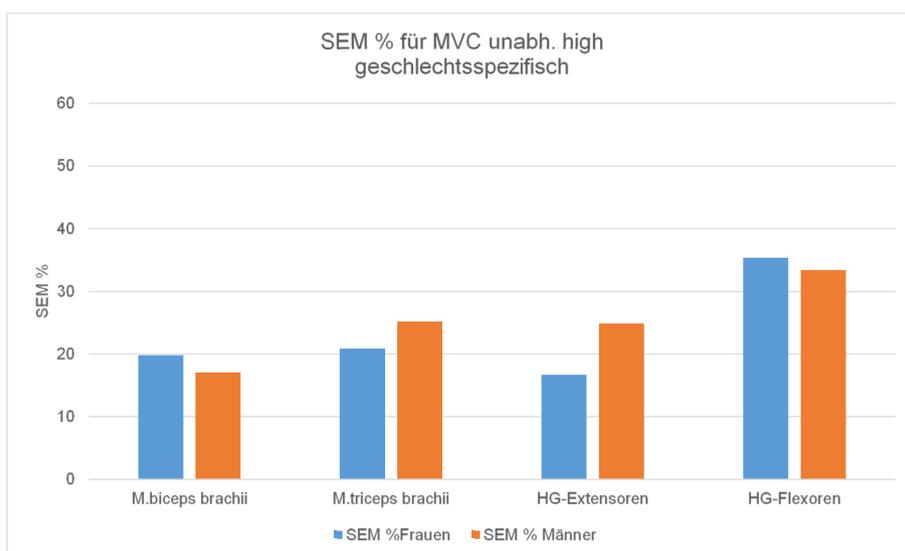
Der Vergleich des geschlechtsspezifischen SEM % - Wertes (Abbildung 4-22) zeigte bei den kleinen Muskeln der Handgelenksexternen und -flexoren nur geringe Unterschiede mit 0,5 SEM % bei den Handgelenksexternen und 0,2 SEM % auf, wobei die Frauen den jeweils höheren SEM % Wert hatten. Die Handgelenksexternen und -flexoren boten hier mit SEM Werten über 30% die höheren Werte im Vergleich zu den Ellenbogenextensoren und -flexoren. In der Betrachtung der Ergebnisse für die Oberarmmuskeln war die Differenz zwischen den Frauen und Männern beim M. biceps brachii mit 4,5% und 8,5 % für den M. triceps brachii höher als bei den Unterarmmuskeln mit Differenzen unter 1% (Abbildung 4-22).

#### **4.6.2 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC<sup>unabhängig high</sup> Normierung**

Wie in Abbildung 4-22 zu sehen lagen die SEM % Werte für die höheren Kraftintensitäten der MVC-unabhängigen Normierungsart bei den Handgelenksflexoren bei 35,4% für Frauen und 33,4 % für die Männer. Beim M. biceps brachii haben die Frauen ebenfalls mit einem SEM % Wert von 19,8% einen 2,7% höheren Wert als die Männer mit einem SEM % Wert von 17,1%. Für die Handgelenksexternen errechnete sich bei dieser Normierungsart ein SEM % Wert für Frauen von 16,7% und 24,9% für Männer. Die Differenz lag somit bei 8,2%. Die SEM % Werte für den M. triceps brachii ergaben ein ähnliches Bild wie bei den Handgelenksexternen mit niedrigeren Werten für Frauen mit 20,9% und höheren für Männer mit 25,2%.



	M.BICEPS BRACHII	M.TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>SEM %FRAUEN</b>	18,7	25,2	35,3	38,3
<b>SEM % MÄNNER</b>	23,2	16,7	34,8	38,1



	M.BICEPS BRACHII	M.TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>SEM %FRAUEN</b>	19,8	20,9	16,7	35,4
<b>SEM % MÄNNER</b>	17,1	25,2	24,9	33,4

M.=Musculus; MVC=Maximal Voluntary Contraction; SEM=Standard Error of Measurement; unabh.=unabhängig; HG=Handgelenk

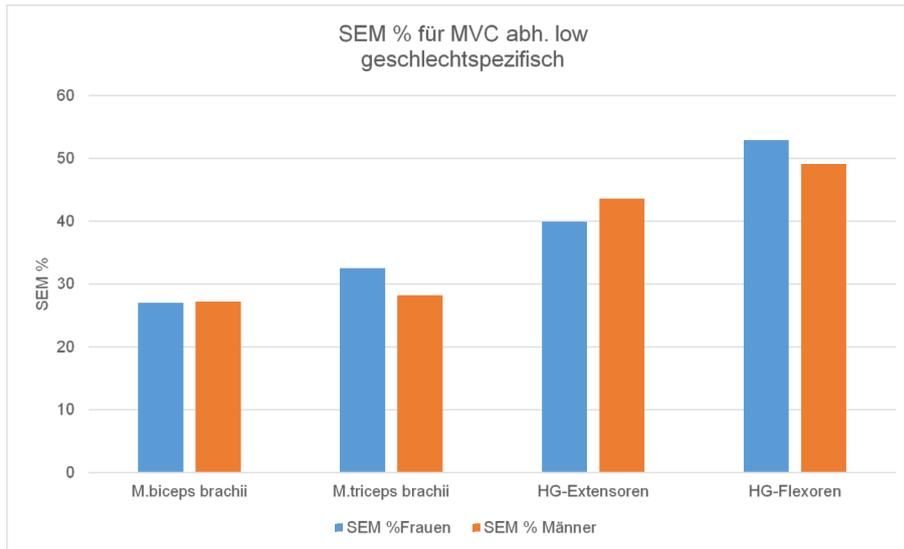
Abbildung 4-22: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für absolute, submaximale Referenzkontraktionen MVC<sup>unabhängig low</sup> und MVC<sup>unabhängig high</sup>

#### **4.6.3 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC<sup>abhängig low</sup> Normierung**

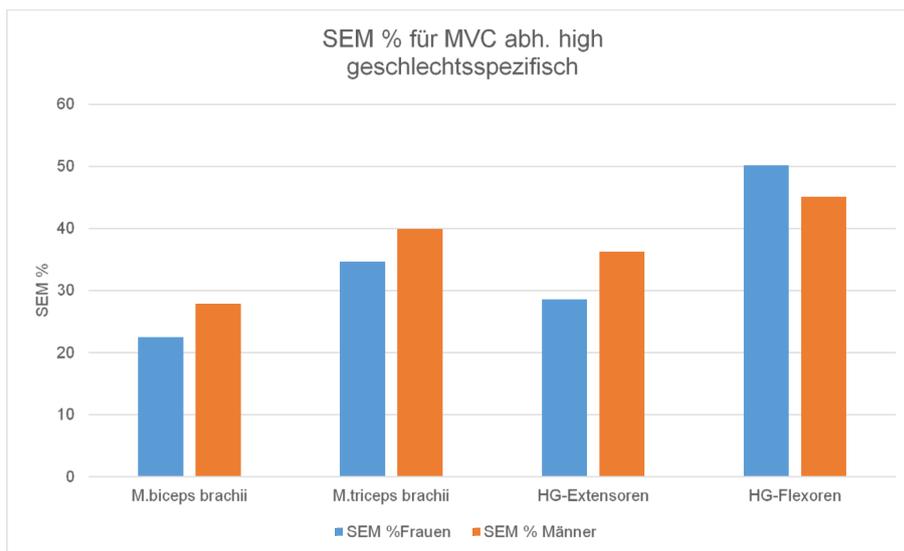
Wie in Abbildung 4-23 ersichtlich, errechneten sich SEM % Werte der Untersuchung des M. biceps brachii und Normierung mit MVC<sup>abhängig low</sup> für Frauen mit 27% und für Männer mit 27,2% nahezu identische Ergebnisse. Der Ellenbogenextensor M. triceps brachii ergab für Frauen einen SEM % Wert von 32,5% und für Männer von 28,2%. Für die SEM % Werte der Handgelenksextensoren wurden SEM % Werte von 39,9% für die Frauen und 43,6% für die Männer ermittelt. Für die Handgelenksflexoren konnten in diesem Normierungsansatz SEM % Werte von 52,9 % für die Frauen und 49,1% für die Männer errechnet werden.

#### **4.6.4 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die MVC<sup>abhängig high</sup> Normierung**

In der Muskelgruppe der Ellenbogenextensoren und -flexoren waren die SEM % Werte für Frauen niedriger als für die Männer. Bei Ableitung des M. biceps brachii in dieser Normierung konnten für Frauen SEM % Werte von 22,5% und für Männer von 27,9 % erhoben werden (Abbildung 4-23). Für den M. triceps brachii ergaben sich SEM % Werte von 34,7% für Frauen und von 39,9% für Männer. Die SEM % Werte für die Handgelenksextensoren bei der MVC<sup>abhängig high</sup> Normierung wurden für männliche Probanden mit 36,3% errechnet und lagen damit 7,7% höher als die für Frauen mit 28,6% ermittelten SEM % Werte. Nur die Handgelenksflexoren hatten insgesamt mit 50,2 SEM % für die Frauen und 45,1 SEM % für die Männer insgesamt höhere Werte als die anderen Muskelgruppen (Abbildung 4-23).



	M.BICEPS BRACHII	M.TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>SEM %FRAUEN</b>	27	32,5	39,9	52,9
<b>SEM % MÄNNER</b>	27,2	28,2	43,6	49,1



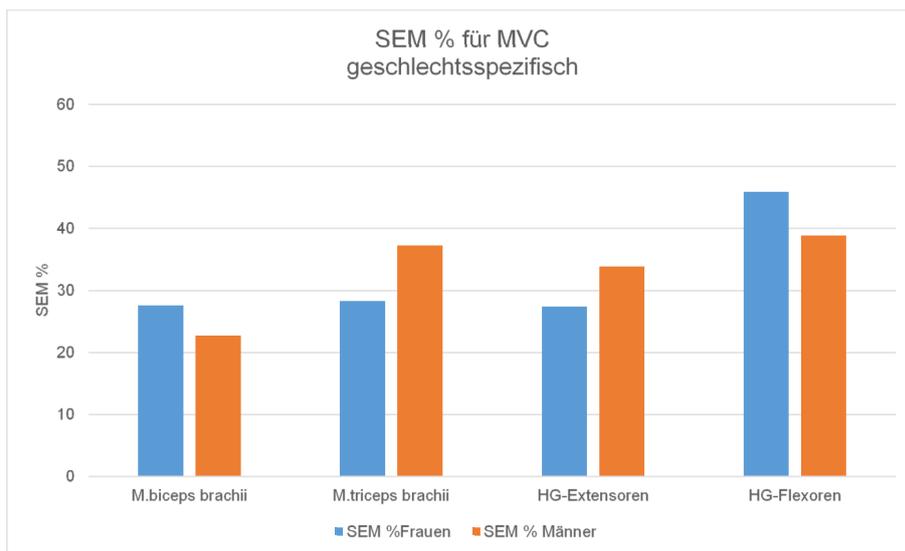
	BICEPS	TRICEPS	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>SEM %FRAUEN</b>	22,5	34,7	28,6	50,2
<b>SEM % MÄNNER</b>	27,9	39,9	36,3	45,1

M.=Musculus; MVC=Maximal Voluntary Contraction; SEM=Standard Error of Measurement; unabh.=unabhängig; HG=Handgelenk

Abbildung 4-23: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für relative, submaximale Referenzkontraktionen MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup>

#### 4.6.5 Geschlechtsspezifischer Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM % für die Maximalkraftnormierung „MVC“

Bei der Normierung Maximal Voluntary Contraction „MVC“ ergaben sich für den M. biceps brachii bei den Frauen mit 27,6 % höhere SEM % Werte als bei den Männern mit 22,7% (Abbildung 4-24). Ein ähnliches Bild zeigte sich bei den Handgelenksflexoren, die mit 45,9 % für Frauen und 38,9 % für Männer allerdings die höchsten SEM % Werte aller Muskeln aufwiesen (Abbildung 4-24). Die SEM % Werte der Handgelenksex tensoren in der MVC Normierung waren mit höheren SEM % Werten für die Männer mit 33,9 % und einem SEM% Wert von 27,4 % für die Frauen errechnet worden. Auch beim M. triceps brachii lagen die SEM % Werte bei den Männern mit 37,3 % höher als bei den Frauen mit 28,3 % (Abbildung 4-24).



	M.BICEPS BRACHII	M.TRICEPS BRACHII	HG-EXTENSOREN	HG-FLEXOREN
<b>SEM %FRAUEN</b>	27,6	28,3	27,4	45,9
<b>SEM % MÄNNER</b>	22,7	37,3	33,9	38,9

M.=Musculus; MVC=Maximal Voluntary Contraction; SEM=Standard Error of Measurement; unabh.=unabhängig; HG=Handgelenk

Abbildung 4-24: Geschlechtsspezifischer Vergleich des SEM% für die Maximalkraftnormierung MVC

## 4.7 Vergleich des Einflusses von unterschiedlichen Elektrodenpositionen auf die der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG in SEM %

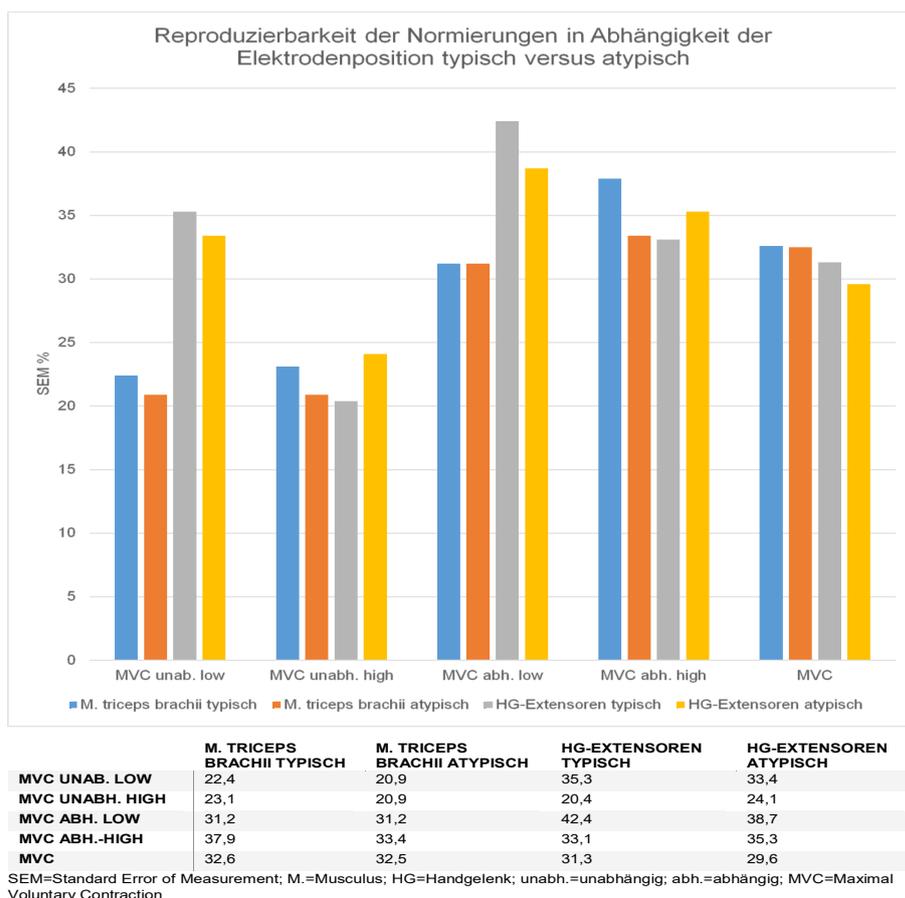
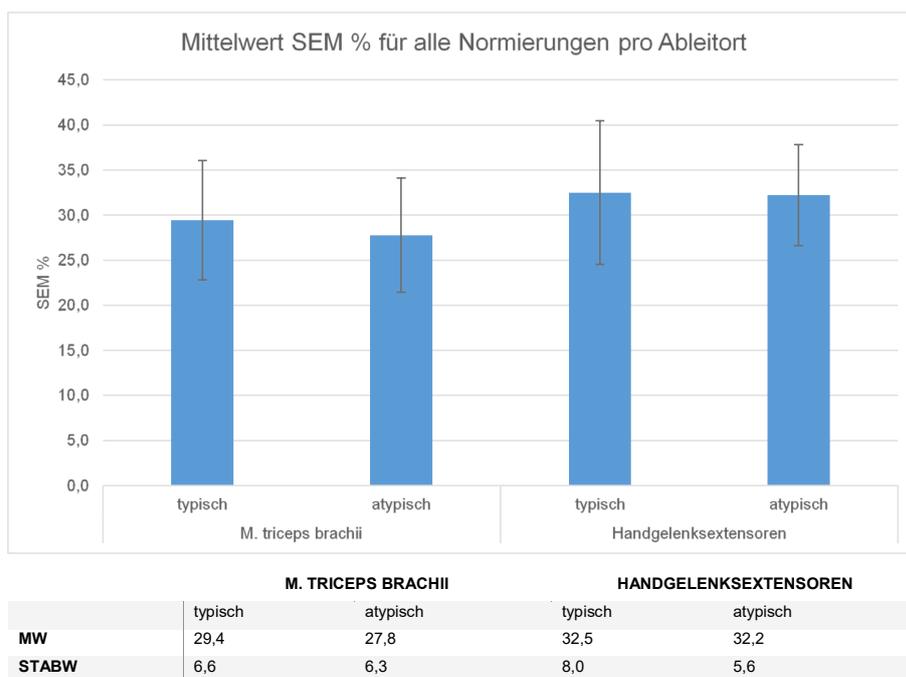


Abbildung 4-25: Übersicht über die Reproduzierbarkeit von atypischen versus typischen Elektrodenpositionen für jede Referenzkontraktion

In der vereinfachten Übersichtsdarstellung der Mittelwerte der SEM % aller Normierungsansätze für die unterschiedlichen Elektrodenpositionen konnten für die atypische Elektrodenposition des M. triceps brachii die mit 27,8% geringsten SEM % errechnet werden (Abbildung 4-26). Die typische Elektrodenposition des M. triceps brachii hatte mit 29,4% höhere SEM % Werte. Bei den ebenfalls mit

unterschiedlichen Elektrodenpositionen abgeleiteten Handgelenksex tensoren zeigte sich ein ähnlicher, aber nicht so deutlicher Trend, wobei die atypischen Ableitungen mit einem SEM % Wert von 32,2% niedriger als die typischen, mittig platzierten Ableitungen mit einem SEM % Wert von 32,5% waren (Abbildung 4-26).



SEM=Standard Error of Measurement; M.=Musculus; MW=Mittelwert; Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-26: Vergleich der Reproduzierbarkeit der typischen und atypischen Ableitorte durch Betrachtung des Mittelwertes von SEM % aller Normierungen pro Ableitung

#### 4.7.1 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC<sup>unabhängig low</sup>

In der Gegenüberstellung der typischen und atypischen Elektrodenpositionen in der MVC-unabhängigen Normierung mit niedriger Kraftintensität „low“ konnten sowohl für Handgelenksex tensoren als auch für den M. triceps brachii geringe Differenzen der SEM %-Werte erhoben werden (Abbildung 4-27). Bei den Handgelenksex tensoren lag der SEM %-Wert für die typische Ableitung bei 35,3% und für die atypische Ableitung bei 33,4% (Abbildung 4-27). Beim M. triceps brachii

war ein SEM % Wert von 22,4 % für die typische und 20,9 % für die atypische Ableitung zu errechnen (Abbildung 4-27).

#### **4.7.2 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC<sup>unabhängig high</sup>**

Bei der Ermittlung der SEM % Werte in der MVC-unabhängigen Normierung mit der Kraftintensität „high“ zeigten sich laut Abbildung 4-27 bei den Handgelenksexensoren 20,4 % für die typische Elektrodenposition versus 24,1 % für den atypischen Ableitort. Für die typische Ableitung des M. triceps brachii errechneten sich SEM % Werte von 23,1 % und für die atypische Ableitung ein SEM % Wert von 20,9% (Abbildung 4-27).

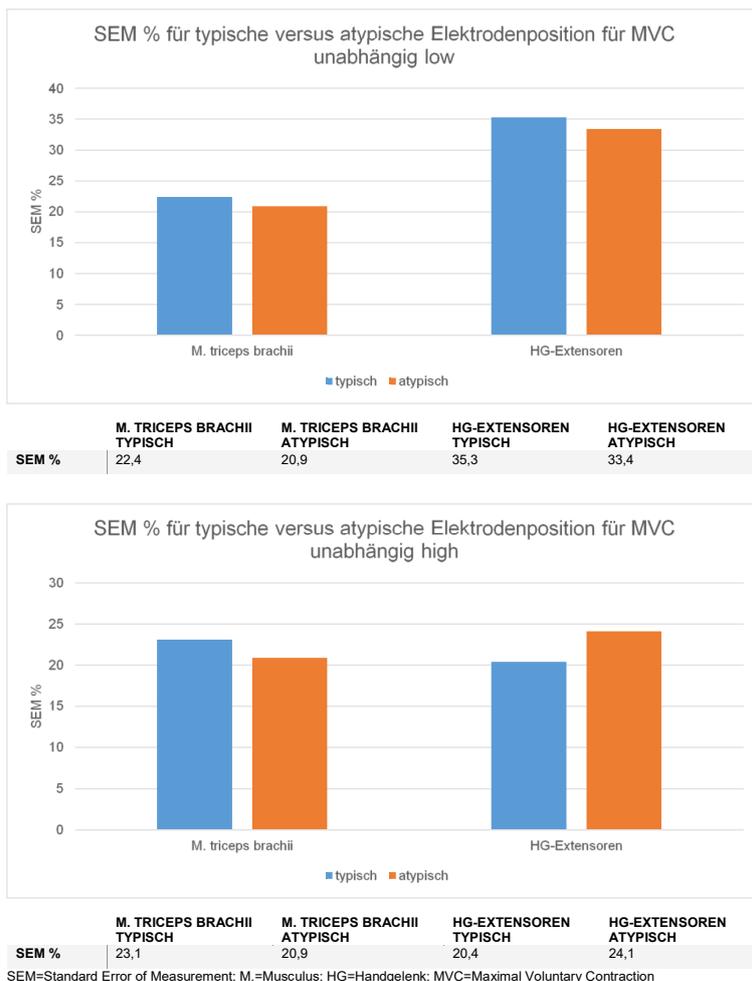


Abbildung 4-27: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für den absoluten, submaximalen Normierungsansatz MVC<sup>unabhängig low</sup> und MVC<sup>unabhängig high</sup>

#### 4.7.3 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC<sup>abhängig low</sup>

Wie in der Abbildung 4-28 ersichtlich, konnte in der MVC-abhängigen Normierung mit niedriger Kraftintensität „low“ für den M. triceps brachii kein messbarer Unterschied der SEM % Werte ermittelt werden, sowohl für die typische als auch die atypische Elektrodenposition errechneten sich SEM % Werte von 31,2 %. Für die Handgelenksexensoren konnte für die typische Ableitung ein SEM % Wert von 42,4 % und für die atypische Ableitung ein SEM % Wert von 38,7 % ermittelt werden.

#### **4.7.4 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz MVC<sup>abhängig high</sup>**

Die SEM % Werte in der MVC-abhängigen Normierungsanordnung mit hoher Kraftintensität lagen bei den Handgelenksexensoren für die typische Ableitung mit 33,1 % niedriger als bei der atypischen Ableitung mit einem SEM % Wert von 35,3 % (Abbildung 4-28). Beim M. triceps brachii war das Bild umgekehrt, hier zeigte die atypische Ableitung mit 33,4 % einen niedrigeren SEM % Wert als die typische Ableitung mit 37,9% (Abbildung 4-28).

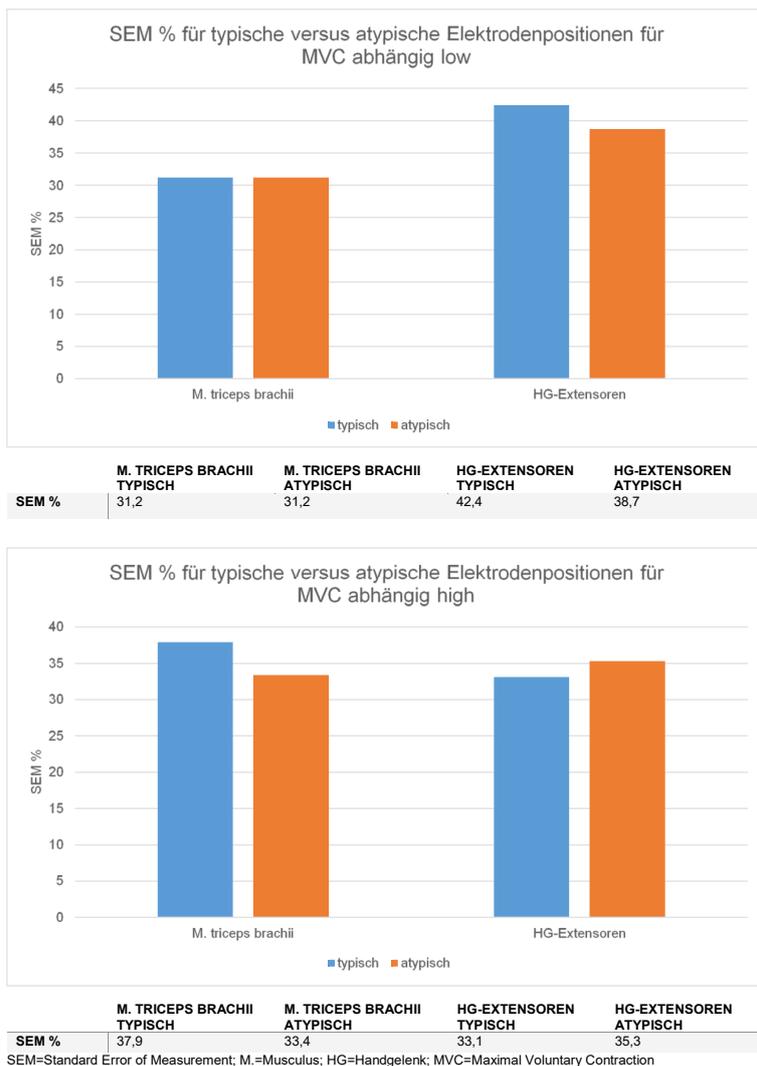


Abbildung 4-28: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für den relativen, submaximalen Normierungsansatz MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup>

#### 4.7.5 Vergleich der Reproduzierbarkeit in SEM% in Abhängigkeit von der Elektrodenposition im Normierungsansatz „MVC“

Sowohl bei den Handgelenksexensoren als auch beim M. triceps brachii waren die SEM % Differenzen in dem MVC Normierungsansatz gering. Bei den Extensoren lag der SEM % Wert der typischen Ableitung bei 31,3 % und der vergleichbare SEM % Wert für die atypische Ableitung bei 29,6 % (Abbildung 4-29). Der SEM % Wert der typischen Elektrodenposition für den M. triceps brachii war mit

32,6% vergleichbar mit den 32,5% der atypischen Elektrodenpositionierung (Abbildung 4-29).

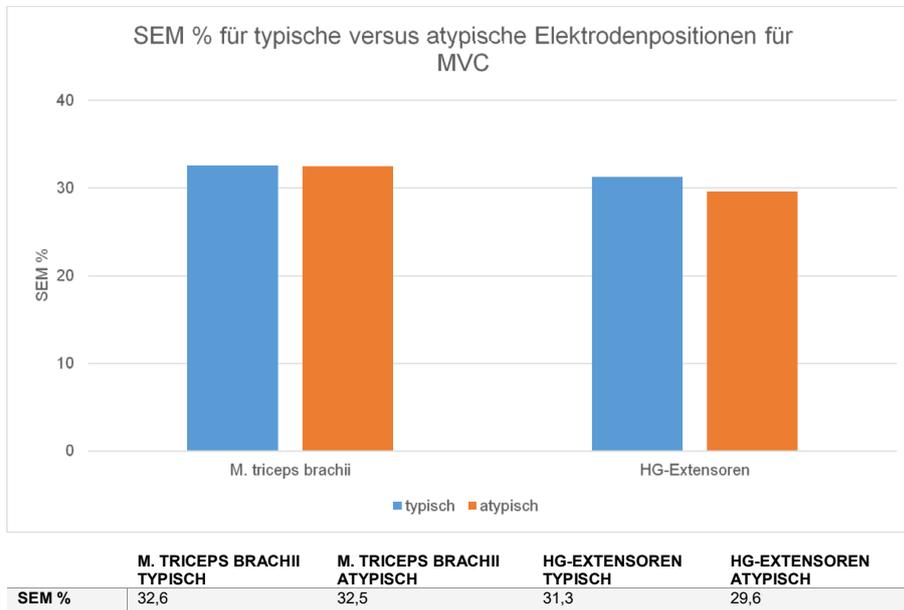
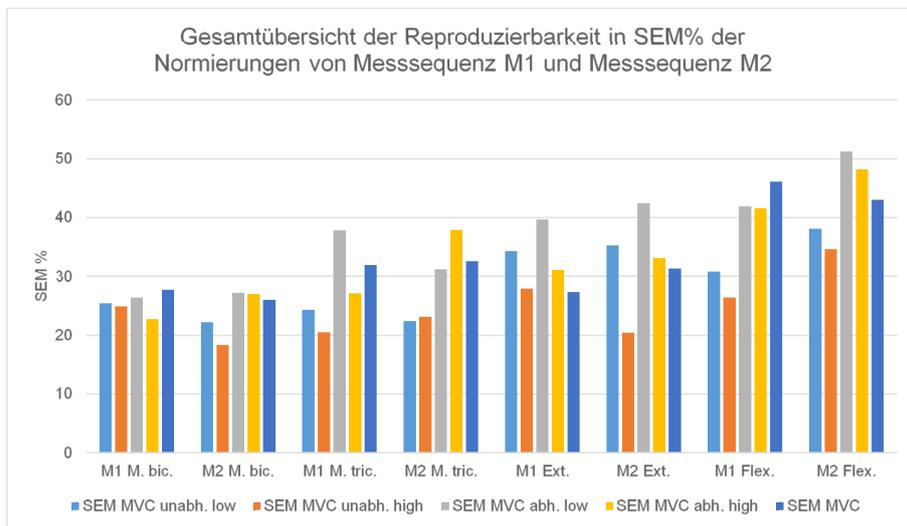


Abbildung 4-29: SEM % für typische versus atypische Elektrodenpositionen für die Maximalkraftnormierung MVC

## 4.8 Vergleich der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung der Messesequenzen M1 und M2

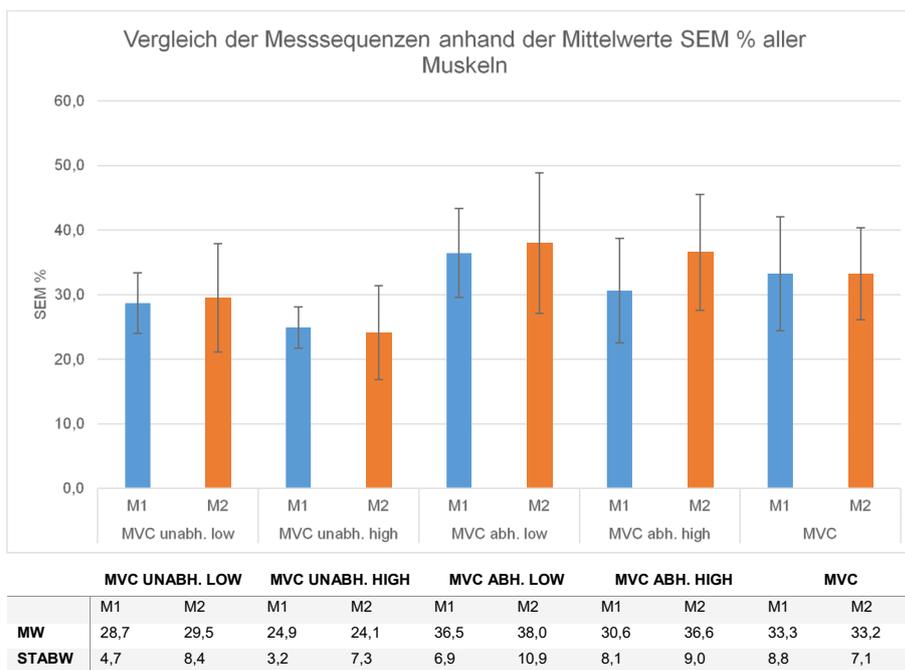


	M1 M. BIC.	M2 M. BIC.	M1 M. TRIC.	M2 M. TRIC.	M1 EXT.	M2 EXT.	M1 FLEX.	M2 FLEX.
SEM % MVC UNABH. LOW	25,4	22,2	24,3	22,4	34,3	35,3	30,8	38,1
SEM % MVC UNABH. HIGH	24,9	18,3	20,5	23,1	27,9	20,4	26,4	34,6
SEM % MVC ABH. LOW	26,4	27,2	37,8	31,2	39,7	42,4	41,9	51,2
SEM % MVC ABH. HIGH	22,7	27	27,1	37,9	31,1	33,1	41,6	48,2
SEM % MVC	27,7	26	31,9	32,6	27,3	31,3	46,1	43

SEM=Standard Error of Measurement; M1=Messesequenz 1; M2=Messesequenz 2; M. tric.=Musculus triceps brachii; M. bic.=Musculus biceps brachii; Ext.=Handgelenksexpressoren; Flex.=Handgelenksflexoren; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig

Abbildung 4-30: Gesamtübersicht der Reproduzierbarkeit in SEM % der Normierungsansätze unter Berücksichtigung der Messesequenzen M1 und M2

In der Vergleichsdarstellung der Mittelwerte der SEM % Werte aller Muskeln für die Messesequenzen waren die Unterschiede eher gering, aber bis auf die Normierung MVC<sup>unabhängig high</sup> und MVC mit schlechterer Reproduzierbarkeit für M2 vergesellschaftet (Abbildung 4-31). Die größten Differenzen mit 6% SEM ergaben sich für die MVC<sup>abhängig high</sup> Referenzkontraktion (Abbildung 4-31).



SEM= Standard Error of Measurement; M1=Messesequenz 1; M2=Messesequenz 2; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; abh.=abhängig; MW=Mittelwert, Stabw=Standardabweichung

Abbildung 4-31: Vergleich der Reproduzierbarkeit der Messesequenzen M1 und M2 anhand der Mittelwerte von SEM% aller Muskeln pro Normierung

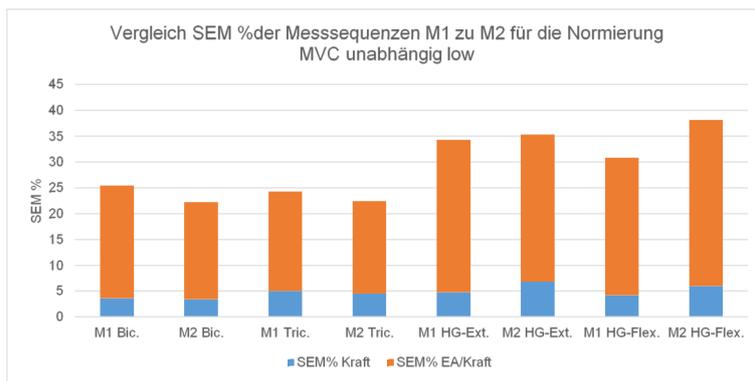
#### 4.8.1 Vergleich des SEM der Messesequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC unabhängig low

Die SEM % Werte der Messesequenzen M1 und M2 der Oberarmmuskeln M. biceps brachii und M. triceps brachii zeigten im maximalkraftunabhängigen Normierungsansatz mit niedriger Kraftintensität einen ähnlichen Verlauf (Abbildung 4-32). Für den M. biceps brachii konnte ein SEM % Wert für M1 von 25,4% erhoben werden und für M2 ein SEM % Wert von 22,2% ermittelt werden. Bei dem M. triceps brachii war ein SEM % Wert von 24,3% für M1 und ein SEM % Wert von 22,4% für M2 zu erheben (Abbildung 4-32). Bei den Unterarmmuskeln Handgelenksexternen und -flexoren steigt der SEM % Wert von Messesequenz M1 zu M2 an. Die Reproduzierbarkeit für die Handgelenksflexoren in M1 ergaben einen SEM % Wert von 30,8 % und für M2 einen SEM % Wert von 38,1 % (Abbildung

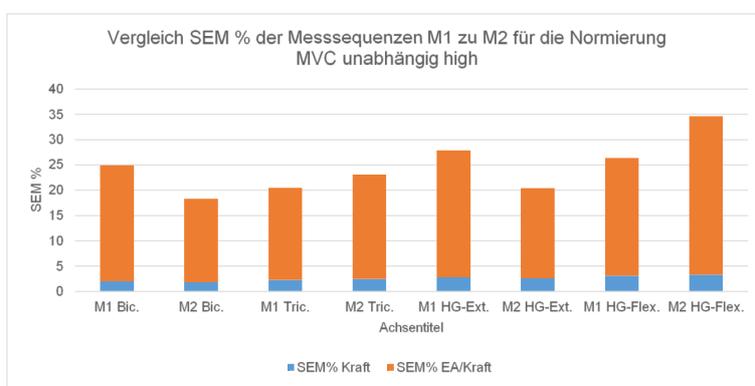
4-32). Für den Vergleich der SEM % Werte der Messsequenzen M1 und M2 der Handgelenksextensoren fanden sich nur geringe Unterschiede von SEM % Werten von 34,3 % für M1 zu M2 mit SEM % Werten von 35,3% (Abbildung 4-32).

#### **4.8.2 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC unabhängig high**

Wie in Abbildung 4-32 dargestellt, wurden für den M. biceps brachii SEM % Werte für die Messsequenz M1 mit 24,9 % errechnet und für die Messsequenz M2 SEM % Werte von 18,3%. Bei Einzelbetrachtung des SEM% EA/Kraft und SEM Kraft ist die Differenz des Gesamt-SEM in % für M. biceps brachii maßgeblich durch den SEM% EA/Kraft bedingt. Der Anteil des SEM Kraft am Gesamt SEM% ist für den M. biceps brachii und auch für die anderen Muskeln bei dieser Normierungsart gering. Für den M. triceps brachii steht für die M1 ein SEM % Wert von 20,5 % einem SEM % Wert für M2 von 23,1 % gegenüber. Bei den Unterarmmuskeln beträgt der Gesamt SEM % Wert für die Handgelenksflexoren in der Messsequenz M1 26,4 % und für die Messsequenz M2 von 35,6%. Für die Handgelenksextensoren war der SEM% für die Messsequenz M1 mit 27,9 % höher als der SEM % Wert für M2 mit 20,4 %. Bei allen Muskeln macht der SEM% Kraft Anteil vom Gesamt SEM% nur einen geringen Teil aus.



	M1 BIC.	M2 BIC.	M1 TRIC.	M2 TRIC.	M1 HG-EXT.	M2 HG-EXT.	M1 HG-FLEX.	M2 HG-FLEX.
SEM% KRAFT	3,6	3,4	5	4,5	4,8	6,8	4,2	6
SEM% EA/KRAFT	21,8	18,8	19,3	17,9	29,5	28,5	26,6	32,1
SEM% GESAMT	25,4	22,2	24,3	22,4	34,3	35,3	30,8	38,1



	M1 BIC.	M2 BIC.	M1 TRIC.	M2 TRIC.	M1 HG-EXT.	M2 HG-EXT.	M1 HG-FLEX.	M2 HG-FLEX.
SEM% KRAFT	2	1,8	2,3	2,5	2,8	2,6	3,1	3,3
SEM% EA/KRAFT	22,9	16,5	18,2	20,6	25,1	17,8	23,3	31,3
SEM% GESAMT	24,9	18,3	20,5	23,1	27,9	20,4	26,4	34,6

SEM= Standard Error of Measurement; M1=Messesequenz 1; M2=Messesequenz 2; MVC=Maximal Voluntary Contraction; unabh.=unabhängig; EA=Elektrische Aktivität; BIC=M. biceps brachii; TRI=M. triceps brachii; HG-Flex=Handgelenksflexoren; HG-Ext.=Handgelenksexstensoren

Abbildung 4-32: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messesequenz M1 und Messesequenz M2 für absolute, submaximale Referenzkontraktionen MVC unabhängig low und MVC unabhängig high mit Darstellung der SEM%-Fraktionen

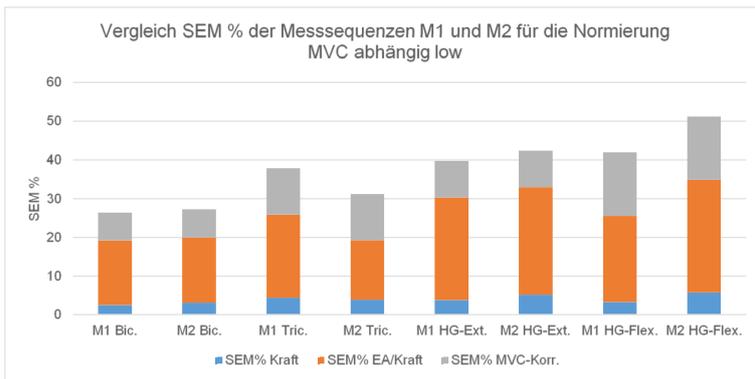
#### 4.8.3 Vergleich des SEM der Messesequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC abhängig low

Der Vergleich des Gesamt SEM % Wertes der Messesequenzen M1 und M2 für den MVC-abhängigen Normierungsansatz mit der geringen Kraftintensität „low“ ergab für den M. biceps brachii nur geringe Differenzen bei einem SEM% Wert von 26,4 % zu 27,2% bei M2 (Abbildung 4-33). Bei Betrachtung des M. triceps

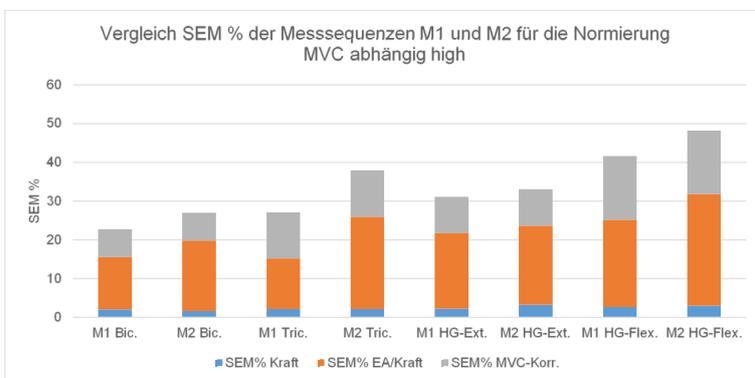
brachii ist diese Differenz zwischen M1 und M2 größer. Der SEM% Wert für die Messesequenz 1 konnte mit 37,8% und mit 31,2 % für M2 berechnet werden (Abbildung 4-33). Bei der Berechnung des SEM% Wertes für die Muskeln des Unterarmes ergab sich für die Messesequenz M1 der Handgelenksflexoren ein SEM % Wert von 41,9% zu 51,2 % für die Messesequenz M2. Der Unterschied des Gesamt SEM % Wertes bei den Handgelenksexternen von M1 zu M2 war mit 39,7 % für M1 zu 42,4 % für M2 geringer als bei den Handgelenksflexoren (Abbildung 4-33). Bei allen Muskeln bis auf den M. biceps brachii hatte der SEM % EA/Kraft an der Differenz von M1 zu M2 bei diesem Normierungsansatz den größten prozentualen Anteil.

#### **4.8.4 Vergleich des SEM der Messesequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz MVC abhängig high**

Im Vergleich der Gesamt SEM% Werte von den Messesequenzen M1 und M2 in der MVC-abhängigen Normierung mit hoher Kraftintensität „high“ zeigt sich in Abbildung 4-33 bei allen Muskeln ein höherer Gesamt SEM% Wert für die Messesequenz M2. Für den M. biceps brachii konnte ein Gesamt - SEM% Wert in Messesequenz 1 von 22,7 % und von 27 % für M 2 ermittelt werden. Bei Betrachtung der Handgelenksflexoren ergaben sich für M1 ein Gesamt SEM% Wert von 41,6 % und für M2 ein SEM % Wert von 48,2 %. Die Handgelenksexternen lagen von den SEM % Werten etwas niedriger als die Handgelenksflexoren mit 31,1 % für M1 und 33,1% für M2. Für den M. triceps brachii wurden Gesamt SEM % Werte für M1 von 27,1 % und für M2 von 37,9 % errechnet.



	M1 BIC.	M2 BIC.	M1 TRIC.	M2 TRIC.	M1 HG-EXT.	M2 HG-EXT.	M1 HG-FLEX.	M2 HG-FLEX.
<b>SEM% KRAFT</b>	2,5	3,1	4,4	3,9	3,8	5,2	3,3	5,8
<b>SEM% EA/KRAFT</b>	16,7	16,9	21,5	15,4	26,5	27,8	22,2	29
<b>SEM% MVC-KORR.</b>	7,2	7,2	11,9	11,9	9,4	9,4	16,4	16,4
<b>SEM% GESAMT</b>	26,4	27,2	37,8	31,2	39,7	42,4	41,9	51,2



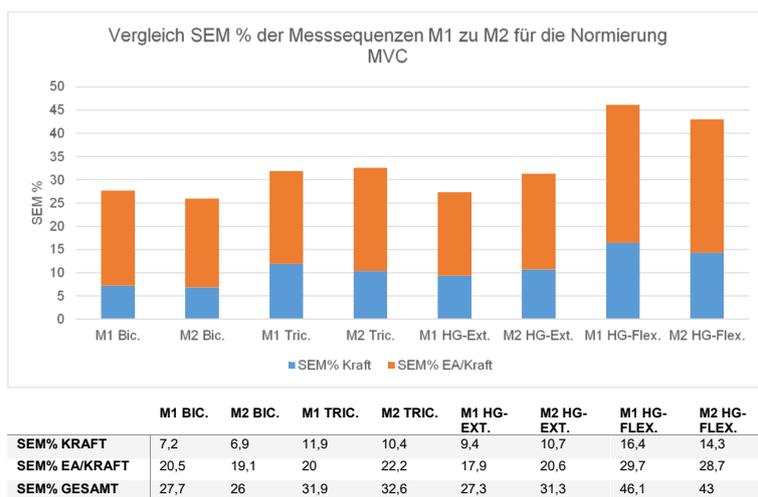
	M1 BIC.	M2 BIC.	M1 TRIC.	M2 TRIC.	M1 HG-EXT.	M2 HG-EXT.	M1 HG-FLEX.	M2 HG-FLEX.
<b>SEM% KRAFT</b>	2	1,6	2,1	2,1	2,2	3,2	2,6	3
<b>SEM% EA/KRAFT</b>	13,5	18,2	13,1	23,9	19,5	20,5	22,6	28,8
<b>SEM% MVC-KORR.</b>	7,2	7,2	11,9	11,9	9,4	9,4	16,4	16,4
<b>SEM% GESAMT</b>	22,7	27	27,1	37,9	31,1	33,1	41,6	48,2

SEM= Standard Error of Measurement; M1=Messesequenz 1; M2=Messesequenz 2; MVC=Maximal Voluntary Contraction;; abh.=abhängig; EA=Elektrische Aktivität; BIC=M. biceps brachii; TRI=M. triceps brachii; HG-Flex=Handgelenksflexoren; HG-Ext.=Handgelenksexensoren; MVC-Korr=Korrekturfaktor für Maximal Voluntary Contraction (SEM von M1 MVC an Testtag1)

Abbildung 4-33: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messsequenz M1 und Messsequenz M2 für relative, submaximale Referenzkontraktionen MVC abhängig low und MVC abhängig high mit Darstellung der SEM%-Fraktionen

### 4.8.5 Vergleich des SEM der Messsequenzen M1 und M2 für den Normierungsansatz „MVC“

Bei dem Vergleich der SEM% Werte von Messsequenz M1 zu M2 in dem MVC Normierungsansatz (Abbildung 4-34) konnten für die Oberarmmuskulatur M. biceps brachii SEM % Werte von 27,7 % für M1 und SEM % Werte von 26 % für M2 errechnet werden. Der SEM % Wert des M. triceps brachii lag mit 31,9 % für M1 und mit 32,6 % für M2 höher als bei der Ableitung des M. biceps brachii. Bei den Unterarmmuskeln konnten SEM % Werte bei den Handgelenksflexoren von 46,1 % für M1 und von 43% für M2 errechnet werden, die höher waren als die SEM % Werte der Handgelenksex tensoren mit 27,3 % für M1 und mit 31,3% für M2.



SEM= Standard Error of Measurement; M1=Messesequenz 1; M2=Messesequenz 2; MVC=Maximal Voluntary Contraction;; abh.=abhängig; EA=Elektrische Aktivität; BIC=M. biceps brachii; TRI=M. triceps brachii; HG-Flex=Handgelenksflexoren; HG-Ext.=Handgelenksex tensoren;

Abbildung 4-34: Vergleich der Reproduzierbarkeit von Messsequenz M1 und Messsequenz M2 für die Maximalkraftnormierung MVC mit Darstellung der SEM%-Fraktionen

## 5 Diskussion

### 5.1 Methodenauswahl

#### 5.1.1 Probandenfallzahl und -auswahl

Für diese Dissertation wurde ein Probandensetting mit ausreichender Fallzahl und möglichst geringen Einflussfaktoren gewählt, damit eine möglichst neutrale und variablen-arme Untersuchung der Normierungsverfahren im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit erfolgen konnte. Die Probandenfallzahl wurde mit Hilfe der Fallzahlberechnung für Reproduzierbarkeitsstudien nach Bland 2010 festgelegt (Kapitel 3.3). Die Auswahl und Zusammensetzung der gesunden Probanden mit gleichen Anteilen normgewichtiger Frauen und Männern, die sich alle im erwerbstätigem Alter befanden, war für eine Arbeit der Grundlagenforschung zielführend. Damit gingen die erhobenen Daten mit ausgeglichener Geschlechtsverteilung in die Analyse ein. Zudem war damit die Grundlage geschaffen, die Unterschiede der Reproduzierbarkeit der Normierungsverfahren unter Gender-Aspekten darzustellen. Die für die Studie und damit auch für meine Dissertation geltenden Ein- und Ausschlusskriterien haben ein möglichst beschwerdefreies, gesundes und leistungsfähiges Kollektiv selektiert, passend für eine Fragestellung aus der Grundlagenforschung.

Ob das Ausschlusskriterium eines pathologischen BMI geeignet ist, um die Störanfälligkeit von OEMG-Signalen durch die Dicke der subkutanen Fettschicht (Merlo und Campanini 2010) zu reduzieren, ist in Frage zu stellen. Der BMI beschreibt nur das Verhältnis von Körpergewicht zu Körperoberfläche ohne jegliche Aussage zum Körperfettanteil. Hier wäre eine direkte Messung der Dicke der subkutanen Fettschicht z. B. mit Calipers oder durch Bioimpedanz-Messverfahren eventuell aussagekräftiger.

Die Transposition dieser Ergebnisse als Grundlage für Normierungsempfehlungen in praktischen Fragestellungen z.B. der Arbeitsmedizin könnte durch die Pro-

bandenauswahl beeinflusst werden. Bei zunehmender Häufigkeit von Zivilisationserkrankungen, hohen Krankenständen in Produktionsunternehmen und der Kenntnis, dass muskuloskelettale Erkrankungen die meisten Arbeitsunfähigkeitstage verursachen (Nöllenheidt und Brenscheidt 2016), muss man die Annahme von gesunden, beschwerdefreien Beschäftigten in einem Alter zwischen 18 und 67 Jahren als kritisch hinterfragen. Dies würde sich bei vorhandenen Schmerzen insbesondere auf die Maximalkraftnormierung auswirken (Attebrant et al. 1995, Soderberg und Knutson 2000, Ha et al. 2013). Ob sich die Reproduzierbarkeit der Normierungsarten in einem Studiendesign mit einem Probandenkollektiv, das durchschnittlichen arbeitsfähigen Produktionsmitarbeitern entspricht, von den Ergebnissen dieser Studie unterscheidet, erfordert eine weitere wissenschaftliche Untersuchung.

### **5.1.2 Befragungsinstrumente**

Die Notwendigkeit einer Standardisierung von Befragungsinstrumenten zur Erhebung von muskuloskelettalen Beschwerden, um epidemiologische Studien vergleichen zu können wurde schon 1987 gefordert (Kuorinka et al. 1987b). Aus dieser Forderung entstand der Nordic Musculoskeletal Questionnaire (NMQ) (Kuorinka et al. 1987b). Dieses standardisierte Befragungsinstrument ist geeignet, um reproduzierbare, sensitive Aussagen zu muskuloskelettalen Beschwerden (Palmer et al. 1999, Descatha et al. 2007) und zur Identifizierung von chronischen und rezidivierenden Rückenbeschwerden im arbeitsmedizinischen Kontext (Takekawa et al. 2015, Caffier et al. 1999) zu machen. Die deutsche Version des standardisierten NMQ, der Nordische Fragebogen, wurde hinsichtlich Reliabilität und Validität anhand der Erhebung des Einflusses von physischer Arbeitsbelastung untersucht und bestätigt (Hollmann et al. 1999). Die Detektion von muskuloskelettalen Beschwerden ist insbesondere für die MVC - Normierung von Relevanz, da neben der Motivation der Probanden, vor allem das Vorliegen von muskuloskelettalen Beschwerden wie Schmerzen, Verletzungen und Bewegungseinschränkung zur Beeinflussung der Reproduzierbarkeit dieses Normierungsansatzes führen können (Attebrant et al. 1995, Soderberg und Knutson 2000, Ha et al. 2013). Die Verwendung der deutschen Version des Nordischen Fragebogens

war für die Erhebung von vorliegenden muskuloskelettalen Beschwerden des Probandenpools geeignet und sollte sicherstellen, dass nur „gesunde“ Probanden ohne Beschwerden der Wirbelsäule und des Hand-Arms-systems in die Studie eingesteuert wurden. Hierbei war die Differenzierung von akuten, intermittierenden und chronischen Beschwerden unerheblich.

Eine potentielle Fehlerquelle dieses Verfahrens in unserem Studiendesign könnte die Verwendung des Nordischen Fragebogens nur an einem Testtag (Tabelle 3-2) sein, da zwischen den Testtagen Zeiträume von zwei bis zu sieben Tagen liegen. In dieser Zeit können durchaus relevante Veränderungen und Beschwerden des muskuloskelettalen Systems aufgetreten sein, die zu einer Beeinflussung und Einschränkung gerade der Maximalkraftmessung hätten führen können. Eine mögliche Auswirkung dieses Effektes auf meine Untersuchung wird sich in der Reproduzierbarkeit als Anteil des Standard Error of Measurement (SEM) der Maximalkraft-Normierung darstellen, ohne diesen Anteil genau definieren zu können. Eine Folgestudie identischen Aufbaus mit Verwendung des Nordischen Fragebogens vor jedem Testtag, zum Ausschluss von zwischen den Testtagen neu aufgetretenen Beschwerden, könnte diesen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit von MVC klären.

### **5.1.3 Muskulatur**

Muskeln unterscheiden sich in Anzahl und Größe ihrer motorischen Einheiten entsprechend ihres physiologischen Aufbaus und ihrer Funktion, was sich im Oberflächen-Elektromyographie-Rohsignal widerspiegelt. Einerseits in unterschiedlichen Amplituden des Rohsignals, wobei höhere Amplitude auch höhere muskuläre Innervation bedeutet und des Frequenzspektrums des Rohsignals mit niedrigen Frequenzen bei großen motorischen Einheiten und hohe Frequenzen bei kleinen motorischen Einheiten (Steinhilber et al. 2013). Einschränkend muss erwähnt werden, dass der Zusammenhang von Amplitude zu Innervation nur gilt, wenn die Probanden einen normalen Körperfettanteil haben, da die Dicke der subkutane Fettschicht ebenfalls einen bedeutenden Einfluss auf die Amplitude

hat (Merlo und Campanini 2010). Dies muss bei der Oberflächenelektromyographie von Muskeln beachtet werden. Die Methodik der Oberflächenelektromyographie wird für die verschiedensten Muskelgruppen benutzt, wobei nach (Steinhilber et al. 2013) die Auswahl der untersuchten Muskeln und die Methodik der Studie an die Fragestellung angepasst werden sollte. In der Literatur findet man viele Studien, die bei elektromyographischen Untersuchungen des Hand-Arm-Systems vor allem in arbeitsmedizinischen und ergonomischen Fragestellungen die OEMG-Daten normieren. Das hierbei favorisiert verwendete Normierungsverfahren ist die MVC-Normierung.

In dieser Studie wurden für die Überprüfung der Reproduzierbarkeit von isometrische Normierungsverfahren zwei Muskelgruppen gewählt, die sich anatomisch und physiologisch unterschieden. Einerseits große, gut abgrenzbare Muskeln mit großen motorischen Einheiten, M. biceps brachii und M. triceps brachii, andererseits kleinere Muskeln mit kleinen motorischen Einheiten, wie Handgelenksexpressoren und -flexoren.

In der Literatur wurden unterschiedliche Beobachtungen bei der Reproduzierbarkeit von Normierungsansätzen gemacht. Die korrespondierenden Studien waren dabei allerdings in ihrem Studiendesign oftmals schwer vergleichbar, auch hinsichtlich der Auswahl der untersuchten Muskulatur. Es sind Studien über Beinmuskeln (Knutson et al. 1994, Rainoldi et al. 2001, Bolgla und Uhl 2007, Norcross et al. 2010, Albertus-Kajee et al. 2010), über Arm- und Schultermuskeln (Hansson et al. 2000, Ha et al. 2013, McDonald et al. 2017), die Nackenmuskulatur (Falla et al. 2002) etc. mit unterschiedlichen Ergebnissen und inkonstanten Empfehlungen durchgeführt worden. In einer Untersuchung der Nackenmuskulatur konnte als Ergebnis eine höhere Reproduzierbarkeit für die isometrische MVC-Normierung im Gegensatz zu submaximalen isometrischen Referenzkontraktionen dokumentiert werden (Netto und Burnett 2006, Burnett et al. 2007). Im Gegensatz dazu konnte bei Untersuchung der Rumpfmuskulatur einen Vorteil in der Reproduzierbarkeit bei Normierung mit isometrischen submaximalen Kontraktionen gegenüber dem MVC-Normierungsansatz beschrieben werden (Dankaerts et al. 2004). Die Reproduzierbarkeit von OEMG-Untersuchungen der Nackenmuskeln

bei Frauen mit und ohne Nackenbeschwerden wurde im Rahmen einer Studie untersucht mit besseren Ergebnissen für die submaximale Referenzkontraktionen im Vergleich zu MVC (Cid et al. 2017). Dies sind nur einige Beispiele für diskrepante Ergebnisse von Studien zur Reproduzierbarkeit von Normierungen, allerdings wurden die Ergebnisse auch an unterschiedlichsten Muskelgruppen erhoben. Damit stellt sich die Frage, ob die Ergebnisse dieser Arbeit, die ja als Grundlagenforschung zu betrachten ist, nur Aussagen über die Reproduzierbarkeit der isometrischen Normierungsarten für die Muskulatur des Hand-Arm-Systems erlaubt, oder unabhängig von der untersuchten Muskelgruppe als generelle Normierungsempfehlung angesehen werden kann. Eine Studie mit gleichem Studiendesign an anderen Muskelgruppen könnte hier Sicherheit geben.

#### **5.1.4 Messstation**

Die für die Studie entwickelte Messstation basiert bezüglich der Position des Hand-Arms-Systems bei der isometrischen Messung auf der Empfehlung der SENIAM Group (<http://seniam.org>). Es wurden Empfehlungen erarbeitet, die die Testpositionen für die MVC-Messung der jeweiligen Muskelgruppen, die Winkelpositionen und die Dauer bzw. Wiederholungsfrequenz festlegten (Konrad 2005). Die Standardisierung von Analysen mittels Oberflächenelektromyographie und damit die Kenntnis und Berücksichtigung über potentielle Einflussfaktoren, mit dem Ziel zwischen Probanden, Studien und wiederholten Messungen Vergleichbarkeit herstellen zu können, wird gefordert (Konrad 2005, Contreras et al. 2015). Die in dieser Studie verwandte Messstation berücksichtigt diese Forderungen, sowohl was Testposition, Kraftmessung und auch visuelle Rückmeldung für den Probanden über die erbrachte Kraft betrifft. Letzteres wurde als Maßnahme zur Reduktion der Variabilität bei submaximalen Normierungsansätzen (Burnett et al. 2007, Ha et al. 2013) und auch der Maximalkraftnormierungen beschrieben (Fischer et al. 2010).

### **5.1.5 Datenerhebung und -verarbeitung**

Die für jeden Probanden und Phase händisch durchgeführte Definition der Phasen zur Kennwertberechnung mit dem Programm „Sabcom“, ermöglichte die optische Überprüfung der erhobenen Daten. Damit konnten unvollständige oder fehlerhafte Messungen besser erkannt und eliminiert werden, bevor sie in die weitere Analyse der Oberflächen-EMG Daten eingingen. Diese Überprüfung entsprach einem klar vorgegebenen Prozess, wurde durch Kontrolluntersuchungen der gleichen Daten von unterschiedlichen Untersuchern zum Ausschluss von Fehlern gegenkontrolliert, bleibt aber dennoch ein untersucherabhängiges Verfahren und bedarf einer Qualifizierung. Für eine Grundlagenstudie ist dieses doch zeitlich und technisch aufwendige Verfahren durchführbar, für eine Anwendung im klinischen oder praktischen Anwendungsbereich sollte dieses Verfahren durch Soft- und Hardwarelösungen praktikabler und prozesssicherer gestaltet werden.

## **5.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei unterschiedlichen Normierungsansätzen von OEMG an unterschiedlichen Muskelgruppen des dominanten Armes?**

Es gibt in der Literatur viele Studien, die Oberflächenelektromyographien als Kriterium für muskuläre Belastung, Beanspruchung und Ermüdung einsetzen. Um Oberflächenelektromyographien zwischen Muskeln, Untersuchungstagen, Individuen etc. vergleichbar machen zu können, müssen die elektromyographischen Daten in ein Verhältnis zu einem Referenzwert gesetzt, sprich normiert werden (Soderberg und Knutson 2000, Bolgla und Uhl 2007). Es werden dazu verschiedene isometrische Normierungsansätze verwandt, einerseits die isometrische Maximalkraftbasierte MVC-Normierung, die die isometrische Maximalkraft als Referenzkontraktion festgelegt, andererseits die submaximalen, isometrischen Referenzkontraktionen (RVC). Die erhobene elektrische Aktivität einer bestimmten Studienaufgabe wird dann mit der verwandten Normierungsmethode in Beziehung gesetzt, als Prozent der elektrischen Aktivität der Referenzkontraktion.

Bei MVC-Normierung als %MVE, bei RVC entsprechend als %RVE angeben (Mathiassen et al. 1995). Die Normierungen mit submaximalen isometrischen Referenzkontraktionen können noch weiter differenziert werden in MVC-unabhängige Referenzkontraktion mit einer definierten Belastung und in MVC-abhängige Referenzkontraktionen mit relativem Kraftaufwand, der einem prozentualen Anteil der individuellen MVC entspricht (Steinhilber et al. 2013).

Die Aussagen der Studien zu der Reproduzierbarkeit der Normierungsverfahren oder gar Empfehlungen sind kritisch zu hinterfragen, da die Studiendesigns hinsichtlich der untersuchten Muskeln und/oder Muskelgruppen, des Probandenkollektiv, der Art der Referenzkontraktion (isometrisch, isokinetisch, dynamisch), der Art der Kraftmessung, der Gelenkwinkel und des Genderaspektes sehr heterogen imponieren und einen Vergleich nur bedingt möglich machen (Burden 2010). In dieser Studie wurde versucht, das immer wieder geforderte Streben nach Standardisierung in der Oberflächenelektromyographie (Konrad 2005, Steinhilber et al. 2013, SENIAM group 1996) umzusetzen.

### **5.2.1 Ist das etablierte Normierungsverfahren der Maximalkraftnormierung MVC den submaximalen Referenzkontraktionen in der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte überlegen?**

Die isometrische Maximal Voluntary Contraction „MVC“ wird in vielen Studien als die am häufigsten genutzte Normierung für die Oberflächenelektromyographie unterschiedlichster Muskelgruppen benannt (Soderberg und Knutson 2000, Burnett et al. 2007, Steinhilber et al. 2013, Tabard-Fougère et al. 2017). So wurde in der Untersuchung des M. quadriceps mittels Oberflächen-EMG für die MVC-Normierung eine hohe Reproduzierbarkeit festgestellt (Rainoldi et al. 2001, Norcross et al. 2010). In Studien mit elektromyographischen Untersuchung der Hüftmuskulatur bei gesunden Probanden sollte wegen der hohen Reliabilität der Messungen auch weiterhin die isometrische MVC Normierung verwandt werden (Bolglia und Uhl 2007).

In dieser Studie konnte bei Darstellung der Reproduzierbarkeit als Mittelwert der SEM% aller Muskeln in der MVC Normierungen kein Vorteil der Maximalkraft als Referenzkontraktion gegenüber der Normierung mit absoluten submaximalen Referenzkontraktion ( $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$ ) dargestellt werden. Allerdings hat die MVC Normierung einen niedrigeren, also besseren SEM%-Mittelwert als die relativen submaximalen Referenzkontraktionen ( $MVC^{\text{abhängig low}}$  und  $MVC^{\text{abhängig high}}$ ) (Abbildung 4-15).

Dieses Bild bestätigt sich auch in der detaillierten Betrachtung der Normierungsarten unter Einzelbetrachtung der untersuchten Muskeln. Die Maximalkraftnormierung MVC zeigte eine niedrigere Reproduzierbarkeit beim M. biceps brachii, M. triceps brachii und den Handgelenksflexoren im Vergleich zu den absoluten submaximalen Referenzkontraktionen ( $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$ ) (Abbildung 4-16). Einzig der Vergleich der Normierung  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  mit der MVC-Normierung bei den Handgelenksextensoren führte bei der MVC Normierung zu einer besseren Reproduzierbarkeit (Abbildung 4-16).

Der Vergleich von isometrischen MVC Normierungen mit relativen submaximalen Referenzkontraktionen mit 30% und 50% der MVC des M. triceps brachii ergab eine verbesserten Reliabilität für die submaximalen isometrischen Referenzkontraktionen (Yang und Winter 1983). In den Ergebnissen dieser Studie konnte dies nur für die relative submaximale Referenzkontraktion des M. triceps brachii mit geringerem Belastungsanteil  $MVC^{\text{abhängig low}}$  mit einem gering niedrigerem SEM-Wert gegenüber der MVC-Normierung nachvollzogen werden. Die  $MVC^{\text{abhängig high}}$  Normierung hatte allerdings eine schlechtere Reproduzierbarkeit als die MVC-Normierung.

Allison et al. (1998) haben in der Untersuchung von isometrischen, submaximalen Referenzkontraktionen und Maximal Voluntary Contraction, „MVC“ anhand der Bauchmuskulatur ebenfalls Vorteile der Reproduzierbarkeit für die Normierungsansätze mit submaximalen Belastungen gefunden.

Knutson et al. 1994 beschrieben in ihrer Studie für die Unterschenkelmuskulatur als Normierungsverfahren mit der höchsten Reproduzierbarkeit von Wiederholungsmessungen innerhalb eines Tages die MVC-Normierung.

Albertus-Kajee et al. 2010 hatte in seiner Untersuchung von alternativen Normierungsmethoden anhand des Radfahrens für die isometrische MVC-Normierung die höchste intraindividuelle Variabilität beschrieben. Dabei vermutete Albertus-Kajee et al. 2010, dass die Normierungsansätze mit Maximalkräften durch das Verhältnis von Krafterzeugung und Kraftvariabilität bedingt seien, wobei höhere Kräfte mit höherer Variabilität einhergehen würden. Eine erhöhte intraindividuelle Variabilität würde eine schlechtere Reproduzierbarkeit bedingen. Diese Argumentation ist bei Betrachtung dieser Daten bedingt nachvollziehbar, da die höchsten Kräfte in der MVC-Normierung beim M. biceps brachii und M. triceps brachii auftraten (Abbildung 4-3), die SEM% Werte bei Normierung mit MVC jedoch nicht zwangsläufig mit der geringsten Reproduzierbarkeit einhergingen (Abbildung 4-19).

Clarys et al. 2010a beschrieb in seiner Arbeit die isometrische MVC Normierung als die am meisten verwandte Normierungsart, bestätigt dabei auch deren Anwendbarkeit als Normierungsverfahren. Clarys et al. 2010a sah aber Einschränkungen der MVC Normierung in der Anwendbarkeit bei dynamischen Fragestellungen, da hier durch das Zusammenspiel von Muskelgruppen der eigentliche MVC überschritten werden kann.

Baratta et al. 1998 zeigte eine Beeinflussung der Reproduzierbarkeit der MVC-Normierung durch Training, da die MVC-Kraftwerte sich um 30% unterscheiden können, je nachdem ob man als Proband in die Technik der Maximalkrafterzeugung eingewiesen wurde. In unserer Studie wurden die Probanden über den Versuchsablauf informiert und hatten mit der Messsequenz M1 die Möglichkeit zu üben, bevor die zur Analyse verwandte Messsequenz M2 durchgeführt wurde. Eine Beeinflussung der MVC-Normierung durch diesen Faktor erschien durch diese Art der Testtaggestaltung mit Messung nach einem an jedem Testtag erfolgten Probelauf unwahrscheinlich.

Burnett et al. 2007 wies in seiner Studie darauf hin, dass die Reproduzierbarkeit von der Implementierung eines visuellen Feedbacks bei den relativen, submaximalen Referenzkontraktionen der Hals-/Nackmuskulatur beeinflusst wird. Unter Verwendung der visuellen Rückmeldung entspräche dann die submaximale Normierung mit 60% MVC von der Reliabilität her fast einer MVC-Normierung. (Burnett et al. 2007). Lee und Jo 2016 beschreiben bei OEMG-Untersuchung des M. biceps brachii mittels Maximalkraftnormierung einen zu berücksichtigenden Effekt des Respirationszustands des Probanden auf die Reproduzierbarkeit des supinierten M. biceps brachii.

Die genannten Literaturstellen zeigen gut das inhomogene Meinungsbild der MVC Normierung, die sich hinsichtlich der Reproduzierbarkeit, den untersuchten Muskeln, den qualitativen Kraftarten etc. unterscheiden.

Fazit: Anhand der ausgewerteten Daten dieser Arbeit, kann eine klare Vorreiterstellung und Überlegenheit der Maximalkraft-Normierung gegenüber den submaximalen Referenzkontraktionen in der Reproduzierbarkeit der Referenzwerte von Oberflächen-Elektromyographien unter Berücksichtigung der untersuchten Muskeln (Ellenbogenextensoren,-flexoren, Handgelenkextensoren und -flexoren) nicht eindeutig festgestellt werden. Bei dem Vergleich der Reproduzierbarkeit der Maximalkraftnormierung zu submaximalen Referenzkontraktionen ist die weitere Differenzierung in maximalkraftunabhängige und maximalkraftabhängige Normierungsverfahren für das Ergebnis notwendig. Zudem muss berücksichtigt werden, dass dieser Normierungsansatz wegen der beschriebenen Limitierungen des Verfahrens nicht bei allen Probandengruppen einsetzbar ist.

### **5.2.2 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte bei Normierung von OEMG mit submaximalen Referenzkontraktionen in Bezug auf die MVC-Abhängigkeit und die Kraftintensitäten?**

Als Normierungsansatz werden in Studien zur Normierung von Oberflächen-Elektromyographien häufig submaximale Referenzkontraktionen als Verfahren

verwendet. Die submaximalen Referenzkontraktionen können in relative und absolute submaximale Referenzkontraktionen unterschieden werden. Bei den absoluten submaximalen Referenzkontraktionen wird eine definierte Kraft vom Muskel gefordert (z. B. Erreichen einer Kraft in N in einer Messapparatur mit visueller Rückmeldung) oder dem Muskel ein definiertes Gewicht (z.B. 1 kg Gewicht) angeboten wird. Diesen Gewichtsbelastungen ist gemein, dass sie keinen Zusammenhang zur Maximalkraft des Muskels herstellen. Die absolute, submaximale Referenzkontraktion berücksichtigt nicht die individuelle muskuläre Belastbarkeit und Leistungsfähigkeit. Die relativen, submaximalen Belastungen sind von der individuellen, vorher ermittelten Maximalkraft des Muskels abhängig, da sie als prozentualer Anteil der Maximalkraft auf den Muskel einwirken. Damit besteht zwischen der geforderten Belastung und der individuellen Maximalkraft ein Zusammenhang, der sich in unterschiedlichen individuellen errechneten Kraftforderungen an die Probanden ausdrückt.

So berichteten Halaki und Gi 2012 von verschiedenen submaximalen isometrischen Belastungsansätzen zur Normierung von OEMG-Signalen, die als absolute submaximale Belastung wie z.B. durch das Halten eines definierten Gewichtes oder als relative submaximale Referenzkontraktion einen prozentualen Anteil der individuellen Maximalkraft eingesetzt werden.

In der durchgeführten Literaturrecherche benutzt der überwiegende Teil der Studien die MVC abhängigen relativen submaximalen Referenzkontraktionen als Normierungsansatz (Yang und Winter 1983, Attebrant et al. 1995, Luca 1997, Allison et al. 1998, Finucane et al. 1998, Kollmitzer et al. 1999, Ha et al. 2013).

Hansson et al. 2000 und Bao et al. 1995 haben für die MVC unabhängige, absolute, submaximale Referenzkontraktion ein Ein-Kilogramm-Gewicht verwendet. Allison et al. 1993 normierte mit einem Gewicht von 2,3 kg als absolute, submaximale Referenzkontraktion. Durch die Verwendung von definierten Gewichten, die keine Varianz in der Gewichtsbelastung über die Testtage beinhalteten, musste der SEM%-Wert für die Kraft nicht berücksichtigt werden.

Eine andere Art der submaximalen Normierung, die allerdings weder in die Kategorie relative, submaximale MVC-abhängige Referenzkontraktion noch in die absolute, submaximale MVC-unabhängige Normierung passt, wurde von Dankaerts et al. 2004 verwandt. Dafür ließ er die Probanden auf dem Rücken liegend die Hüfte zu 45 Grad gebeugt, die im Kniegelenk 90 Grad gebeugten Beine 1 cm über den Boden für 3 Sekunden halten.

**Absolute, submaximale isometrische Referenzkontraktionen ( $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$ ):**

Die Untersuchungsergebnisse dieser Arbeit zeigten bei den absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  bei den Ellenbogenflexoren und -extensoren (M. biceps brachii, M. triceps brachii) die niedrigsten SEM % Werte aller untersuchten Normierungen unabhängig von den Kraftintensitäten (Abbildung 4-16; Abbildung 4-17). Dies entsprach auch den Erkenntnissen von Hansson et al. 2000, der einen Vorteil der absoluten, submaximalen Referenzkontraktion gegenüber der MVC Normierung beschrieben hatte. In der Untersuchung der Unterarmmuskulatur konnten für die Handgelenksflexoren in beiden Kraftfraktionen die niedrigsten SEM% Werte im Vergleich zu den anderen Normierungen gefunden werden. Bei den Handgelenksexpensoren war der Trend nur teilweise, nämlich nur für die  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  Normierung mit 60 N nachweisbar. In der  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  Normierung mit 30 N lagen die SEM% Werte über denen der relativen submaximalen Referenzkontraktionen mit hohen Kraftanteilen  $MVC^{\text{abhängig high}}$  und der MVC Normierung, aber unterhalb der  $MVC^{\text{abhängig low}}$  Referenzkontraktion mit 40 % MVC Kraftanteil (Abbildung 4-16).

Trotz der höheren Reproduzierbarkeit dieses Verfahrens im Vergleich zu den anderen Normierungsansätzen sind nach Halaki und Gi 2012 basierend auf der MVC - Unabhängigkeit Limitierungen der Methode zu bedenken. Halaki und Gi 2012 sahen Einschränkungen in der Vergleichbarkeit zwischen Muskeln, Tätigkeiten und Individuen, da die Belastung zwar für jeden Probanden identisch ist, ohne dass aber ein Verhältnis zwischen der untersuchten Belastung und der individuellen muskulären Beanspruchung hergestellt wird. Für eine Beanspruchungsanalyse ist dieses Normierungsverfahren nicht geeignet.

Die in dieser Studie durchgeführte absolute, submaximale Referenzkontraktion erfolgte durch das Einfordern einer vom Probanden aufzubringenden Kraft. Die jeweils aufgebrauchte Kraft wurde simultan als visuelle Kontrolle an den Probanden zurückgemeldet. Dadurch waren, im Gegensatz zu definierten Belastungen, wie z.B. ein 1 kg-Gewicht, Schwankungen in der Erreichung dieser Belastung möglich, die sich in dem SEM-Kraft Wert (Formel 2) widerspiegeln.

Bei definierten Kräften, die bei Wiederholungsmessungen in identischer Form der Kraft auf den Probanden einwirken, würde der Einfluss des Kraftanteils des SEM am Gesamt-SEM nicht mehr relevant sein. Da die absolute, submaximale Normierung durch Verwendung einer definierten, auf den Probanden wirkenden Kraft in dieser Studie nicht durchgeführt wurde, kann dieser Sachverhalt durch dieses Studiensetting nicht aufgelöst werden. Eine Studie, die die Reproduzierbarkeit von absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen durch unterschiedliche definierte Kraftqualitäten (fixes Gewicht versus visuell rückgemeldete Kraft in N) vergleicht, könnte durch Hinweise auf eine höhere Reproduzierbarkeit für ein jeweiliges Verfahren weitere Prozessstabilität in die OEMG-Messung bringen. Allerdings wäre eine Messung in einer dieser standardisierten Messeinheit ähnlichem Messgerät (Abbildung 3-2) nicht möglich, so dass möglicherweise andere Variablen (Winkel, Haltung etc.) in den Vordergrund drängen könnten.

**Relative, submaximale, isometrische Referenzkontraktionen (MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup>):**

Dieses relative, submaximale Normierungsverfahren von Oberflächen-Elektromyographien ist im Gegensatz zu den absoluten Normierungsansätzen von der individuellen Maximalkraft der Probanden abhängig. Da die zugrundeliegende Referenz dieser Normierungsart die isometrische Maximalkraft MVC ist, musste die Reproduzierbarkeit auch dieses Verfahrens in der Berechnung der Reproduzierbarkeit der MVC abhängigen Referenzkontraktionen berücksichtigt werden (Formel 1). Fischer et al. 2011 geben in ihrer Arbeit den Einfluss von multiplen Faktoren in der Erhebung der Maximalkraft MVC zu bedenken, wie Trainingseffekte, verbale Anfeuerung durch den Untersucher und visuelles Feedback. Marras und Davis 2001 sehen die Motivation der Probanden als Einflussfaktor. Ha et

al. 2013 bestätigen dies und erwähnen als weiteren wichtigen Faktor auf die MVC Erhebung den Schmerz bzw. die Schmerzfreiheit. Diese Studien sagen etwas über die inter- als auch intraindividuelle Variabilität der Maximalkraft. Durch diese Einflüsse kann die relative, submaximale Referenzkontraktion an mehreren Messtagen durch unterschiedliche Maximalkraftmessungen beim gleichen Probanden schwanken. Der prozentual aufzubringende Kraftanteil bleibt zwar gleich (als % MVC), die resultierende Kraft in N kann aber dementsprechend variieren. Dadurch wird der Zusammenhang und die Beeinflussung der relativen, submaximalen Normierung durch die MVC Messung klar. Was heißt das für die Reproduzierbarkeit? Die Reproduzierbarkeit des Kraftanteils der Maximalkraft muss bei den MVC-abhängigen Normierungen in den Gesamt – SEM% mit einfließen. Also muss zusätzlich zu dem SEM% EA/Kraft und SEM% Kraft der jeweiligen relativen, submaximalen Referenzkontraktion in % der korrespondierende SEM% Kraft der MVC addiert werden (Formel 1). Dass dies ein nicht unerheblicher Anteil am Gesamt SEM % und muskelabhängig ist, kann man Abbildung 4-33 entnehmen. In dieser Studie wurden die prozentualen Kräfte für die MVC-abhängige Normierung basierend auf dem Kraftwert der Maximalkraft (MVC) von Messsequenz 1 an Testtag 1 errechnet und dann auch für die folgenden Testtage verwandt, ohne erneut die MVC und den resultierenden prozentualen Kraftanteil für jeden Testtag zu ermitteln. Die Reproduzierbarkeit erhielt trotzdem durch die Addierung des SEM%-Kraft-Werts der MVC als Korrekturwert Berücksichtigung. Diese notwendige Korrektur führt im Vergleich mit den absoluten, submaximalen Normierungsansätzen ( $MVC^{\text{unabhängig low}}$  und  $MVC^{\text{unabhängig high}}$ ), die keine zusätzliche Korrektur des SEM benötigen, zu deutlich geringerer Reproduzierbarkeit (Abbildung 4-30). Bei Betrachtung ohne MVC-Korrekturwert (SEM Kraft MVC in %), wären die submaximalen Normierungen hinsichtlich der Reproduzierbarkeit vergleichbar (Abbildung 4-32; Abbildung 4-33), aber nicht korrekt.

Die von Yang und Winter 1983 für den Vergleich von MVC und relativen, submaximalen Normierungen in der Oberflächenelektromyographie des M. triceps brachii gefundenen Vorteile in der Reproduzierbarkeit für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen konnte in dieser Arbeit nicht bestätigt werden. Gleich-

ches beschreibt Kollmitzer et al. 1999 für die bessere Reproduzierbarkeit der maximalkraftabhängigen, submaximalen Referenzkontraktionen (50% MVC) im Vergleich zu MVC bei der Oberschenkelmuskulatur. In diesem Fall hätten als Begründungsansatz für die differenten Ergebnisse zu den vorliegenden Ergebnissen dieser Studie die Unterschiede in der untersuchten Muskulatur bzw. Muskelgruppen dienen können. Da diese Ergebnisdifferenzen zu dieser Studie aber auch bei Yang und Winter 1983 auftraten, die ebenfalls den *M. triceps brachii* untersucht haben, ist die Muskulatur als Begründung für die Ergebnisdifferenz nicht plausibel. Ha et al. 2013 beschrieben ebenfalls bei Untersuchung der Schultermuskulatur für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen mit 60% MVC im Vergleich zu den MVC Normierungen einen Vorteil in der Reproduzierbarkeit. Allison et al. 1998 empfahlen in ihrer Studie die Normierungsmethode, auch im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit, entsprechend der Untersuchungsbedingungen auszuwählen, wie z.B. submaximale Referenzkontraktionen bei Untersuchung von Probanden mit Schmerzen. Zudem sollte bei der Interpretation der Daten auf die Unabhängigkeit bzw. Abhängigkeit des untersuchten Muskels von anderen Muskeln bedacht werden. In der Studie von Allison et al. 1998 wurden die Bauchmuskeln als Muskelgruppe untersucht.

Wie in Abbildung 4-16 und Abbildung 4-18 zu sehen, hatten die Normierungsansätze  $MVC^{\text{abhängig low}}$  und  $MVC^{\text{abhängig high}}$  bei der Untersuchung des *M. biceps brachii* nahezu die gleiche Reproduzierbarkeit. Die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen waren im Vergleich zu den absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen und der Maximalkraftnormierung das Verfahren mit der schlechtesten Reproduzierbarkeit für diesen Muskel. Beim *M. triceps brachii* wurden für die Normierung mit der höheren Kraftintensität  $MVC^{\text{abhängig high}}$  die höchsten SEM% Werte, also die niedrigste Reproduzierbarkeit ermittelt, gefolgt von der Maximalkraftnormierung MVC. Die relative, submaximale MVC Normierung mit geringerer Kraftintensität  $MVC^{\text{abhängig low}}$  zeigte die drittschlechteste Reproduzierbarkeit hinter der MVC Normierung. Die beste Reproduzierbarkeit für den *M. triceps brachii* ergaben die absoluten, submaximalen Referenzkontraktionen, wobei die Normierung mit geringem Kraftanteil die geringsten SEM% Werte aufwies (Abbildung 4-16).

Bei Untersuchung der Handgelenksex tensoren und -flexoren konnte für die MVC<sup>abhängig low</sup> Normierung bei beiden Muskelgruppen die geringste Reproduzierbarkeit bei Vergleich mit den anderen Normierungsverfahren nachgewiesen werden (Abbildung 4-16). Bei Betrachtung der Handgelenksex tensoren ergab sich die niedrigste Reproduzierbarkeit für die relative, submaximale Referenzkontraktion mit niedriger Kraftintensität, MVC<sup>abhängig low</sup> und die drittniedrigste Reproduzierbarkeit für MVC<sup>abhängig high</sup>, dazwischen lag nur die absolute, submaximale Referenzkontraktion MVC<sup>unabhängig low</sup> (Abbildung 4-16). Die Normierungsansätze mit der besten Reproduzierbarkeit waren die absolute, submaximale Normierung mit hohem Kraftanteil MVC<sup>unabhängig high</sup>, gefolgt von der Maximalkraftnormierung MVC.

Die Ergebnisse der Reproduzierbarkeit bei Untersuchung der Handgelenksflexoren ergaben ein noch klareres Bild, hierbei konnten für die relativen, submaximalen Normierungen unabhängig von der Kraftintensität MVC<sup>abhängig low</sup> und MVC<sup>abhängig high</sup> die höchsten SEM%-Werte aller anderen Normierungen, sprich die geringste Reproduzierbarkeit errechnet werden. Die MVC Normierung folgte mit den dritthöchsten SEM%-Werten (Abbildung 4-16). Auch bei dieser Muskelgruppe war die relative, submaximale Referenzkontraktion in der Reproduzierbarkeit den anderen Normierungen überlegen, wobei die höhere Kraftintensität „high“ mit niedrigeren SEM-Werten als die Normierungsvariante mit geringere Kraftintensität „low“ einherging.

Fazit: Die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte von submaximalen Normierungsverfahren unterscheiden sich deutlich. Die maximalkraftunabhängigen, absoluten, submaximalen Normierungen hatten überwiegend deutlich geringere SEM % Werte, also eine bessere Reproduzierbarkeit, als die maximalkraftabhängigen relativen, submaximalen Referenzkontraktionen. Zudem konnte in der Reproduzierbarkeit ein Vorteil der höheren Kraftvariante MVC<sup>unabhängig high</sup>, insbesondere für die Unterarmmuskeln, gesehen werden (Abbildung 4-16).

### **5.3 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG unter Berücksichtigung von Gender-Aspekten**

Bei dem Vergleich der Geschlechter als Variable in der Reproduzierbarkeit der Normierungen muss in dieser Studie berücksichtigt werden, dass es sich nicht um „gematchte“ Probandengruppen beider Geschlechter handelt, also gleiche Anzahl von Probanden beiden Geschlechts in gleichem Alter, gleichem BMI etc. Trotzdem war die anthropometrische Zusammensetzung der Geschlechtergruppen vergleichbar (Tabelle 3-1) und unterlag den gleichen Ein- und Ausschlusskriterien.

Die anatomischen und physiologischen Voraussetzung der Geschlechter sind insbesondere bei der Kraft unterschiedlich, so gab Kumar et al. 2001 eine 20 bis 25 % höhere Kraft für die männlichen Probanden im Vergleich zum weiblichen Kollektiv an. Dies wurde von Steinhilber et al. 2013 unterstützt und um die Aussage ergänzt, dass die im Oberflächen-Elektromyogramm gemessene elektrische Aktivität bei gleicher Belastung für Frauen um 30-50% höher sei als bei Männern, da Letztere durch höhere Muskelmasse geringere Kraftintensitäten aufbringen müssen. Cholewicki et al. 2011 hatten die gleiche Beobachtung für die absolute, isometrische Belastung mit 200 N gemacht, allerdings lagen dabei die Differenzen der elektrischen Aktivität nur bei +13 % MVC für die Frauen. Für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen mit 50% Kraftanteil der MVC konnten Cholewicki et al. 2011 keine Geschlechtsunterschiede der elektrischen Aktivität feststellen. Diesen Unterschied zwischen den absoluten, submaximalen und relativen, submaximalen Referenzkontraktionen erklärten Cholewicki et al. 2011 als Effekt der höheren Beanspruchung für die Frauen.

Bezüglich der Kraft bestätigten sich die Aussagen von Kumar et al. 2001, wobei die prozentuale Differenzen für die Maximalkraft für Frauen in dieser Studie nicht nur 20 bis 25%, sondern sogar zwischen 40 und 50 % niedriger lagen als die der Männer (Abbildung 4-12; Abbildung 4-13). Die Differenzen zwischen den Mus-

kelgruppen der Ellenbogenflexoren und -extensoren sowie den Handgelenksflexoren und -extensoren lagen nahe beieinander. Hierbei konnte die größte Differenz mit 44,7% bei den Handgelenksflexoren, gefolgt vom M. biceps brachii mit 43,6%, M. triceps brachii mit 42,9% und den Handgelenksflexoren mit 44,2% errechnet werden.

Hinsichtlich der Aussagen von Steinhilber et al. 2013, dass bei Frauen die elektrische Aktivität bei gleicher Belastung um 30-50% höher ist als bei Männern, ergaben sich differente Ergebnisse. Da nur bei den maximalkraftunabhängigen Normierungsansätzen, im Gegensatz zu den restlichen untersuchten Normierungsverfahren, die gleiche absolute Belastung geschlechtsunabhängig verwendet wurde, wurden ausschließlich diese Ergebnisse betrachtet. Der geschlechtsspezifische Vergleich der Mittelwerte für EA/Kraft ergab für den M. biceps brachii und die Handgelenksflexoren sogar niedrigere EA/Kraft-Werte für Frauen in beiden Kraftintensitäten. Bei den Ellenbogenextensoren und Handgelenksexternen war durchaus eine höhere EA/Kraft für Frauen nachweisbar.

Der Gender-Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Normierungsansätze bei der Oberflächenelektromyographie ist, basierend auf den Untersuchungsergebnissen dieser Studie, eher gering. Der Vergleich der Mittelwerte der SEM % aller Muskeln pro Normierungsverfahren führte bei Darstellung der Reproduzierbarkeit zu der gleichen Einordnung wie die Gender-unabhängige Betrachtung, d.h. höchste Reproduzierbarkeit für maximalkraftunabhängige Normierung, gefolgt von Maximalkraft-Normierung und letztendlich die maximalkraftabhängigen Normierungsansätze (Abbildung 4-21). Im Vergleich zwischen den Geschlechtern haben Frauen eine bessere Reproduzierbarkeit in den Normierungsverfahren mit höheren Kraftintensitäten als Männer, Männer dagegen höhere Reproduzierbarkeit in den Normierungsansätzen mit niedrigen Kraftanteilen (Abbildung 4-21).

In der genderspezifischen Detailbetrachtung der einzelnen Normierungsansätze unter Berücksichtigung der Muskelgruppen zeigt sich kein eindeutiger Unterschied oder Vorteil für einen speziellen Normierungsansatz. Unterschiede der Reproduzierbarkeit zwischen den Geschlechtern konnten bei Betrachtung der untersuchten Muskeln erhoben werden.

Die Ergebnisse des weiblichen Geschlechts zeigten einen niedrigeren SEM% für die Handgelenksex tensoren in fast allen Referenzwerten, nur bei der absoluten, submaximalen Referenzkontraktion mit geringer Kraft  $MVC^{unabhängig\ low}$  ist der SEM% für die Frauen höher (Abbildung 4-20). In der Untersuchung der Handgelenksflexoren konnten für das weibliche Geschlecht in allen Normierungen eine schlechtere Reproduzierbarkeit als für die Männer ermittelt werden. Die größte Differenz der Reproduzierbarkeit bei den Handgelenksflexoren zwischen den Geschlechtern zeigte sich bei dem Normierungsansatz der Maximalkraft MVC (Abbildung 4-20). Bei den Ergebnissen des M. triceps brachii deutete sich eine gewisse Kraftabhängigkeit für die Geschlechter an. Frauen hatten bei den relativen und absoluten, submaximalen MVC mit niedrigen Kraftintensitäten  $MVC^{unabhängig\ low}$  und  $MVC^{abhängig\ low}$  eine geringere Reproduzierbarkeit als die Männer. Bei Referenzkontraktionen mit hohen Kraftintensitäten  $MVC^{unabhängig\ high}$ ,  $MVC^{abhängig\ high}$  und MVC waren im Vergleich zum männlichen Probandenkollektiv niedrigere SEM%-Werte beim M. triceps brachii zu erheben (Abbildung 4-20).

Diese Beobachtung des Einflusses der Kraftintensität auf die Reproduzierbarkeit bei den Geschlechtern konnte bei den anderen Muskeln nicht nachvollzogen werden. Im Falle des M. biceps brachii ergaben sich niedrigere SEM%-Werte für das weibliche Geschlecht bei Normierung mit absoluten, submaximalen Normierung mit geringer Kraftintensität  $MVC^{unabhängig\ low}$  sowie für die  $MVC^{abhängig\ high}$  Normierung. Nahezu identische Ergebnisse für den SEM%-Wert lagen bei  $MVC^{abhängig\ low}$  für beide Geschlechter vor (Abbildung 4-20).

Fazit: Klare genderspezifische Unterschiede in der Reproduzierbarkeit von Referenzwerten von OEMG-Normierungen aus den vorliegenden Ergebnissen zu sehen und daraus Empfehlungen abzuleiten, fällt schwer. Die Reproduzierbarkeit, dargestellt als Mittelwert der SEM % Werte aller Muskeln bezogen auf die verschiedenen Normierungen, ist mit der Reproduzierbarkeit des Gesamtkollektivs ohne Einfluss des Geschlechts vergleichbar. Die Unterschiede der Reproduzierbarkeit werden bei Berücksichtigung der Muskelgruppen und der Betrachtung der

Kraftintensitäten deutlich, Frauen profitieren in der Reproduzierbarkeit von Normierungsarten mit höheren Kraftintensitäten. Dieser Effekt zeigte sich vor allem bei den Ellenbogen- und Handgelenksextensoren.

#### **5.4 Unterscheidet sich die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG aus Sicht der Muskeln/Muskelgruppen?**

Steinhilber et al. 2013 beschrieben, dass bei Untersuchung von Muskeln mittels Oberflächenelektromyographie die Ergebnisse nicht nur als isolierte Ergebnisse des Muskels zu interpretieren sind, sondern auch an den Einfluss anderen mitbeteiligten Muskeln wie Antagonisten und Synergisten gedacht werden muss. Hinzu kommt der unterschiedliche physiologische Aufbau zwischen Muskeln mit großen motorischen Einheiten (wie den Oberarmmuskeln) und Muskeln/Muskelgruppen mit kleinen motorischen Einheiten (wie die Unterarmmuskeln) (Steinhilber et al. 2013). Der anatomische und auch topographische Unterschied zwischen den gut abgrenzbaren Oberarmmuskeln und den topographisch weniger gut abgrenzbaren, feineren Unterarmmuskeln könnte Einflüsse bei der Elektrodenplatzierung und -replatzierung vermuten lassen. Allerdings beschrieben Dankaerts et al. 2004 keinen wesentlichen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit durch Elektrodenrepositionierung, Hashemi Oskouei et al. 2013 bestätigten ebenfalls den geringen Einfluss auf den SEM durch die erneute Applikation von Elektroden. Ein zu beachtender Punkt bei der Ableitung von Oberflächenelektromyographien, insbesondere an kleineren Muskeln mit schlechterer Abgrenzbarkeit zu räumlich eng benachbarten Muskeln, ist der Crosstalk, der Einfluss auf die Ergebnisse des Oberflächenelektromyogramms haben kann (Pfeifer et al. 2003). Selbst bei adäquater Elektrodenplatzierung kann durch angrenzende Muskeln das Ergebnis des vermeintlich untersuchten Muskels verfälscht werden (Luca 1997). Nach Clarys et al. 2010b ist Crosstalk die Erfassung myoelektrischer Aktivität benachbarter Muskeln anstelle oder zusätzlich zu dem untersuchten Muskel. Clarys et al. 2010b sahen Crosstalk als einen festen Einflussfaktor bei der Erhebung von Oberflächenelektromyographien.

Es galt den Einfluss der ausgewählten Muskelgruppe hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Normierungsverfahren gegenüberzustellen, bzw. zu vergleichen. Dazu wurde zunächst die Reproduzierbarkeit als Mittelwert des relativen SEM aller Normierungsverfahren für jede Muskelgruppe errechnet (Abbildung 4-15). In dieser orientierenden Darstellung der Reproduzierbarkeit für jeden Muskel zeigte sich ein Vorteil für die großen Oberarmmuskeln M. biceps brachii und M. triceps brachii, die Muskeln der Handgelenksflexoren und -extensoren waren mit deutlich höheren SEM%-Werte bzw. schlechterer Reproduzierbarkeit vergesellschaftet. Diese Beobachtung war allerdings auch bei der Detailbetrachtung der Reproduzierbarkeit jedes einzelnen Normierungsverfahren für jeden Muskel zu erheben. Der Oberarmmuskel M. biceps brachii zeigte bei allen Normierungsarten höhere Reproduzierbarkeit, wobei der M. triceps brachii bei den submaximalen Normierungsformen mit hohen Kraftanteilen (Abbildung 4-16) und auch bei der MVC - Normierung den Handgelenksexternen in der Reproduzierbarkeit unterlegen war. Die Handgelenksflexoren hatten in allen Normierungsansätzen die schlechteste Reproduzierbarkeit von allen untersuchten Muskeln.

Als mögliche Ursachen für die höhere Reproduzierbarkeit der Ellenbogenextensoren und -flexoren im Vergleich zu den kleinen Muskeln der Handgelenksexternen und -flexoren kommen mehrere Faktoren in Frage.

Einerseits ist die räumliche Nähe und Abgrenzbarkeit zu anderen Muskeln zu bedenken, da die Distanz zu anderen Muskeln und Sehnen (Merlo und Campagnini 2010) zu Beeinflussung des OEMG-Signals durch Crosstalk führen kann. Luca 1997 berichteten, dass bei Untersuchungen an der Beinmuskulatur 17% der elektrischen Aktivität nicht aus dem abgeleiteten Muskel, sondern aus benachbarten Muskeln stammten. Damit wirkt sich der Einfluss von elektrischer Aktivität durch benachbarte Muskeln zusätzlich zu dem eigentlich untersuchten Muskel auf das Ergebnis der Referenzwerte und der Reproduzierbarkeit aus. Diese enge räumliche Nachbarschaft zu anderen Muskeln ist am Unterarm deutlich höher als am Oberarm. Um Crosstalk als Beeinflussungsfaktor weiter zu untersuchen, könnten in einer Studie nicht nur isolierte Muskeln, sondern möglichst die einzelnen Muskeln einer Funktionsgruppe parallel untersucht werden, um

dann die elektrische Aktivität im Sinne eines OEMG-Mappings detaillierter zuordnen zu können. Arjunan et al. 2014 haben bei Untersuchungen des M. biceps brachii zusätzlich den M. triceps brachii und M. brachioradialis abgeleitet, um dann bei Werten größer 5% der MVC des M. biceps brachii die Untersuchung zur Reduktion von Crosstalk zu wiederholen.

Es sollte bei OEMG Untersuchungen daran gedacht werden, dass selbst klar erscheinende Tätigkeiten, die primär einem Muskel zugeordnet werden können, oftmals komplexer sind, und von der Beteiligung zusätzlicher Muskeln abhängen, die in der Untersuchung keine differenzierte Berücksichtigung finden. Dazu müssen gleichzeitig mehrere beteiligte Muskelgruppen abgeleitet werden (Steinhilber et al. 2013).

Als weitere Erklärung sollten die anatomischen Voraussetzungen der einzelnen Muskeln berücksichtigt werden, insbesondere was die Sicherheit eines identischen Ableitortes bei Elektrodenreplatzierung betrifft. Hier sind die großen Muskeln des Oberarmes mit gut erkennbaren anatomischen Landmarks wie die Muskelbäuche zu den Unterarmmuskeln im Vorteil (Steinhilber et al. 2013). Der Einfluss der Elektrodenplatzierung wird im nachfolgenden Kapitel thematisiert.

Die untersuchten Muskelgruppen unterscheiden in ihrem physiologischen Aufbau insofern, als die Oberarmmuskeln mit wenigen, großen motorischen Einheiten anders aufgebaut sind, als die kleineren Unterarmmuskeln mit vielen kleinen motorischen Einheiten. Die EA/Kraft war bei den großen Muskeln des Oberarmes deutlich niedriger als bei den Unterarmmuskeln (Abbildung 4-4; Abbildung 4-5; Abbildung 4-6). Muskeln mit geringerer EA/Kraft wie M. triceps brachii und M. triceps brachii gingen offenbar mit einer höheren Reproduzierbarkeit einher, Muskeln mit höherer EA/Kraft mit einer schlechteren Reproduzierbarkeit. Der Einfluss der EA/Kraft auf die Reproduzierbarkeit wurde auch durch Betrachtung des SEM-EA/Kraft im Vergleich zum SEM-Kraft klarer. Hier waren die SEM-Kraft Werte bei beiden Muskelgruppen (Ober- als auch Unterarmmuskeln) vergleichbar hoch, die SEM EA/Kraft-Werte der Unterarmmuskeln bei den absoluten und relativen, submaximalen Referenzkontraktion lagen im Vergleich zu den Oberarmmuskeln höher (Abbildung 4-32; Abbildung 4-33). Bei der Maximalkraftnormierung waren die

Unterschiede nicht ganz so prägnant (Abbildung 4-34). Als eine potentielle Ursache für einen zunehmenden Messfehler abhängig von der Höhe des Messwertes der erhobenen Variable (Heteroskedastizität), konnte visuell mittels Bland-Altman-Plots ausgeschlossen werden (Abbildung 4-7; Abbildung 4-8).

Fazit: Die Ableitung und Normierung von OEMG-Signalen scheint bei gut abgrenzbaren Muskeln mit wenigen, großen motorischen Einheiten wie bei den Ellenbogenextensoren und -flexoren mit einer höheren Reproduzierbarkeit einherzugehen als kleinere Muskeln mit vielen, kleinen motorischen Einheiten. Die mit Abstand geringste Reproduzierbarkeit war für die Handgelenksflexoren zu beschreiben. Als Ursachen kommen viele Erklärungsansätze wie ableitungsbedingte Einflüsse wie Crosstalk oder anatomische und physiologische Unterschiede der Muskulatur in Frage. Die weitere Ursachenforschung und die Quantifizierung der unterschiedlichen Einflüsse der Muskulatur an der Reproduzierbarkeit von OEMG-Normierungen könnte Thema weiterer Studien sein.

## **5.5 Welchen Einfluss hat die Elektrodenpositionierung auf die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG?**

Es gab in der Vergangenheit zur Qualitätssteigerung und Standardisierung immer wieder die Forderung nach Empfehlungen zur korrekten Elektrodenpositionierung, um insbesondere bei Messwiederholungen mit Repositionierung der Elektroden die dadurch bedingten Messabweichungen zu verhindern (Hermens et al. 2000, Rainoldi et al. 2004, Konrad 2005, Mesin et al. 2009, Merlo und Campanini 2010, Criswell 2011, SENIAM group 1996). Dankaerts et al. 2004 dagegen sahen in ihrer Studie keinen wesentlichen Einfluss der Elektrodenposition auf die Reproduzierbarkeit.

In dieser Studie sind die von der SENIAM group 1996 entwickelten Empfehlungen zur Elektrodenpositionierung beim OEMG in den Standardableitungen der Muskeln berücksichtigt worden. Zusätzlich wurden in dieser Studie an zwei Muskeln (Ellenbogenextensoren und Handgelenksflexoren) atypische Positionen

der Elektroden untersucht. Diese vermeintliche Fehlplatzierung von Elektroden zur Ableitung der Oberflächen-Elektromyographie können bei unsicheren anatomischen Orientierungspunkten, sehr kleinen Muskeln (Steinhilber et al. 2013) oder auch bei Repositionierung der Elektroden bei Wiederholungsuntersuchungen vorkommen. Es galt den Einfluss der Elektrodenposition auf die Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zur Normierung von OEMG zu überprüfen. Die ermittelten Ergebnisse waren allerdings erstaunlich, da insbesondere für den Ellenbogenextensor *M. triceps brachii* die atypischen Ableitungen mit höherer Reproduzierbarkeit einhergingen, als für die Standardableitungsorte (Abbildung 4-25). Dies war sowohl in der Darstellung der Mittelwerte von SEM% für Normierungen pro Ableitort als auch bei Detailbetrachtung der einzelnen Normierungsansätze zu erheben (Abbildung 4-25). Der größte Effekt der Elektrodenposition auf die Reproduzierbarkeit fand sich für die atypische Ableitung des *M. triceps brachii* als niedrigerer SEM%-Wert bei den absoluten und relativen submaximalen Referenzkontraktionen mit hohem Kraftanteil  $MVC^{\text{unabhängig high}}$  und  $MVC^{\text{abhängig high}}$  (Abbildung 4-25; Abbildung 4-27; Abbildung 4-28). Die MVC Normierung unterschied sich in der Reproduzierbarkeit hinsichtlich der Elektrodenposition kaum (Abbildung 4-29).

Für die Handgelenksextensoren konnte im Gegensatz zum *M. triceps brachii* eine höhere Reproduzierbarkeit für die atypischen Elektrodenpositionen nicht bei den hohen Kraftanteilen der absoluten und relativen submaximalen Normierungen, sondern für die niedrigen Kraftanteile  $MVC^{\text{unabhängig low}}$  (Abbildung 4-27) und  $MVC^{\text{abhängig low}}$  (Abbildung 4-28) erhoben werden. Auch bei der Maximalkraftnormierung MVC lagen die SEM%-Werte für die atypische Elektrodenposition niedriger (Abbildung 4-29). Da die Reproduzierbarkeit nach Bland und Altman 1999, Bolgla und Uhl 2007 ein wichtiges Gütekriterium für Messmethoden und für den Methodenvergleich ist, und die Ergebnisse dieser Studie hinsichtlich der Reproduzierbarkeit kontrovers zu den Empfehlungen der Elektrodenpositionierung der SENIAM Groups sind, besteht hier weiterer wissenschaftlicher Untersuchungsbedarf. Ein möglicher Erklärungsansatz wäre, dass die atypischen Elektrodenpositionen gar nicht mehr auf dem originären, zu untersuchenden Muskel platziert

wurden, sondern schon auf einem anderen synergistischen Muskel, der bei den standardisierten Kontraktionen gleichförmiger agierte.

Fazit: Eine Empfehlung der Verwendung von atypischen Elektrodenpositionen als zukünftige Standardposition wäre ohne weitere Untersuchungen nicht korrekt, da durch das Studiendesign dieser Arbeit nicht sicher bestätigt werden konnte, dass die gemessenen OEMG-Signale nur dem untersuchten Muskel zuzuordnen sind. Hier könnte eine weitergehende Studie mit zusätzlicher Ableitung der benachbarten, synergistischen Muskeln klären, ob die OEMG-Signale nur vom eigentlichen Muskel oder aus einem funktionellem Zusammenspiel mehrerer Muskeln stammen.

## **5.6 Führt eine vorgeschaltete Messesequenz (M1) zu einer höheren Reproduzierbarkeit der nachgeschalteten Messesequenz (M2) durch den Effekt einer Test - Referenzkontraktion?**

Für die bisherigen Fragestellungen wurde ausschließlich die Messesequenz M2, d.h. der zweite Untersuchungsteil des Testtages nach der Mittagspause (Tabelle 3-2) bei der Berechnung berücksichtigt. Als weitere Einflussmöglichkeit auf die Reproduzierbarkeit von Normierungsverfahren in der Oberflächen-Elektromyographie in dieser Studie wurden die Messesequenzen M1 und M2 (M1 am Vormittag und M2 am Nachmittag) über die drei Testtage verglichen. In dem Vergleich der Messesequenzen insbesondere durch Betrachtung der SEM% EA/Kraft und SEM% Kraft und nicht nur des Gesamt SEM%, konnte man die größten Unterschiede der Reproduzierbarkeit in der Fraktion SEM% EA/Kraft sehen (Abbildung 4-32; Abbildung 4-33; Abbildung 4-34). Bei der relativen, submaximalen Normierung  $MVC^{\text{abhängig low}}$  und  $MVC^{\text{abhängig high}}$  muss bedacht werden, dass Messesequenz M1 nur an zwei Testtagen (Testtag 2 und Testtag 3) und für Messesequenz M2 an drei Testtagen ermittelt wurden. Der Messesequenzvergleich von M1 zu M2 für diese Normierungsarten ist dementsprechend bedingt vergleichbar.

In dem Vergleich von zwei Messsequenzen an den Testtagen (einer frühen Messsequenz M1 und einer späteren Messsequenz M2) hätte man vermuten können, dass die Messsequenz M2 mit höherer Reproduzierbarkeit einhergeht, da die Probanden von der Messsequenz M1 im Sinne eines Übungseffektes oder gar Trainings profitiert haben. Dankaerts et al. 2004 sahen bei der MVC Normierung mit unterschiedlichen Messsequenzen deutlich höhere Kraftwerte für die Maximalkraftmessung bei der zweiten Messsequenz und damit einen Vorteil der Wiederholungsmessung am gleichen Testtag. Fischer et al. 2011 und Baratta et al. 1998 sahen eine Beeinflussbarkeit der MVC durch Trainingseffekte als auch durch technische Einweisung. Die Probanden in dieser Studie wurden eingewiesen, zudem war die Messsequenz M1 eine Möglichkeit sich wieder mit der Untersuchung vertraut zu machen. Einen durchgängigen positiven Effekt auf die Reproduzierbarkeit von Messsequenz M2 bei der MVC konnte in dieser Arbeit nicht beobachtet werden (Abbildung 4-30;Abbildung 4-34). Aus der Betrachtung der Mittelwerte von SEM % der Messsequenzen aller Muskeln pro Normierung ergaben sich keine wesentlichen richtungsweisenden Erkenntnisse (Abbildung 4-31). Ein Vorteil für die Reproduzierbarkeit der späten Messsequenz M2 konnte nicht aufgezeigt werden, vielmehr zeigte sich für die relativen, submaximalen Referenzkontraktionen für beide Kraftintensitäten und für die absolute, submaximale Normierung mit geringer Kraftintensität für M2 höhere SEM% - Mittelwerte als für M1. Nur bei der höheren Kraftintensität der absoluten, submaximalen Referenzkontraktion und der Maximalkraftnormierung konnte für die Messsequenz M1 eine höhere Reproduzierbarkeit beobachtet werden.

Auch die detailliertere Subanalyse bzw. der Vergleich des Einflusses der Reproduzierbarkeit durch die Messsequenzen bei jedem Normierungsansatz ergaben keine als Empfehlung umzusetzenden Ergebnisse.

Da in dieser Arbeit nicht die Reproduzierbarkeit von Messsequenzen pro Testtag untersucht wurde, sondern die Reproduzierbarkeit von M1 über drei Testtage und M2 über drei Testtage, kann der gemessene SEM % Wert nur eine Aussage machen, ob eine frühe oder späte Messsequenz Vorteile in der Reproduzierbarkeit

über die Testtage hatte. Ein „in between day“- Vergleich könnte hier detaillierteren Einblick in die Beeinflussung von Reproduzierbarkeit durch Wiederholungsuntersuchungen am gleichen Testtag bringen.

Fazit: Ein Vorteil für die Reproduzierbarkeit für M2 gegenüber M1 konnte nicht durchgehend für alle Normierungen dargestellt werden. Ein wesentlicher Einfluss der Messsequenzen auf die Reproduzierbarkeit auch im Hinblick auf die Entwicklung weiterer Standards haben sich dieser Arbeit nicht ergeben.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Studie verglichen wir in einem standardisierten Setting an 59 Probanden unterschiedliche Normierungsverfahren von Oberflächenelektromyographien in der Reproduzierbarkeit ihrer Referenzwerte. Es galt einerseits zu klären, ob sich die Reproduzierbarkeit abhängig vom Normierungsansatz unterscheidet und andererseits, welche Normierung die höchste Reproduzierbarkeit der Referenzwerte zeigte. Zudem wurden als weitere potentielle Einflussfaktoren auf die Reproduzierbarkeit verschiedene Muskeln untersucht, die Ergebnisse unter Genderaspekten betrachtet, verschiedene Ableitungsorte verwandt und unterschiedliche Messzeitpunkte verglichen.

Als Maß für die Reproduzierbarkeit wurde der Standard Error of Measurement (SEM) berechnet. Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden im Sinne einer deskriptiven Statistik zum Vergleich graphisch aufbereitet.

Die Ergebnisse fassen sich wie folgt zusammen:

In vielen Studien wurde wegen der angenommenen besseren Reproduzierbarkeit vorrangig das Verfahren der isometrischen Maximalkraftnormierung (MVC) verwandt. Die Vorreiterstellung dieser Methode konnte in dieser Arbeit nicht bestätigt werden. Die Maximalkraftnormierung lag weitestgehend hinter den absoluten, submaximalen Normierungsansätzen, aber vor den relativen, submaximalen Referenzkontraktionen. Das Verfahren mit der höchsten Reproduzierbarkeit war die absolute, submaximale Referenzkontraktion mit hohem Kraftanteil, gefolgt von dem gleichen Normierungsansatz mit geringerer Kraftintensität.

Eindeutige genderspezifische Unterschiede in der Reproduzierbarkeit konnten aus Sicht der Normierungen nicht gefunden werden, bei Betrachtung der SEM%-Mittelwerte aller Muskeln pro Normierung haben Frauen bei Referenzkontraktionen mit höheren Kraftanteilen eine bessere Reproduzierbarkeit als Männer. Bei Betrachtung der Differenzierung nach Muskulatur war dieser Effekt fast ausschließlich durch geringere SEM% der Ellenbogen- und Handgelenksextensoren der Frauen bedingt.

Die höchste Reproduzierbarkeit bei allen Normierungen konnte für den M. biceps brachii ermittelt werden. Ellenbogen- und Handgelenksexensoren folgten in der Reproduzierbarkeit abhängig von der Kraftintensität. Die Ellenbogenextensoren profitierten in der Reproduzierbarkeit von einer Normierung mit geringen Kraftanteilen, Handgelenksexensoren von höheren Kraftintensitäten. Die Handgelenksflexoren waren in allen Referenzkontraktionen die Muskelgruppe mit der schlechtesten Reproduzierbarkeit.

Die Elektrodenpositionen wiesen Unterschiede in der Reproduzierbarkeit auf, die atypische, laterale Ableitung des M. triceps brachii hatte in allen Referenzkontraktionen eine höhere Reproduzierbarkeit als die typische Elektrodenposition. Für die atypische Ableitung der Handgelenksexensoren ergaben sich Vorteile der Reproduzierbarkeit für Normierungen mit höherer Kraftintensität. Diese Beobachtung sollte allerdings nicht die bisherigen SENIAM-Empfehlungen zur Elektrodenpositionierung in Frage stellen, sondern vielmehr dazu führen, dass potentielle Ursachen für dieses Ergebnis in weiteren Studien gesucht werden.

Der Vergleich der Reproduzierbarkeit der Messequenzen (M1 und M2) zeigte keinen klaren Vorteil für die nachgeschaltete Messequenz M2, d. h. ein potentieller Trainingseffekt durch M1 als Test – Referenzkontraktion führte hier nicht zu höherer Reproduzierbarkeit.

Eine Empfehlung zur Normierung von OEMG im Sinne eines Benchmarks für alle Bedingungen und Fragestellungen kann aus den vorliegenden Ergebnissen nicht abgeleitet werden. Die Auswahl des Normierungsverfahrens und der Muskulatur sollten von der Fragestellung und dem Untersuchungssetting abhängig gemacht werden, um möglichst gute Reproduzierbarkeit auch durch Berücksichtigung dieser Ergebnisse zu erreichen. Die Kenntnis von Einflussfaktoren auf die Reproduzierbarkeit der OEMG-Normierungen werden mit weiteren Studien transparenter, aber auch komplexer.

## Literatur

- Adrian ED und Bronk DW (1928). THE DISCHARGE OF IMPULSES IN MOTOR NERVE FIBRES.: Part I. Impulses in single fibres of the phrenic nerve. *Journal of physiology* 66: 81–101
- Albertus-Kajee Y, Tucker R, Derman W und Lambert M (2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20: 1036–1043
- Allison GT, Godfrey P und Robinson G (1998). EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8: 51–57
- Allison GT, Marshall RN und Singer KP (1993). EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 3: 236–244
- Altman DG und Bland JM (2005). Standard deviations and standard errors. *BMJ* 331: 903
- Arjunan SP, Kumar DK und Naik G (2014). Computation and evaluation of features of surface electromyogram to identify the force of muscle contraction and muscle fatigue. *Biomed Res Int* 2014: 197960
- Atkinson G und Nevill AM (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 26: 217–238
- Attebrant M, Mathiassen SE und Winkel J (1995). Normalizing Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Ramp and Constant Force Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 245–250
- Bao S, Mathiassen SE und Winkel J (1995). Normalizing Upper Trapezius EMG Amplitude: Comparison of Different Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 251–257
- Baratta RV, Solomonow M, Zhou B-H und Zhu M (1998). Methods to reduce the variability of EMG power spectrum estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8: 279–285
- Bland JM und Altman DG (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*: 135–160
- Bland M (2010). How can I decide the sample size for a repeatability study. <http://www-users.york.ac.uk/~mb55/meas/sizerep.htm>; [Zugriff 21.10.2017]

- Bolgla LA und Uhl TL (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17: 102–111
- 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* 20: 1023–1035
- Burnett A, Green J, Netto K und Rodrigues J (2007). Examination of EMG normalisation methods for the study of the posterior and posterolateral neck muscles in healthy controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 17: 635–641
- Caffier G, Steinberg U und Liebers F (1999). *Praxisorientiertes Methodeninventar zur Belastungs- und Beanspruchungsbeurteilung im Zusammenhang mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen*. Dortmund/Berlin
- Cholewicki J, van Dieen J, Lee AS und Reeves NP (2011). A comparison of a maximum exertion method and a model-based, sub-maximum exertion method for normalizing trunk EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21: 767–773
- Cid MM, Januario LB, Zanca GG, Mattiello SM und Oliveira AB (2017). Normalization of the trapezius sEMG signal - a reliability study on women with and without neck-shoulder pain. *Braz J Phys Ther*
- Clarys JP, Scafoglieri A, Tresignie J, Reilly T und van Roy P (2010a). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian J Sports Med*: 69–80
- Clarys JP, Scafoglieri A, Tresignie J, Reilly T und van Roy P (2010b). Critical Appraisal and Hazards of Surface Electromyography Data Acquisition in Sport and Exercise. *Asian J Sports Med*: 69–80
- Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C und Cronin J (2015). A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. [10.7717/peerj.1261](https://doi.org/10.7717/peerj.1261); [Zugriff 18.11.2017]
- Crawford JO (2007). The Nordic Musculoskeletal Questionnaire. *Occupational Medicine* 57: 300–301
- Criswell E (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. Sudbury, MA: Jones and Bartlett
- Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM und Danneels LA (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14: 333–342

- Descatha A, Roquelaure Yves, Chastang J-F, Evanoff B, Melchior M, Mariot C, Ha C, Imbernon E, Goldberg M und Leclerc A (2007). Validity of Nordic-style questionnaires in the surveillance of upper-limb work-related musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*: 58–65
- Falla D, Dall'Alba P, Rainoldi A, Merletti R und Jull G (2002). Repeatability of surface EMG variables in the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles. *Eur J Appl Physiol* 87: 542–549
- Finucane SDG, Rafeei T, Kues J, Lamb RL und Mayhew TP (1998). Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*: 290–296
- Fischer SL, Belbeck AL und Dickerson CR (2010). The influence of providing feedback on force production and within-participant reproducibility during maximal voluntary exertions for the anterior deltoid, middle deltoid, and infraspinatus. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20: 68–75
- Fischer SL, Grewal T-J, Wells R und Dickerson CR (2011). Effect of bilateral versus unilateral exertion tests on maximum voluntary activity and within-participant reproducibility in the shoulder. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21: 311–317
- Gazzoni M, Celadon N, Mastrapasqua D, Paleari M, Margaria V und Ariano P (2014). Quantifying forearm muscle activity during wrist and finger movements by means of multi-channel electromyography. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0109943>; [Zugriff 23.11.2017]
- Grouven U, Bender R, Ziegler A und Lange S (2007). Vergleich von Messmethoden. *Deutsche medizinische Wochenschrift* 132 Suppl 1: e69-73
- Ha S-M, Cynn H-S, Kwon O-Y, Park K-N und Kim G-M (2013). A reliability of electromyographic normalization methods for the infraspinatus muscle in healthy subjects. *J Hum Kinet* 36: 69–76
- Hagg GM, Luttmann A und Jager M (2000). Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 301–312
- Halaki M und Gi K (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? <https://www.intechopen.com/books/computational-intelligence-in-electromyography-analysis-a-perspective-on-current-applications-and-future-challenges/normalization-of-emg-signals-to-normalize-or-not-to-normalize-and-what-to-normalize-to->; [Zugriff 17.11.17]

- Hansson G-Å, Nordander C, Asterland P, Ohlsson K, Strömberg U, Skerfving S und Rempel D (2000). Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks — influence of gap definition and normalisation methods. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 103–115
- Hashemi Oskouei A, Paulin MG und Carman AB (2013). Intra-session and inter-day reliability of forearm surface EMG during varying hand grip forces. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23: 216–222
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C und Rau G (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 361–374
- Hewson DJ, Hogrel J-Y, Langeron Y und Duchene J (2003). Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 273–279
- Hollmann S, Klimmer F, Schmidt K-H und Kylian H (1999). Validation of a questionnaire for assessing physical work load. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health* 25: 105–114
- Klussman A, Steinberg U, Liebers F, Gebhardt H und Rieger MA (2010). The Key Indicator Method for Manual Handling Operations (KIM-MHO)-evaluation of a new method for the assessment of working conditions within a cross-sectional study. <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/11/272>; [Zugriff 23.11.2017]
- Knutson LM, Soderberg GL, Ballantyne BT und Clarke WR (1994). A Study of Various Normalization Procedures for Within Day Electromyographic Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 47–59
- Kollmitzer J, Ebenbichler GR und Kopf A (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology* 110: 725–734
- Konrad P (2005). EMG-FIBEL: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. <https://www.velamed.com/deutsch/support/lehmaterial/lehmaterial.html>; [Zugriff 23.11.2017]
- Kumar S, Narayan Y und Amell T (2001). Cervical strength of young adults in sagittal, coronal, and intermediate planes. *Clinical Biomechanics* 16: 380–388
- Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom A, Vinterberg H, Biering-Sorensen F, Andersson G und Jorgensen K (1987a). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Appl Ergon* 18: 233–237
- Kuorinka I, Jonsson B, Kilbom A, Vinterberg H, Biering-Sorensen F, Andersson G und Jorgensen K (1987b). Standardised Nordic questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Appl Ergon* 18: 233–237

- Lee S-Y und Jo M-E (2016). Comparison of maximum voluntary isometric contraction of the biceps on various posture and respiration conditions for normalization of electromyography data. *J Phys Ther Sci* 28: 3007–3010
- Lehman GJ und McGill SM (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther* 22: 444–446
- Luca CJ de (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech* 13: 135–163
- Marras WS und Davis KG (2001). A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 1–9
- Mathiassen SE, Winkel J und Hägg GM (1995). Normalization of Surface EMG Amplitude from the Upper Trapezius Muscle in Ergonomic Studies-A Review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 197–226
- McDonald AC, Sonne MWL und Keir PJ (2017). Optimized maximum voluntary exertion protocol for normalizing shoulder muscle activity. *International Biomechanics* 4: 9–16
- Merletti R und Hermens H (2000). Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of Electromyography and Kinesiology*: 283–286
- Merlo A und Campanini I (2010). Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. *The Open Rehabilitation Journal* 3: 98–109
- Mesin L, Merletti R und Rainoldi A (2009). Surface EMG: the issue of electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19: 719–726
- Mirka GA (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics* 34: 343–352
- Netto KJ und Burnett AF (2006). Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work* 26: 123–130
- Nöllenheidt C und Brenscheidt S (2016). *Arbeitswelt im Wandel: Zahlen - Daten - Fakten* (Ausgabe 2016). Dortmund
- Norcross MF, Blackburn JT und Goerger BM (2010). Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20: 420–425
- Palmer K, Smith G, Kellingray S und Cooper C (1999). Repeatability and validity of an upper limb and neck discomfort questionnaire: The utility of the standardized Nordic questionnaire. *Occup Med (Lond)* 49: 171–175

- Pfeifer K, Vogt L und Banzer W (2003). Kinesiologische Elektromyographie. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 54: 331–332
- Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F und Hogan N (2001). Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. Journal of Electromyography and Kinesiology 11: 425–438
- Rainoldi A, Melchiorri G und Caruso I (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. J Neurosci Methods 134: 37–43
- Seibt, R., Bradl, I. Oberflächen-elektromyographische Echtzeit-Analysen: technische Anforderungen und praktische Realisierung am Beispiel des Gerätes PS11-EMG. [http://www.sieso-ergo.eu/uploads/File/Grundlagen\\_der\\_Oberflaechen\\_Elektromyografie\\_Messung.pdf](http://www.sieso-ergo.eu/uploads/File/Grundlagen_der_Oberflaechen_Elektromyografie_Messung.pdf); [Zugriff 24.10.2017]
- SENIAM group (1996). SENIAM. <http://seniam.org>; [Zugriff 14.11.2017]
- Soderberg GL und Knutson LM (2000). A guide for Use and Interpretation. Journal of the American Physical Therapie Association: 484–498
- Steinhilber B, Anders C, Jäger M, Läubli T, Luttmann A, Rieger MA, Scholle H, Schumann N, Seibt R, Strasser H und Kluth K (2013). S2k-Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft, AWMF-Register 002/ 016, Stand 03/2013. <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/002-016.html>; 21.05.2018
- Subbu R, Weiler R und Whyte G (2015). The practical use of surface electromyography during running: does the evidence support the hype? A narrative review. BMJ Open Sport Exerc Med 1: e000026
- Tabard-Fougère A, Rose-Dulcina K, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N und Armand S (2017). EMG normalization method based on grade 3 of manual muscle testing: Within- and between-day reliability of normalization tasks and application to gait analysis. Gait Posture 60: 6–12
- Takekawa KS, Goncalves JS, Moriguchi CS, Coury HJCG und Sato TdO (2015). Can a self-administered questionnaire identify workers with chronic or recurring low back pain? Ind Health 53: 340–345
- Tam HW und Webster JG (1977). Minimizing electrode motion artifact by skin abrasion. IEEE Trans Biomed Eng 24: 134–139
- Vera-Garcia FJ, Moreside JM und McGill SM (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. Journal of Electromyography and Kinesiology 20: 10–16
- Weddell G (1943). Electromyography in Clinical Medicine. Proceedings of the Royal Society of Medicine: 513–514

Weir JP (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*: 231–240

Yang JF und Winter DA (1983). Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. - PubMed - NCBI. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*: 417–420

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich versichere, dass ich die Arbeit selbständig angefertigt, nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt, alle benutzten Quellen und Hilfsmittel angegeben, sowie wörtliche und sinngemäße Zitate gekennzeichnet habe.

Die Arbeit wurde im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen unter Betreuung von Frau Prof. Dr. M. Rieger durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit Dr. Benjamin Steinhilber als Teil eines übergeordneten Forschungsprojektes mit dem Titel „Normalisierung von Oberflächen-Elektromyographiedaten in arbeitswissenschaftlichen Untersuchungen“.

Die Definition der Phasen zur Kennwertberechnungen für das o.g. Forschungsprojekt, das Grundlage dieser Dissertation war, wurden von mir, dem Doktoranden Florian Ullbrich (cand. Dr. med.) und der wissenschaftlichen Mitarbeiterin Frau Nicole Blomberg in gleichen Anteilen durchgeführt. Die weitere statische Aufbereitung der für meine Arbeit relevanten Daten erfolgte nach Anleitung durch Dr. Benjamin Steinhilber, Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen, selbständig durch mich. Die graphischen Darstellungen sind ebenfalls selbständig von mir erstellt worden.

Ich versichere, das Manuskript selbständig (nach Anleitung durch Dr. Benjamin Steinhilber) verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Oldenburg, den 26.07.2018

Andreas Sablotny