

Aus dem Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und
Versorgungsforschung des Universitätsklinikums Tübingen

Interpretation der elektromyographischen Aktivität von
OEMG-Messungen in Abhängigkeit des zur Normalisierung
verwendeten Referenzwertes

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Ullbrich, Florian Joel Dominik

2019

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

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

2. Berichterstatter: Professor Dr. M. A. Giese

Tag der Disputation: 06.12.2019

Für Lia

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	9
Tabellenverzeichnis	10
Abkürzungsverzeichnis	11
1 Einleitung	13
1.1 Bedeutung und Anwendung der OEMG in der Arbeitsmedizin	13
1.2 Grundlagen der OEMG	14
1.2.1 Physiologische Grundlagen	14
1.2.2 Signalverarbeitung und Datenaufbereitung	15
1.2.3 Normalisierung der EA	16
1.3 Stand der Wissenschaft zum Einsatz unterschiedlicher Referenzwerte für die OEMG-Normalisierung	20
1.4 Häufige Fragestellungen von OEMG-Untersuchungen in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft	21
1.5 Fragestellung der Dissertation	21
2 Material und Methoden	22
2.1 Probanden	22
2.2 Messtechnik und Verkabelung	22
2.3 Versuchsaufbau und -ablauf	24
2.3.1 Ein- und Ausschlusskriterien	24
2.3.2 Vorbereitung der Messungen	24
2.3.3 Referenzwertbestimmungen	24
2.3.4 Messung einer Arbeitstätigkeit	28
2.4 Berechnungen und statistische Analyse	30
2.4.1 Datenaufbereitung und Definition der Analysephasen	30
2.4.2 Normalisierungsberechnungen	32

2.4.3	Gruppenzuordnungen	32
2.4.4	Verwendete Statistik.....	33
3	Ergebnisse	37
3.1	NaN-Werte und Abweichungen	37
3.1.1	NaN-Anteil.....	37
3.1.2	Kraftabweichungen von der Sollkraft.....	37
3.2	Finale Studienpopulation und Anthropometrie.....	39
3.3	Verteilung der Daten.....	39
3.4	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit	40
3.4.1	M. biceps brachii	40
3.4.2	M. triceps brachii	42
3.4.3	M. extensor digitorum.....	44
3.4.4	M. flexor digitorum.....	46
3.5	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften	48
3.5.1	M. biceps brachii	48
3.5.2	M. triceps brachii	50
3.5.3	M. extensor digitorum.....	52
3.5.4	M. flexor digitorum.....	54
3.6	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit.....	56
3.6.1	M. biceps brachii	56
3.6.2	M. triceps brachii	58
3.6.3	M. extensor digitorum.....	60
3.6.4	M. flexor digitorum.....	62
3.7	Intraindividueller Vergleich von zwei definierten statischen Kräften	64
3.7.1	M. biceps brachii	65

3.7.2	M. triceps brachii	65
3.7.3	M. extensor digitorum.....	66
3.7.4	M. flexor digitorum.....	66
4	Diskussion	67
4.1	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	68
4.2	Vor- und Nachteile der Normalisierungen mit ihrer Anwendbarkeit	69
4.2.1	RVE _{abs} -Normalisierung.....	69
4.2.2	RVE _{rel} -Normalisierung.....	70
4.2.3	MVE-Normalisierung	70
4.3	Mögliche Auswirkungen der Normalisierungen auf die Auswertung und Interpretation von OEMG-Werten	72
4.3.1	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit während der „repetitiven Schraubtätigkeit“	72
4.3.2	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften	74
4.3.3	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit.....	75
4.3.4	Intraindividueller Vergleich von zwei definierten statischen Kräften.....	76
4.3.5	Gegenüberstellung der einzelnen Normalisierungen.....	77
4.4	Quantitative Bewertung von OEMG-Werten durch Normalisierungen .	78
4.5	Störfaktoren und Schwächen der Arbeit / Limitationen.....	79
4.6	Schlussfolgerungen und Empfehlungen zur Normalisierung von OEMG-Messungen.....	81
4.6.1	Beanspruchung der Probanden bei einer Tätigkeit	82
4.6.2	Beanspruchung der Probanden bei unterschiedlichen Tätigkeiten	82
4.6.3	Belastung durch Tätigkeiten – Untersuchung derselben Probanden.....	83

4.6.4	Belastung durch Tätigkeiten – Untersuchung unterschiedlicher Probanden.....	83
4.6.5	Sonderfall: Differenzierung von erfahrenen und unerfahrenen Probanden bei einer Tätigkeit.....	84
4.6.6	Empfohlene Anwendung der Normalisierungen	84
5	Zusammenfassung	85
6	Literatur	86
	Erklärungen zum Eigenanteil dieser Dissertationsschrift	94
	Veröffentlichungen basierend auf den Daten der Dissertationsschrift	95
	Danksagung	96

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	Rohsignal (nach Verstärkung) einer OEMG-Messung der Studie vor Filterung, Gleichrichtung und Glättung.....	15
Abbildung 1-2:	Kennwerte derselben OEMG-Messung nach Filterung, Gleichrichtung und Glättung.....	16
Abbildung 1-3:	EA (Median) eines Muskels ohne Normalisierung	17
Abbildung 1-4:	EA (Median) eines Muskels mit Normalisierung zur iMVC	18
Abbildung 2-1:	Messvorrichtung in Position für MBB und MTB.....	26
Abbildung 2-2:	Messvorrichtung in Position für MED und MFD	26
Abbildung 2-3:	Messablauf.....	27
Abbildung 2-4:	Dynamische Arbeitstätigkeit.....	28
Abbildung 2-5:	Boxplot-Diagramm	34
Abbildung 3-1:	Kraftabweichungen von der Sollkraft (Sollkraft = gestrichelte Linie).....	38
Abbildung 3-2:	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MBB	40
Abbildung 3-3:	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MTB.....	42
Abbildung 3-4:	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MED	44
Abbildung 3-5:	Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MFD	46
Abbildung 3-6:	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MBB	48
Abbildung 3-7:	Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MBB	49
Abbildung 3-8:	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MTB.....	50
Abbildung 3-9:	Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MTB.....	51
Abbildung 3-10:	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MED	52
Abbildung 3-11:	Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MED	53
Abbildung 3-12:	Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MFD	54
Abbildung 3-13:	Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MFD	55

Abbildung 3-14: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MBB.....	56
Abbildung 3-15: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MBB.....	57
Abbildung 3-16: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MTB.....	58
Abbildung 3-17: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MTB.....	59
Abbildung 3-18: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MED.....	60
Abbildung 3-19: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MED.....	61
Abbildung 3-20: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MFD.....	62
Abbildung 3-21: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MFD.....	63
Abbildung 3-22: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MBB.....	65
Abbildung 3-23: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MTB.....	65
Abbildung 3-24: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MED.....	66
Abbildung 3-25: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MFD.....	66

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Isometrische Submaximalkontraktionen ($iSVC_{abs}$).....	25
Tabelle 3-1: Kraftabweichungen von der Sollkraft in Newton (N).....	37
Tabelle 3-2: Anthropometrie.....	39
Tabelle 3-3: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. biceps brachii.....	41
Tabelle 3-4: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. triceps brachii.....	43
Tabelle 3-5: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. extensor digitorum.....	45
Tabelle 3-6: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. flexor digitorum.....	47
Tabelle 4-1: Auswahl der Normalisierung nach Beanspruchung und Belastung.....	84

Abkürzungsverzeichnis

APDF	Active Amplitude Probability Distribution Function
Abb.	Abbildung
BMI	Body Mass Index
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
cm	Zentimeter
d. h.	das heißt
EA	elektromyographische Aktivität
EMG	Elektromyographie
F	Frauen
Hz	Hertz
iMVC	isometrische Maximalkontraktion (isometric maximal voluntary contraction)
IQA	Interquartilsabstand
ISEK	International Society of Electrophysiology and Kinesiology
iSVC _{abs}	absolute isometrische Submaximalkontraktion (absolute isometric submaximal voluntary contraction)
iSVC _{rel}	relative isometrische Submaximalkontraktion (relative isometric submaximal voluntary contraction)
M	Männer
M.	Musculus
Max.	Maximum
MBB	Musculus biceps brachii
MED	Musculus extensor digitorum
MFD	Musculus flexor digitorum
µV	Mikrovolt
Min.	Minimum
mm	Millimeter

MTB	Musculus triceps brachii
mV	Millivolt
MVE	maximal voluntary electrical
N	Newton
NaN	not a number
OEMG	Oberflächenelektromyographie
RMS	root mean square
RVE_{abs}	absolute reference voluntary electrical
RVE_{rel}	relative reference voluntary electrical
s.	siehe
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
u. a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
vs.	versus

1 Einleitung

1.1 Bedeutung und Anwendung der OEMG in der Arbeitsmedizin

Die Oberflächenelektromyographie (OEMG) erlaubt durch die Ableitung myoelektrischer Signale an der Hautoberfläche einen Einblick in die Muskulatur des Körpers. Mit den applizierten Elektroden werden von der Muskulatur fortgeleitete Summenaktionspotentiale abgeleitet (Pape et al., 2014), die eine Beurteilung des Aktionszustandes eines Muskels und damit auch der Beanspruchung sowie der Belastung ermöglichen. Dies kann vielfältig genutzt werden. In der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft wird die OEMG unter anderem zur ergonomischen Bewertung von Arbeitsplätzen verwendet (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013).

Die Analyse der Beanspruchung und Belastung während einer Tätigkeit ist dabei von besonderem Interesse, da das sogenannte Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Rohmert, 1984) in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft eine wichtige Rolle einnimmt und eine „gezielte Untersuchung der Wirkung definierter Tätigkeitsbedingungen auf den Menschen erlaubt“ (Schlick et al., 2018). Dabei entspricht die Belastung während einer Tätigkeit den externen Faktoren, welche auf den Menschen wirken, und die Beanspruchung der Wirkung dieser Faktoren auf das Individuum (Rohmert, 1983). So können OEMG-Messungen mit einer Bewertung der muskulären Beanspruchung und der wirkenden Belastung neben der Beantwortung wissenschaftlicher Fragestellungen auch unmittelbar zur Arbeitsgestaltung eingesetzt werden und können damit bspw. Teil von Gefährdungsanalysen (Baur, 2013) sein.

Die OEMG bietet die Möglichkeit, in der „Prävention, Überwachung, Dokumentation und möglicherweise auch der Behandlung von arbeitsbedingten Erkrankungen“, insbesondere in Bezug auf das muskuloskelettale System mit häufigen Erkrankungen wie Rückenschmerzen, einen Beitrag zu leisten (Merletti und Farina, 2016).

Neben arbeitsmedizinischen und -wissenschaftlichen Untersuchungen findet die OEMG ihre Anwendung auch in anderen Bereichen, bspw. in der Biomechanik (De Luca, 1997), der Sportwissenschaft (Türker und Sözen, 2013; Massó et al., 2010), der medizinischen Rehabilitation (Rainoldi et al., 2004; Shenoy, 2010; Sturma et al., 2018), in der Orthopädie (Bernard et al., 2018; Zhang et al., 2019) oder vor allem der Neurologie (Zwarts et al., 2004).

Durch den technischen Fortschritt können heutzutage immer präzisere Daten generiert werden, und es sind aufwändigere Analysen und Berechnungen möglich – dennoch werden die gemessenen Kenngrößen weiterhin durch anatomische, physiologische und trotz allem auch technische Faktoren beeinflusst, wodurch inter- und intraindividuelle Vergleiche problematisch sind und die Daten normalisiert werden müssen (Burden, 2010).

1.2 Grundlagen der OEMG

1.2.1 Physiologische Grundlagen

Bei der OEMG werden myoelektrische Signale aufgezeichnet. Diese entstehen bei der Aktivierung von Muskeln bzw. deren Muskelfasern durch Depolarisation und Repolarisation entlang der Muskelfasermembran (Basmajian und De Luca, 1985). Das eigentlich negative Ruhepotential der Membran steigt in der Depolarisationsphase von ca. -70 bis -90 mV zeitweise auf positive Werte von bis ca. +30 mV und fällt in der Repolarisationsphase wieder entsprechend ab (Huppelsberg und Walter, 2007). Dieser Vorgang wird als Aktionspotential bezeichnet und initiiert letztlich die Kontraktion des Muskels. Mit Hilfe der OEMG können diese bis zur Hautoberfläche fortgeleiteten Aktionspotentiale über (für gewöhnlich zwei) Elektroden an der Haut als Summenaktionspotentiale der einzelnen Muskelfasern eines Muskels bzw. von Muskelgruppen gemessen werden. Hierbei werden verschiedene Kenngrößen aufgezeichnet: Neben der Medianfrequenz und anderen wird vor allem die elektromyographische Aktivität (EA) verwendet, um den Muskelzustand zu beurteilen, da diese die Muskeleerregung widerspiegelt und „weitgehend mit der

aufgebrachten Muskelkraft korreliert“ (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013).

1.2.2 Signalverarbeitung und Datenaufbereitung

Die an den Elektroden registrierten Summenaktionspotentiale können bereits als Rohsignale dargestellt werden (vgl. Abbildung 1-1) und geben einen ersten Eindruck über den Muskelzustand bzw. die Muskelinnervation (Konrad, 2011).

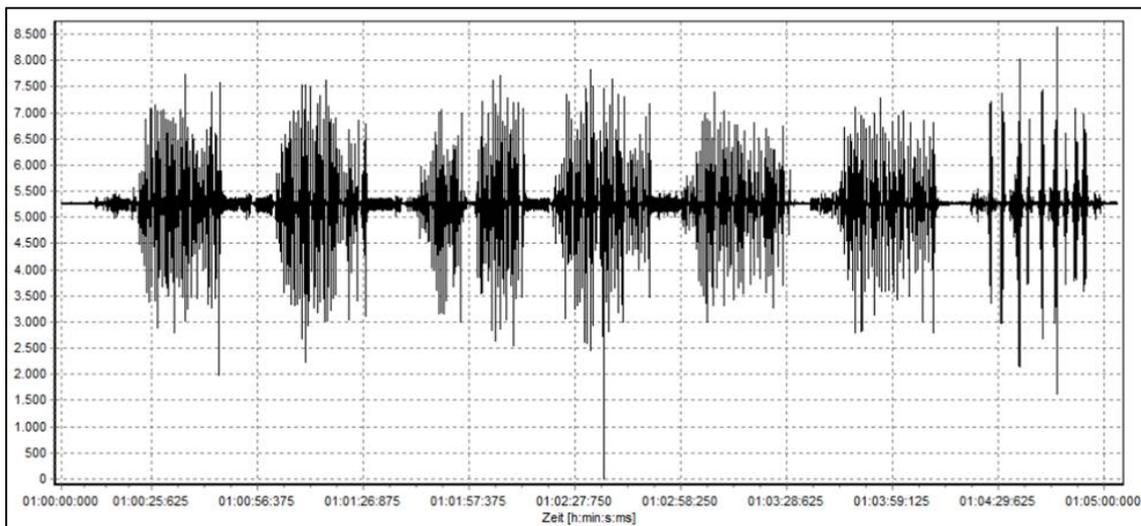


Abbildung 1-1: Rohsignal (nach Verstärkung) einer OEMG-Messung der Studie vor Filterung, Gleichrichtung und Glättung

Um einen höheren Informationsgehalt aus OEMG-Messungen zu erreichen, werden die Rohsignale während und nach einer Messung weiterverarbeitet. Hierzu haben sich verschiedene Verfahren etabliert und werden entsprechend in den Leitlinien genannt: Die zwischen zwei Elektroden gemessenen Potentialdifferenzen werden verstärkt und mittels Hoch- und Tiefpassfiltern gefiltert (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013) um ein „Rauschen“ durch externe Störfaktoren zu minimieren (De Luca, 2002). Die aufgezeichneten Werte werden dann gleichgerichtet (vgl. Abbildung 1-2) und geglättet (Konrad, 2011). Aufgrund der ständig wechselnden Innervierung motorischer Einheiten ist das abgeleitete Summenaktionspotential eines Muskels bei gleicher Aktivierung sehr variabel und wird durch Glättungsverfahren reproduzierbarer (Konrad, 2011). Ein häufig angewendetes Verfahren zur Glättung, wie es auch in dieser Arbeit zum Einsatz gekommen ist,

ist die Errechnung des Effektivwertes oder „root mean square“ (RMS) (Soderberg und Knutson, 2000) als quadratischer Mittelwert der EA-Werte über eine definierte Zeitspanne.

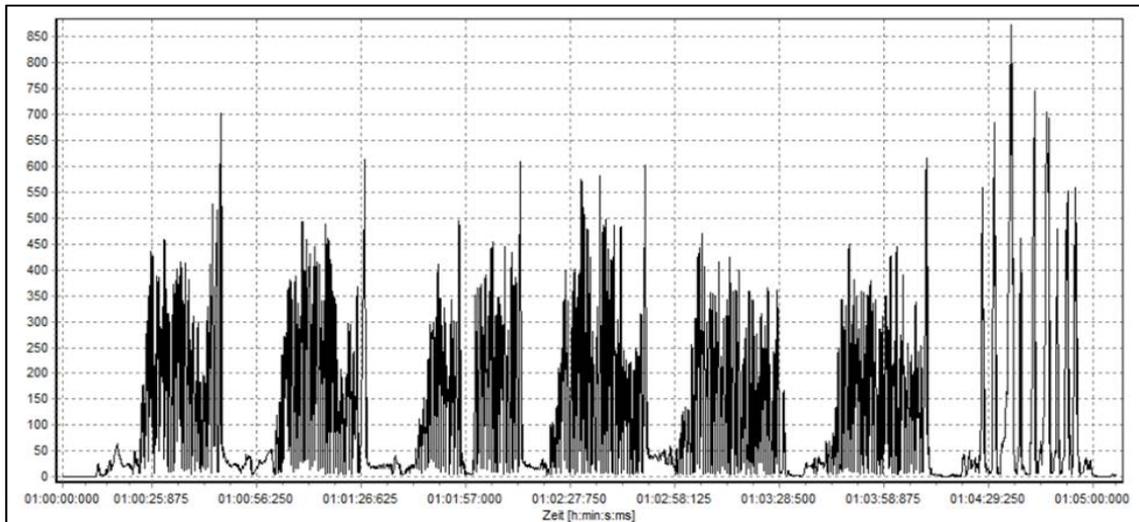


Abbildung 1-2: Kennwerte derselben OEMG-Messung nach Filterung, Gleichrichtung und Glättung

Durch das Quadrieren der Werte zur Berechnung des Effektivwertes erreicht man im selben Schritt bereits eine Gleichrichtung der Werte.

1.2.3 Normalisierung der EA

Letztlich werden die Messwerte jedoch weiterhin durch die oben erwähnten Faktoren beeinflusst, bspw. durch die Hauttemperatur (Winkel und Jørgensen, 1991), die Dicke des subkutanen Fettgewebes (Bartuzi et al., 2010; Nordander et al., 2003), die Muskelbeschaffenheit selbst, und sie „variieren zwischen einzelnen Personen, innerhalb einer Person an verschiedenen Tagen sowie bei einer Person innerhalb eines Tages, wenn die Elektrodenanordnung verändert wird“ (Halaki und Ginn, 2012). Um den Einfluss dieser Faktoren auf die Messwerte zu kontrollieren und inter- und intraindividuelle Vergleiche zu ermöglichen, werden die gemessenen Kennwerte deshalb normalisiert (Lehman und McGill, 1999).

Für die Normalisierung von EA-Werten bei OEMG-Messungen wird in der Regel im Rahmen der eigentlichen Messung ein Referenzwert des zu untersuchenden Muskels während einer gut reproduzierbaren und bekannten Referenzsituation gemessen, um anschließend die gemessenen Daten in Bezug auf diesen

Referenzwert zu setzen (Halaki und Ginn, 2012). Andere Normalisierungen verwenden als Referenzwert z. B. auch den kleinsten, den Mittel- oder Maximalwert der gemessenen EA einer Tätigkeit oder den Mittelwert der EA einer kompletten Versuchsreihe (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013). Durch die Inbezugsetzung der EA zu einem Wert einer festgelegten Referenzsituation eines Muskels wird es möglich, die Daten in Prozent des Referenzwertes anzugeben und schließlich auch vergleichen zu können.

Die Abbildungen 1-3 und 1-4 zeigen hierzu beispielhaft die Unterschiede von OEMG-Messwerten mit und ohne Normalisierung. Die Beispieldaten stammen aus Messungen der Studie, die die Grundlage der vorliegenden Dissertationsschrift bilden: Abbildung 1-3 zeigt den Median der EA während einer definierten Tätigkeit in μV bei 10 Probanden – in Abbildung 1-4 wurde die EA derselben Tätigkeit zur EA während einer isometrischen Maximalkontraktion (iMVC, s. 2.3.3) desselben Muskels als Referenzwert normalisiert.

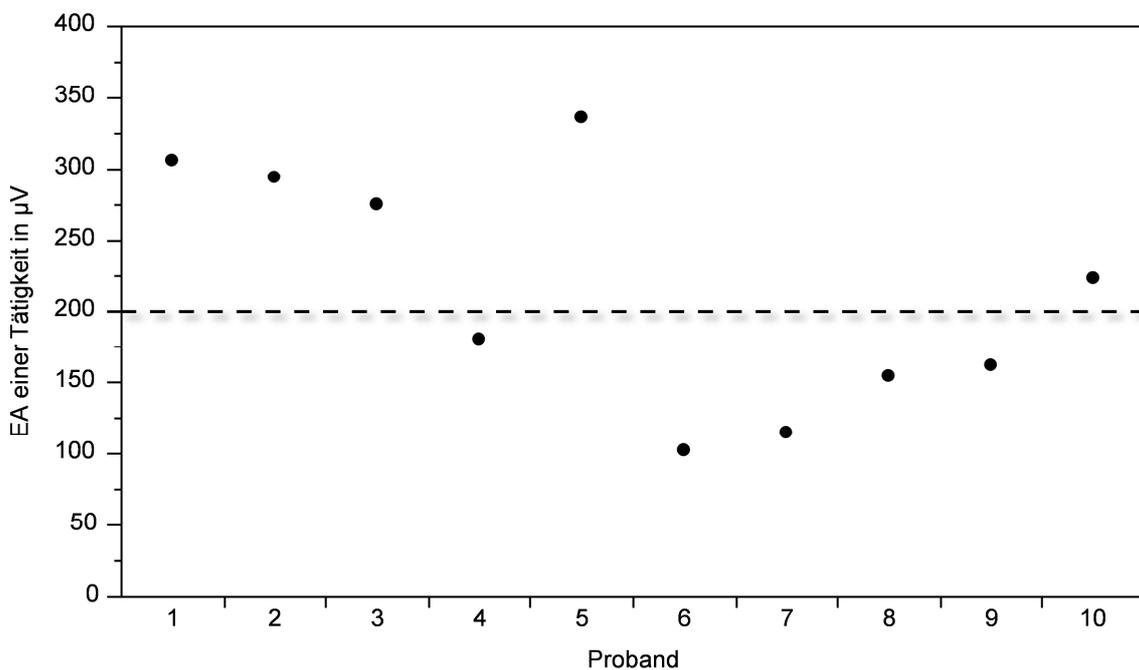


Abbildung 1-3: EA (Median) eines Muskels ohne Normalisierung

Dabei wird deutlich, dass die EA-Werte ohne Normalisierung im Vergleich der Probanden nur wenig Aussagekraft besitzen. Betrachtet man die EA bspw. bei

Proband 5 in Abbildung 1-3 ohne Normalisierung, entsteht der Eindruck, dass der gemessene Muskel vergleichsweise am stärksten aktiviert war.

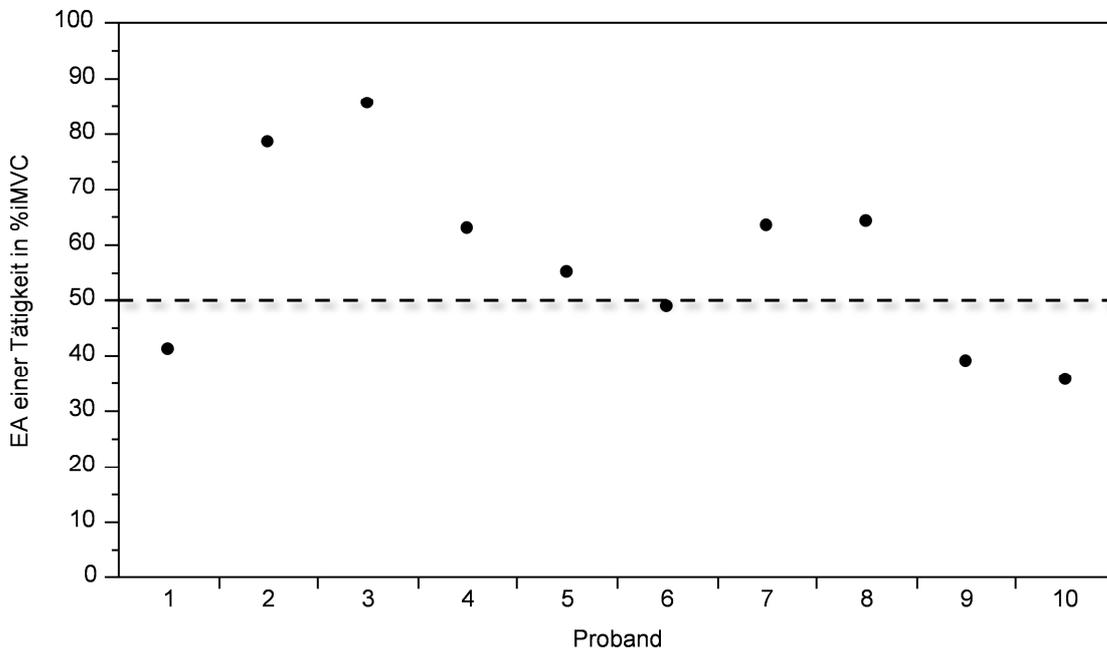


Abbildung 1-4: EA (Median) eines Muskels mit Normalisierung zur iMVC

In Abbildung 1-4 dagegen, nach Bezugnahme der EA zur iMVC, lässt sich dieser Eindruck nicht bestätigen. Hier lag die Aktivierung des Muskels in %iMVC im mittleren Bereich, d. h. bei bereits hoher abgeleiteter, tatsächlicher EA in μV war bei diesem Probanden offenbar noch mehr Spielraum bis zur maximalen Aktivierung des Muskels als bei anderen Probanden dieser Beispielberechnung.

1.2.3.1 Probleme und Limitationen der Normalisierung sowie Auswirkungen auf die Interpretation der OEMG-Signale

Die Normalisierung von OEMG-Kennwerten verändert wesentlich die Darstellung der gemessenen Daten einer Untersuchung, wodurch sich Unterschiede bei der Bestimmung eines Referenzwertes in den Ergebnissen bzw. der Ergebnisinterpretation deutlich niederschlagen können. Es besteht das Risiko, dass z. B. durch nicht reproduzierbare Referenzkontraktionen die zur Normalisierung verwendeten Referenzwerte fehlerbehaftet sind und damit die normalisierten EA-Werte beeinträchtigt werden. Die Reproduzierbarkeit einer Referenzwertbestimmung hat daher einen hohen Stellenwert bei der Normalisierung, da ein stabiler Wert Voraussetzung ist, um überhaupt Vergleiche anstellen zu können. Abhängig von der ausgewählten Normalisierung können außerdem verfahrensabhängige Schwierigkeiten, wie bspw. das Finden einer geeigneten Testposition zur Maximalkraftbestimmung (Halaki und Ginn, 2012), entstehen. Insbesondere bei diesen Referenzwertbestimmungen während der mutmaßlichen Maximalkontraktion eines Muskels stellt sich auch die Frage, ob diese überhaupt durch alle Probanden gleich erreicht werden kann – „die Fähigkeit alle motorischen Einheiten zu aktivieren hängt von vielen Faktoren wie bspw. dem aktivierten Muskel, dem Trainingslevel und der Motivation ab“ (Soderberg und Knutson, 2000). In den Empfehlungen der International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) werden 20-30 % niedrigere Werte bei Maximalkontraktionen angegeben, wenn zuvor kein geeignetes Training durchgeführt wurde (Merletti, 2015).

Die Amplitude und das Muster des OEMG-Signals werden von den verschiedenen Normalisierungen durch ihre verschiedenen Referenzwerte im Nenner der Normalisierungsberechnung in unterschiedlichem Ausmaß beeinflusst (Burden, 2010), sodass sich dies letzten Endes auf die Interpretation der Ergebnisse auswirken kann.

1.2.3.2 Häufig verwendete Normalisierungen

Die am häufigsten verwendete Normalisierung der EA-Werte ist die Inbezugsetzung der Werte zur EA während einer isometrischen Maximalkontraktion (iMVC) eines Muskels (Soderberg und Knutson, 2000; Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013; Halaki und Ginn, 2012), neben zahlreichen weiteren Normalisierungen – Burden hat in seinem umfassenden Review (Burden, 2010) acht verschiedene Normalisierungen identifiziert. Beispielsweise werden oft auch Normalisierungen zu EA-Werten bei submaximalen isometrischen Kontraktionen eines Muskels verwendet, oder es werden Median- oder Maximalwerte einer Messung als Referenzwert genutzt (Halaki und Ginn, 2012).

1.3 Stand der Wissenschaft zum Einsatz unterschiedlicher Referenzwerte für die OEMG-Normalisierung

Sollen EA-Werte einer OEMG-Messung zwischen verschiedenen Individuen, Untersuchungstagen oder bei neuer Elektrodenplatzierung verglichen werden, ist eine Normalisierung der Daten obligat (Lehman und McGill, 1999; Soderberg und Knutson, 2000; Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013; Halaki und Ginn, 2012). Eine universelle, „beste“ Normalisierung existiert bisher nicht (Halaki und Ginn, 2012; Burden, 2010), dennoch wird oft die Normalisierung zur iMVC empfohlen (Soderberg und Knutson, 2000; Halaki und Ginn, 2012). Hinsichtlich ihrer Durchführbarkeit und ihrer Reproduzierbarkeit wurden bereits zahlreiche Studien und Empfehlungen veröffentlicht (Bao et al., 1995; Netto und Burnett, 2006; De Luca, 1997; Knutson et al., 1994; Burden, 2010). Die Auswirkungen auf die Interpretation der Ergebnisse von OEMG-Untersuchungen bei der Verwendung unterschiedlicher Normalisierungen wurden bisher jedoch kaum untersucht.

1.4 Häufige Fragestellungen von OEMG-Untersuchungen in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft

Vor allem in der Bewertung von Arbeitsplätzen und Arbeitstätigkeiten wird die OEMG eingesetzt (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013) (vgl. 1.1). Es kann bspw. die neuromuskuläre Aktivität bei Tätigkeiten mit verschiedenen Arbeitsmitteln sowie mit Unterschieden in der Arbeitsausführung oder der Arbeitsplatzgestaltung ausgewertet werden (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013), womit letztlich Fragen zur Ergonomie mit den am Arbeitsplatz wirkenden Belastungen beantwortet werden können. Zhang et al. haben die Belastung einzelner Muskeln von Näherinnen bei der Arbeit an einer Nähmaschine mittels OEMG bewertet (Zhang et al., 2011). Außerdem ist die unterschiedliche Beanspruchung der verschiedenen ausführenden Personen von Interesse, um u. a. Zusammenhänge zu arbeitsbedingten Erkrankungen erkennen zu können: Nordander et al. verglichen Frauen und Männer bezüglich muskuloskelettaler Erkrankungen bei denselben ausgeführten, repetitiven Industriearbeiten (Nordander et al., 2008). Insbesondere arbeitsbedingte muskuloskelettale Erkrankungen werden häufig mittels OEMG adressiert (Li und Buckle, 1999; Reilly, 2002; Westgaard, 2016).

1.5 Fragestellung der Dissertation

Um die Auswahl eines Referenzwertes zur Normalisierung auch in Bezug auf die Ergebnisinterpretation zu erleichtern, sollten mit dieser Arbeit ausgewählte Referenzwerte diesbezüglich untersucht und bewertet werden. Hierzu wurden die Normalisierungen in mehreren Untersuchungssituationen (vgl. 2.4.3) verglichen, um folgende Fragen zu beantworten:

Welchen Einfluss haben die verwendeten Referenzwerte auf die Interpretation von OEMG-Messungen bei der Unterscheidung von Messpersonen mit unterschiedlichen physischen Leistungsfähigkeiten sowie bei der Unterscheidung von verschiedenen Tätigkeiten? Welche Referenzwerte bzw. welche Referenzwertbestimmungen eignen sich diesbezüglich am ehesten?

2 Material und Methoden

2.1 Probanden

Für diese Studie wurden 60 gesunde, erwerbsfähige Probandinnen und Probanden¹ in einem Alter zwischen 18 und 67 Jahren rekrutiert. 30 davon waren Frauen und 30 Männer. Um teilnehmen zu können, sollten die Probanden einen BMI zwischen 20 und 29 kg/m² haben und durften keine Verletzungen, Schmerzen oder akuten Infektionen haben.

2.2 Messtechnik und Verkabelung

Zur Ableitung der Aktionspotentiale wurden zwei mobile PS11-UD-Messgeräte mit Datenlogger der Firma Thumedi aus Jahnsbach verwendet. Die Messgeräte wurden mithilfe eines Hüftgurtes an den Probanden selbst befestigt, wobei darauf geachtet wurde, dass diese in ihrer Bewegungsfreiheit nicht eingeschränkt waren. Abgeleitet wurden bipolare Signale des Musculus triceps brachii (MTB), des M. biceps brachii (MBB), des M. extensor digitorum (MED) sowie des M. flexor digitorum superficialis (MFD) am dominanten Arm der Probanden. Die OEMG-Signale wurden mit einer Abtastrate von 4096 Hz aufgenommen und mit einem Hochpassfilter (1300 Hz) sowie einem Tiefpassfilter (12 Hz) gefiltert. Das Frequenzspektrum wurde bereits durch die Messsoftware mittels Fast Fourier Transformation mit Barlett-Fenster (Fensterbreite: 1024 Samples, 50 % Überlappung) berechnet. Aus diesem konnte die elektromyographische Aktivität (EA) als „root mean square“ (RMS) berechnet werden. Gefilterte bzw. nicht darzustellende Werte wurden als undefinierte, sogenannte „Not a Number“ (NaN)-Werte registriert, damit diese in den späteren Berechnungen nicht miteinbezogen wurden. Außerdem zeichneten die Geräte simultan die Herzfrequenz und das externe Signal eines Kraftsensors (S-Type Load Cellmodel 615, Tedeo-Huntleigh®) in Newton (N)

¹ Zur übersichtlicheren Darstellung wird im Weiteren ausschließlich die männliche Form verwendet; dabei ist jedoch in jedem Fall implizit auch die entsprechende weibliche teilnehmende Person gemeint.

mit ebenfalls einer Abtastrate von 4096 Hz sowie einer Auflösung von 0,3 N und einem maximalen Fehler von $< 1,0$ N auf. Die Positionen der bipolaren Elektroden wurden entsprechend der SENIAM-Leitlinien (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 1999) aufgesucht und auf der Haut mit einem wasserfesten Stift markiert. Anschließend wurden diese auf einer Schablone (Klarsichtfolie) in Bezug auf individuelle Hautmerkmale der Probanden (bspw. Hautnävi, Hämangiome oder oberflächliche Venen) aufgezeichnet. Nachdem alle entsprechenden Stellen markiert wurden, konnte die Haut für die Messungen vorbereitet werden. Hierfür wurden Körperhaare mit einem Rasierer entfernt und die Haut mit einem abrasiven Gel (Nuprep Skin Prep Gel, Weaver and Company, Aurora, Colorado, Vereinigte Staaten von Amerika) bearbeitet, um die Impedanz der Ableitstellen zu reduzieren. Anschließend konnten die selbstklebenden Elektroden (KENDALL™ H93SG mit Hydrogel und Ag/AgCl-Sensor, 42 mm x 24 mm, Covidien, Dublin, Irland) gemäß aktueller SENIAM-Leitlinien (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 1999) auf der vorbereiteten Haut platziert werden. Die Muskeln wurden dabei jeweils mit einem Elektrodenpaar beklebt. Mit einem Elektrodenabstand von 2 cm wurde das Elektrodenpaar mittig über dem Muskelbauch in Neutral-Null-Stellung, dem Muskelfaserverlauf folgend, angebracht. Eine zusätzliche Neutralelektrode wurde über dem Vertebra prominens angebracht. Zur simultanen Messung der Herzfrequenz wurden außerdem zwei Elektroden am Brustkorb im Verlauf der Herzachse positioniert.

Die beiden PS11-UD nahmen nun die elektromyographische Aktivität (EA) als quadratischen Mittelwert („root mean square“ RMS) und die Signale des Kraftsensors auf und übermittelten diese über Bluetooth oder kabelgebunden an einen Laptop. Vor Beginn der eigentlichen Messungen wurde eine Testmessung durchgeführt, um die Qualität der Messsignale sowie die Korrektheit des Kabelanbringens und eine möglicherweise damit verbundene Störung des Probanden zu überprüfen.

2.3 Versuchsaufbau und -ablauf

2.3.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Die Probanden sollten gesund und zwischen 18 und 67 Jahre alt sein. Ausgeschlossen wurden Personen, die die oben genannten Kriterien nicht erfüllten, sowie Menschen unter dem Einfluss von Rauschmitteln, Analgetika oder Muskelrelaxantien, Personen, die in ihrer Leistung eingeschränkt waren, an Erkrankungen (insbesondere des muskuloskelettalen Systems) litten, nicht einwilligungsfähige Personen und Personen, die aufgrund sprachlicher oder kognitiver Barrieren nicht fähig waren, an den Versuchen teilzunehmen.

2.3.2 Vorbereitung der Messungen

Zunächst wurde von jedem Probanden eine Anamnese erhoben und eine kurze körperliche Untersuchung (Funktionsprüfung) durchgeführt. Erfüllte der Proband die Kriterien zur Durchführung der Messungen, musste ein Fragebogen mit Angaben zur sportlichen Aktivität sowie den in den letzten 5 Jahren ausgeübten beruflichen Tätigkeiten ausgefüllt werden. Außerdem wurden alle Probanden gewogen, die Körpergröße gemessen und das Alter, Geschlecht sowie die Händigkeit erfasst. Nach einer kurzen Aufwärmphase wurden die Messungen gestartet.

2.3.3 Referenzwertbestimmungen

Zur Bestimmung von Referenzwerten für die Normalisierungsberechnungen führten die Probanden im ersten Teil der Studie isometrische Maximalkontraktionen (iMVC), zwei verschiedene isometrische Submaximalkontraktionen (iSVC_{rel}) relativ zur jeweiligen Muskelkontraktion bei maximaler Kraft des Probanden und zwei absolute isometrische Submaximalkontraktionen (iSVC_{abs}), die in Vorversuchen zur Studie festgelegt worden waren, mit den jeweiligen Muskeln durch (vgl. Tabelle 2-1).

Tabelle 2-1: Isometrische Submaximalkontraktionen (iSVC_{abs})

	M. biceps brachii (MBB)	M. triceps brachii (MTB)	M. extensor digitorum (MED)	M. flexor digitorum (MFD)
iSVC_{abs} klein	50 N	40 N	30 N	30 N
iSVC_{abs} groß	110 N	80 N	60 N	60 N

Diese erfolgten an einer von Mitarbeitern des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung für die Studie entwickelten verstellbaren Messvorrichtung (vgl. Abbildung 2-1). Ein Gutachten des Medizin-Technischen Servicezentrums (Universitätsklinikum Tübingen) vor Beginn der Studie gab die Messvorrichtung zur Nutzung für Studien am Menschen frei. Die Probanden nahmen in einer standardisierten Position auf dem Stuhl der Messvorrichtung Platz: Sitzend mit dem Unterarm der dominanten Seite horizontal auf den Polstern aufliegend, der Oberarm senkrecht dazu in Neutral-Null-Stellung und der Oberkörper in aufrechter Position. Der Unterarm wurde an den gepolsterten Auflagen der höhenverstellbaren und verschieblichen Halterungen (vgl. Abbildung 2-1) mit Gurten fixiert, um Bewegungen bei den isometrischen Kontraktionen zu verhindern. Unter der distalen Auflage war der für die Kraftmessung verwendete Sensor (vgl. 2.2) angebracht. Zudem zeigte dieser die vertikal auf den Sensor wirkenden Kräfte in Newton auf einem sowohl für die Probanden als auch für den Untersucher sichtbaren Bildschirm in Echtzeit an. Neben dem visuellen Feedback für die Probanden konnte hier die Einhaltung der vorgegebenen Kräfte durch den Untersucher überprüft werden. Zur Messung der verschiedenen Muskeln waren zwei Positionen notwendig (vgl. Abbildung 2-1 und Abbildung 2-2). Für den MED und MFD war die Auflage mit dem Kraftsensor unter der Handfläche angebracht, der Unterarm wurde im Bereich des Handgelenks zusätzlich fixiert. Für den MTB und MBB befand sich der Kraftsensor unterhalb des distalen Endes des Unterarms. Die Probanden mussten hier zusätzlich während der Messungen einen Stab in vertikaler Position halten, sodass der Unterarm in neutraler Stellung blieb.



Abbildung 2-1: Messvorrichtung in Position für MBB und MTB



Abbildung 2-2: Messvorrichtung in Position für MED und MFD

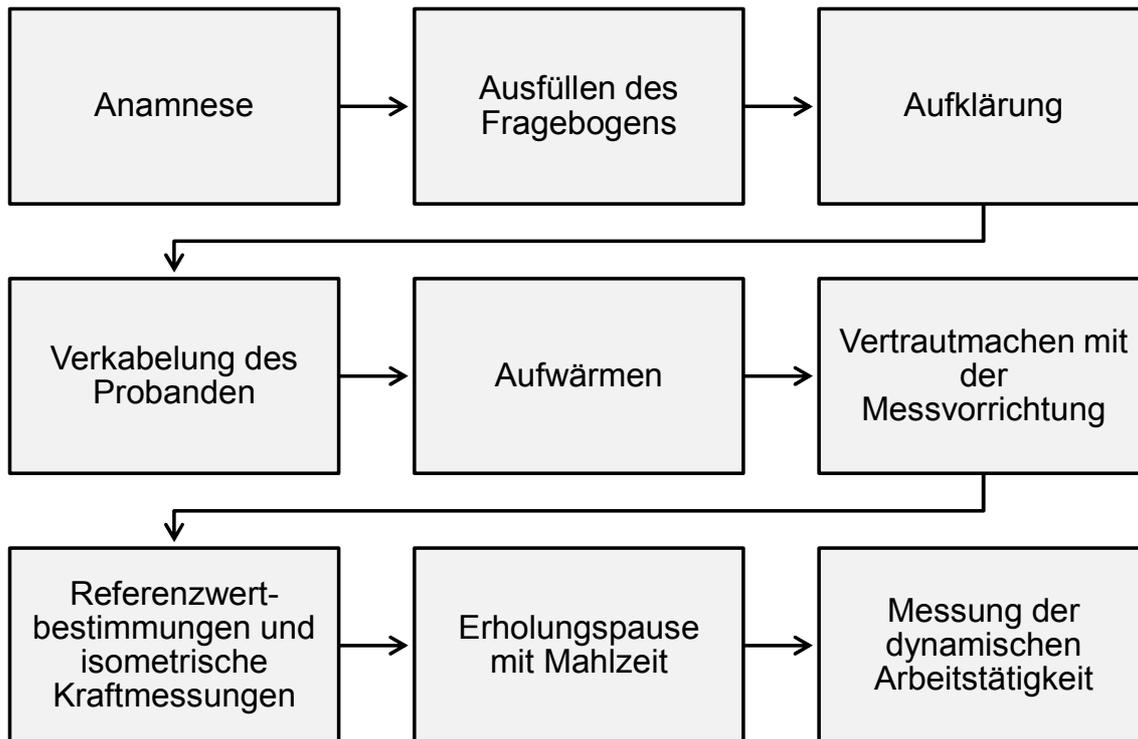


Abbildung 2-3: Messablauf

Nachdem der Untersucher die Probanden über den Messablauf (vgl. Abbildung 2-3) aufgeklärt hatte und diese sich mit der Messvorrichtung und beiden Positionen vertraut machen konnten, wurden zunächst kurze Testmessungen durchgeführt, bei denen sich die Probanden mit submaximalem Krafteinsatz an die jeweilige Kontraktion der Muskulatur gewöhnen sollten. Dadurch wurde eine korrekte Ausführung während der anschließenden Messreihe gewährleistet. Die Testmessungen wurden nicht aufgezeichnet. Die Messreihe begann schließlich mit den $iSVC_{abs}$, gefolgt von je drei $iMVC$. Aus dem höchsten Kraftwert der drei $iMVC$ wurden die $iSVC_{rel}$ mit 20 % und 40 % berechnet. Die $iSVC_{abs}$ wurden durch Vorversuche definiert mit mutmaßlich kleineren Kräften relativ zu den Maximalkräften (ca. 20-60 % der Maximalkraft): Für den MED und MFD mit je 30 N und 60 N, für den MTB mit 40 N und 80 N und für den MBB mit 50 N und 110 N (s. oben). Die Submaximalkontraktionen mussten jeweils 15 Sekunden von den Probanden gehalten werden, hier war eine Abweichung von 10 % der vorgegebenen Kraft im Zeitraum einer Sekunde erlaubt. Die $iMVC$ -Messungen dauerten 5 Sekunden und wurden drei Mal durchgeführt. Um möglichst nahe an die tatsächlich möglichen Maximalkräfte zu reichen, wurden die Probanden

während der Messungen verbal motiviert. Außerdem sollte die Kraft langsam (über 2-3 Sekunden) aufgebaut werden, um ein schwunghaftes „Reißen“ zu verhindern, da dies in der Regel zu Messartefakten führt. Zwischen den Messungen wurden ebenfalls in Vorversuchen festgelegte Erholungspausen eingehalten. Diese betragen je nach Höhe der angewendeten Kraft zwischen 40 und 90 Sekunden. Alle durchgeführten Messungen wurden vom Untersucher überwacht und bei falscher Ausführung gegebenenfalls nach einer entsprechenden Pause wiederholt.

2.3.4 Messung einer Arbeitstätigkeit

Im Anschluss an die isometrischen Kontraktionsmessungen zur Bestimmung der Referenzwerte begann nach einer 30-minütigen Erholungspause mit standardisierter Mahlzeit (ein belegtes Brötchen, wahlweise mit Wurst oder Käse) der zweite Teil der Studie. Hierbei mussten die Probanden im Sinne einer „repetitiven Schraubtätigkeit“ 72 Schrauben innerhalb von einer Stunde in ein Brett eindrehen und festziehen (vgl. Abbildung 2-4).

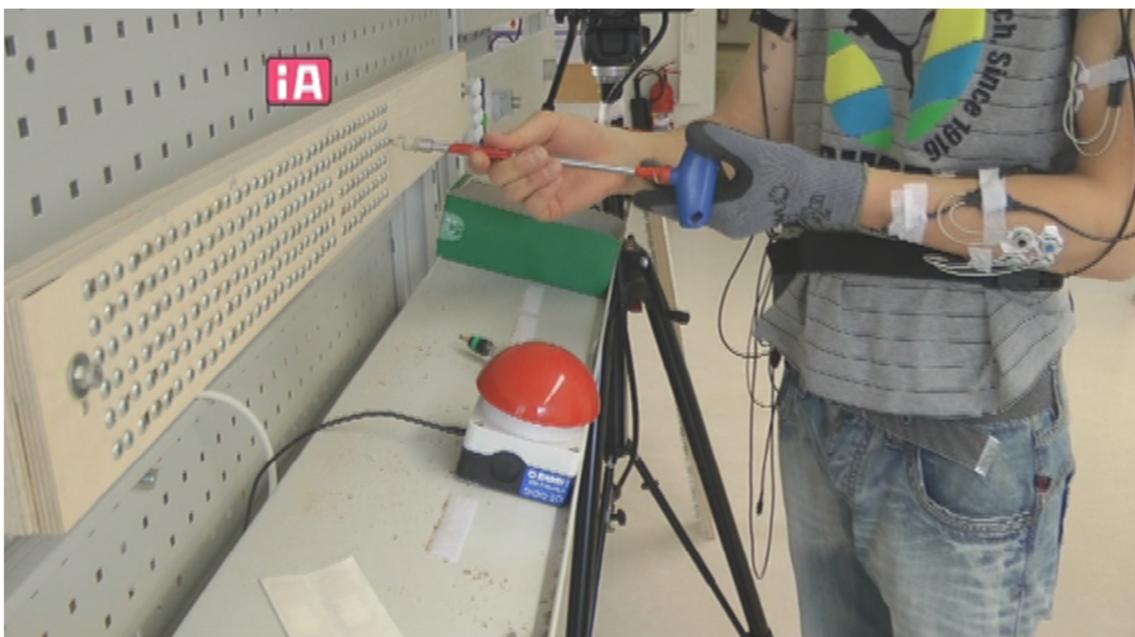


Abbildung 2-4: Dynamische Arbeitstätigkeit

Dies sollte eine dynamische Arbeitstätigkeit an einem Produktionsarbeitsplatz simulieren, um eine realistische Messsituation für die spätere Auswertung zu erhalten. Jeweils sechs Schrauben (SPAX® Universalschrauben mit

Halbrundkopf, 4,5 x 45 mm, TX20 der Firma SPAX International GmbH & Co. KG, Ennepetal, Deutschland) wurden in 12 vertikalen Reihen mit vorgebohrten Löchern in ein Holzbrett (Multiplex Birke BB/WG1250 x 2500 x 15 mm) mit einem passenden Torx-Schraubendreher mit T-Griff (T45, GEDORE, Remscheid, Deutschland) eingedreht und am Ende jeder Reihe mit einem Drehmomentschlüssel (Serie 7400 Kraftform mit Pistolengriff, WERA, Wuppertal, Deutschland) und einem Drehmoment von 4,0 Nm festgezogen. Bereits im Vorfeld (vor Beginn der isometrischen Kontraktionsmessungen) konnten die Probanden den Umgang mit dem Schraubendreher sowie dem Drehmomentschlüssel üben und hatten eine Testreihe mit sechs Schrauben eingedreht und festgezogen. Das Holzbrett war an einer höhenverstellbaren Wand befestigt und wurde auf die individuelle Körpergröße angepasst. Hierzu stellte sich jeder Proband in aufrechter Position mit den Unterarmen im rechten Winkel vor das verstellbare Holzbrett, welches so weit erhöht oder herabgesenkt wurde, dass die Hand sich in der Mitte des Bretts befand. Circa 20 cm über dem Holzbrett befand sich ein ebenfalls in Verbindung mit dem Holzbrett höhenverstellbarer Monitor im Blickfeld der Probanden, welcher die Taktfrequenz für das Eindrehen und Festziehen jeder Schraube vorgab. Nach jedem Zyklus (Eindrehen und Festziehen einer Reihe mit 6 Schrauben) fand eine kurze Erholungspause statt. Die Taktfrequenz bzw. die Arbeitsgeschwindigkeit wurde mithilfe der MTM-Methode (Methods-Time Measurement) berechnet. Diese findet hauptsächlich in der industriellen Arbeitsablauf-Zeitanalyse manueller Tätigkeiten Anwendung, um zu ermitteln, wieviel Zeit ein Arbeiter für unterschiedliche Arbeitsabläufe benötigt. Durch die Zeitvorgabe war gewährleistet, dass alle Probanden die Arbeitsaufgabe in derselben Geschwindigkeit bewältigten. Die korrekte Ausführung wurde auch hier durch den Untersucher überwacht. Beide Teile der Studie wurden per Videoaufzeichnung dokumentiert. Zudem wurde die Datenanzeige der OEMG-Messung auf dem Video mitaufgezeichnet, um das Videomaterial der Probandenbewegung mit den Messdaten zu synchronisieren.

2.4 Berechnungen und statistische Analyse

2.4.1 Datenaufbereitung und Definition der Analysephasen

Nach der Sicherung der bereits gefilterten und geglätteten (vgl. 2.2) Daten konnten diese weiter aufbereitet werden. Während der Messungen wurden bereits Start- und End-Marker für alle Versuchsteile durch den Untersucher in die Messdatei gesetzt. Diese konnten allerdings nur zur Orientierung verwendet werden, da die Marker nicht mit der tatsächlichen Ausführung durch den Probanden exakt synchron waren. Unter anderem aus diesem Grund mussten neue Phasen für die spätere Berechnung unter Sichtung der gemessenen Daten im Abgleich mit den Videoaufnahmen manuell gesetzt werden. Zudem sollten definierte Analysephasen ausgewertet werden, damit bei allen Probanden dieselbe Datenmenge zur Referenzwertbestimmung und Normalisierung verwendet würde. Hierfür wurden die Messdateien in eine von Mitarbeitern des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung programmierte Software („SABCOM“) importiert, in der Start- und Endpunkt jeder Phase im Datensatz markiert wurden. Für jede Phase wurden statistische Kenngrößen berechnet.

In der Literatur ließen und lassen sich keine klaren Empfehlungen zu Analysezeiten für die zu untersuchenden Normalisierungsgrößen finden. Für Normalisierungen in Bezug auf die iMVC werden häufig Analysefenster von 1-3 Sekunden zur Berechnung verwendet (Bao et al., 1995; Ekstrom et al., 2005; Castelein et al., 2015; Dal Maso et al., 2016). Es werden jedoch aufgrund einer besseren Reproduzierbarkeit hierfür teilweise auch kürzere Analysefenster empfohlen (Fischer et al., 2010; Schwartz et al., 2017), wobei dann die Gefahr besteht, „das Level der Muskelaktivierung zu überschätzen“ (Schwartz et al., 2017). Außerdem stellt eine rasch zunehmende Muskelermüdung bei Maximalkontraktionen ein Problem dar (Soylu und Arpinar-Avsar, 2010). Bei Normalisierungen in Bezug auf Submaximalkontraktionen werden meist längere Analysezeiten im Bereich von mehreren Sekunden angegeben (Bao et al., 1995; Dowler et al., 2001; Cid et al., 2017).

Folgende zu analysierende Phasen (Analysephasen) wurden für diese Arbeit definiert: Für die Normalisierungen zu Submaximalkontraktionen, d. h. für $iSVC_{rel}$ 20 % und 40 % sowie $iSVC_{abs}$ mit kleiner und großer Kraft, wurden aus den im Versuch 15 Sekunden lang gehaltenen Kräften die stabilsten 10 Sekunden gewählt. Eine Abweichung der tatsächlich ausgeübten Kraft von über 10 % zur vorgegebenen Kraft wurde nicht toleriert und führte zum Ausschluss der Phase für die spätere Auswertung. Bei den iMVC wurde die im Median über 1,5 Sekunden höchste erreichte Kraft ausgewählt. Dadurch war eine ausreichende Datenmenge zur Auswertung verfügbar, insbesondere im Hinblick auf die stochastische Signalnatur der OEMG-Signale, und kein wesentlicher Abfall in der maximal erreichten Kraft des Probanden vorhanden. Die komplette Arbeitstätigkeit über 60 Minuten wurde als einzelne Phase gesetzt. Aufgrund der Menge der aufgezeichneten Daten mussten die Analysephasen durch drei verschiedene Untersucher gesetzt werden. Um sicherzustellen, dass die Phasen gleichwertig und korrekt gesetzt wurden, wurde die Interrater-Reliabilität bei den Datensätzen von 10 Probanden mittels Cronbachs Alpha (vgl. 2.4.4.4) in SPSS (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 21.0, IBM Armonk, New York, Vereinigte Staaten von Amerika) ermittelt. Hierbei zeigte sich eine exzellente interne Konsistenz bei allen gesetzten Phasen ($\alpha > 0,9$). Während des Setzens der Analysephasen konnten die Daten außerdem auf ihre Plausibilität geprüft und mit den Videoaufzeichnungen erneut die korrekte Durchführung der Versuche verifiziert werden.

Nach Setzen aller Analysephasen wurde der Median der elektrischen Aktivität im OEMG-Signal innerhalb dieser Phasen mit der Software SABCOM berechnet und anschließend exportiert. Die exportierten Werte wurden für die Normalisierungsberechnungen und die weitere statistische Auswertung in eine Jump-Tabelle (SAS JMP 10/13, SAS, Cary, North Carolina, Vereinigte Staaten von Amerika) konvertiert.

2.4.2 Normalisierungsberechnungen

Die Normalisierung erfolgte für jeden abgeleiteten Muskel mit den gemessenen Referenzwerten bei iMVC sowie den vier Submaximalkontraktionen (s. unten). Daraus ergaben sich pro abgeleitetem Muskel folgende fünf unterschiedliche Normalisierungen:

Die gemessene EA im Verhältnis zur EA bei

- isometrischer Maximalkontraktion (iMVC): **MVE**-Normalisierung (**maximal voluntary electrical**)
- einer Muskelkontraktion mit 20 % der isometrischen Maximalkontraktion ($iSVC_{rel}$): **RVE_{rel}**-Normalisierung (**relative reference voluntary electrical**)
- einer Muskelkontraktion mit 40 % der isometrischen Maximalkontraktion ($iSVC_{rel}$): **RVE_{rel}**-Normalisierung
- isometrischer Submaximalkontraktion mit geringer definierter Kraft ($iSVC_{abs}$): **RVE_{abs}**-Normalisierung (**absolute reference voluntary electrical**)
- isometrischer Submaximalkontraktion mit großer definierter Kraft ($iSCV_{abs}$): **RVE_{abs}**-Normalisierung

2.4.3 Gruppenzuordnungen

Um eventuelle Unterschiede bzw. verschiedene Interpretationsmöglichkeiten der verwendeten Referenzwerte sichtbar zu machen, wurden die Probanden Gruppen zugeordnet und verglichen.

2.4.3.1 Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit

Hierfür wurden die Probanden nach Geschlecht in zwei Gruppen aufgeteilt, da „die körperliche Leistungsfähigkeit [u. a.] wesentlich von der Muskelkraft abhängt“ (Baur, 2013). Die Muskelkraft ist geschlechtsabhängig und bei Frauen mit ca. 70 % der Muskelkraft von Männern insgesamt geringer – bei den Flexoren der Unterarme sogar bis zu 50 % (Baur, 2013). Durch diese Gruppeneinteilung konnten entsprechend Gruppen mit unterschiedlicher physischer Leistungsfähigkeit mit den verwendeten Referenzwerten verglichen werden.

Somit wurde hier die ungleiche Beanspruchung verschiedener ausführender Personen durch dieselbe Tätigkeit untersucht.

2.4.3.2 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften

Für diesen Vergleich wurde das Kollektiv hälftig und randomisiert zwei Gruppen zugeteilt: Eine Gruppe führte für den jeweiligen Muskel eine definierte große statische Kraft aus – die andere Gruppe eine definierte kleine statische Kraft. Die Messposition entsprach dabei der Position der Referenzwertbestimmungen der Muskeln und die Kräfte jeweils der großen und kleinen iSVC_{abs} (vgl. 2.3.3).

Hiermit sollten die ungleichen Belastungen zweier Arbeitstätigkeiten an den Probanden unterschieden werden.

2.4.3.3 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit

Diese Gruppenzuordnung ist eine Kombination aus den vorherigen (vgl. 2.4.3.1 und 2.4.3.2): Es erfolgte zunächst wieder die Einteilung in zwei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit nach Geschlecht (s. oben), um dann analog zu 2.4.3.2 den Gruppen eine definierte statische Kraft zuzuordnen. Um einen möglichst deutlichen Effekt zu erzielen, wurde von der Frauengruppe die große Kraft und von der Männergruppe die kleine Kraft ausgeführt.

Dieses Szenario sollte einer Untersuchung von Arbeitstätigkeiten mit unterschiedlichen Belastungen entsprechen, die zudem durch Individuen mit ungleicher physischer Leistungsfähigkeit ausgeführt und damit ungleich beansprucht werden.

2.4.4 Verwendete Statistik

2.4.4.1 Median- und Mittelwerte

Bei den inkonsistenten Daten von OEMG-Messungen mit starken Schwankungen im abgeleiteten Signal und der hohen Anzahl von Datenpunkten lassen sich Berechnungen nicht mit Einzelwerten durchführen. Deshalb müssen statistische Lageparameter zur Auswertung der OEMG-Daten angewendet

werden. Insbesondere bei kurzen Messungen mit nur wenigen Datenpunkten, wie bspw. der Maximalkraftmessung dieser Arbeit, besteht bei einem solchen Signal die Gefahr einer relevanten Änderung des arithmetischen Mittels durch Extremwerte, sodass für diese Arbeit ausschließlich Medianwerte der Messdaten verwendet wurden. Da die gemessenen Daten zudem nicht einer Normalverteilung entsprachen (vgl. 3.3), wurden zur besseren Interpretation (Lange und Bender, 2007a) für die weiteren Berechnungen ebenfalls hauptsächlich Medianwerte angewendet. Lediglich unter 3.7 wurden aufgrund der Normalverteilung im intraindividuellen Vergleich auch Mittelwerte (arithmetisches Mittel) angewendet.

2.4.4.2 Boxplot-Diagramme

Zur Darstellung der Ergebnisse wurden neben einfachen Balkendiagrammen und Tabellen vor allem Boxplot-Diagramme genutzt:

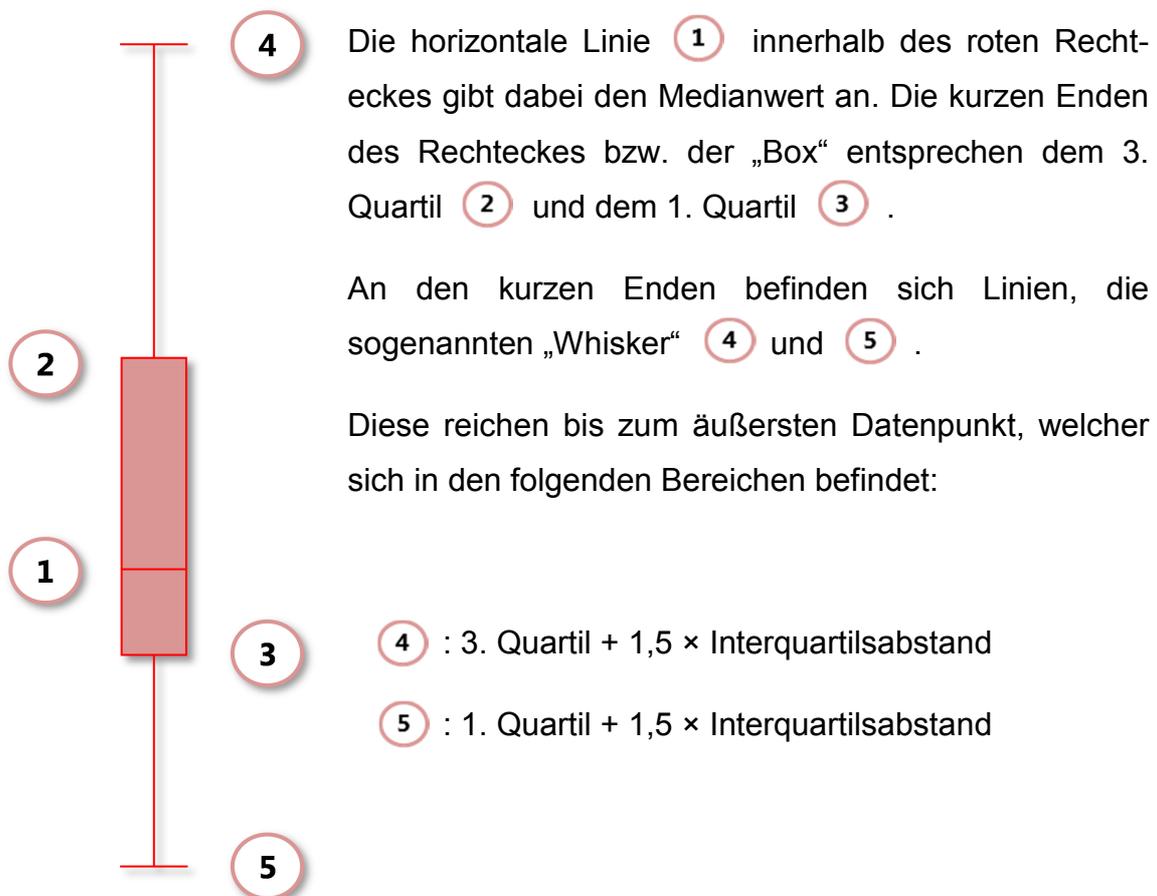


Abb. 2-5: Boxplot-Diagramm

(SAS Institute Inc., 2017)

2.4.4.3 Signifikanztests

Um Unterschiede der Normalisierungsverfahren erkennen und untersuchen zu können, wurden für diese Arbeit Signifikanztests auf die Daten angewendet. Diese bieten die Möglichkeit, solche Unterschiede statistisch nachzuweisen (Lange und Bender, 2007b).

2.4.4.3.1 Wilcoxon-Rangsummentest

Da die Daten dieser Arbeit nicht normalverteilt sind (vgl. 3.3), wurde als nichtparametrischer Signifikanztest der Wilcoxon-Rangsummentest verwendet (Bender et al., 2007). Alle Berechnungen erfolgten mit SAS Jmp. Die Ergebnisse wurden als p-Wert angegeben und das Signifikanzniveau im Vorfeld mit 5% festgelegt. Mit einem $p \leq 0,05$ wurden die Unterschiede damit als signifikant bezeichnet. Werte im Bereich $0,001 < p \leq 0,01$ wurden als „sehr signifikant“ und mit einem $p \leq 0,001$ als „hochsignifikant“ betrachtet.

2.4.4.3.2 Effektstärke

Zur besseren Einordnung der Unterschiede wurde zudem die Effektstärke berechnet. Mit der Effektstärke kann im Gegensatz zum Wilcoxon-Rangsummentest (s. oben) und anderen Signifikanztests das Ausmaß eines Gruppenunterschiedes bewertet werden (Sullivan und Feinn, 2012). Berechnet wurde die Effektstärke mittels Cohen's d_s unter Verwendung der gepoolten Standardabweichung beider Gruppen:

$$d_s = \frac{\text{Mittelwert}_1 - \text{Mittelwert}_2}{\text{Gepoolte Std. Abweichung}}$$

Dabei wurden Werte zwischen 0,2 und 0,5 als kleiner Effekt, Werte zwischen 0,5 und 0,8 als mittlerer und Werte größer als 0,8 als starker Effekt angesehen (Cohen, 1988).

2.4.4.4 Crohnbachs Alpha

Wegen der großen Datenmenge wurden die Analysephasen zur Berechnung der Werte durch mehrere Untersucher markiert (s. oben). Die Interrater-Reliabilität der markierten Phasen wurde mittels Crohnbachs Alpha in SPSS

überprüft. Cronbachs Alpha ist ein Maß zur Beurteilung der Reliabilität oder inneren Konsistenz von Versuchsteilen innerhalb einer Skala (Goforth, 2015). Dabei wird dieser als quantitatives Maß der Konsistenz aus den Daten errechnet und erreicht Werte zwischen 0 und 1, wobei höhere Werte für eine höhere interne Konsistenz stehen (Schecker, 2014).

3 Ergebnisse

3.1 NaN-Werte und Abweichungen

3.1.1 NaN-Anteil

Durch die zum Teil sehr kurzen Messzeiten, bspw. der Maximalkontraktionmessungen, hätten NaN-Werte (vgl. 2.2) der Messgeräte die Auswertung stark beeinflussen können. Um dies zu verhindern, waren in der verwendeten Analysesoftware SABCOM Grenzwerte hinterlegt, bei denen ein NaN-Anteil von $\geq 76\%$ zum Ausschluss der Phase führte und bei einem Anteil von $\geq 67\%$ und $< 76\%$ eine Warnung angezeigt wurde. Sämtliche Analysephasen wurden schließlich manuell unter Zuhilfenahme der Videoaufzeichnungen auf ihre Plausibilität überprüft.

3.1.2 Kraftabweichungen von der Sollkraft

Die von den Probanden gehaltene Kraft wurde auf einem Bildschirm in Echtzeit kontrolliert (vgl. 2.3). Die Abweichungen von den Sollkräften waren dabei insgesamt gering:

Tabelle 3-1: Kraftabweichungen von der Sollkraft in Newton (N)

Sollkraft	M. biceps brachii		M. triceps brachii		M. extensor digitorum		M. flexor digitorum	
	50 N	110 N	40 N	80 N	30 N	60 N	30 N	60 N
Median	50,67	108,67	40,00	79,50	29,58	59,17	30,33	59,00
1. Quartil	49,17	107,17	39,00	77,83	29,00	58,33	29,33	57,67
3. Quartil	51,50	109,75	41,00	80,67	30,67	60,00	31,00	60,17
Minimum	46,67	99,33	37,00	71,83	24,33	49,50	21,33	50,33
Maximum	59,83	119,33	50,67	87,67	37,00	63,67	39,67	66,67

Bei den großen Kräften waren die Istkräfte im Median tendenziell etwas niedriger als die vorgegebenen Sollkräfte mit der relativ größten Abweichung bei der großen Kraft des MFD mit 1,00 N.

Abbildung 3-1 zeigt die Abweichungen von der Sollkraft als Boxplot-Diagramm. Die Sollkraft ist hier jeweils als grün gestrichelte Linie gekennzeichnet.

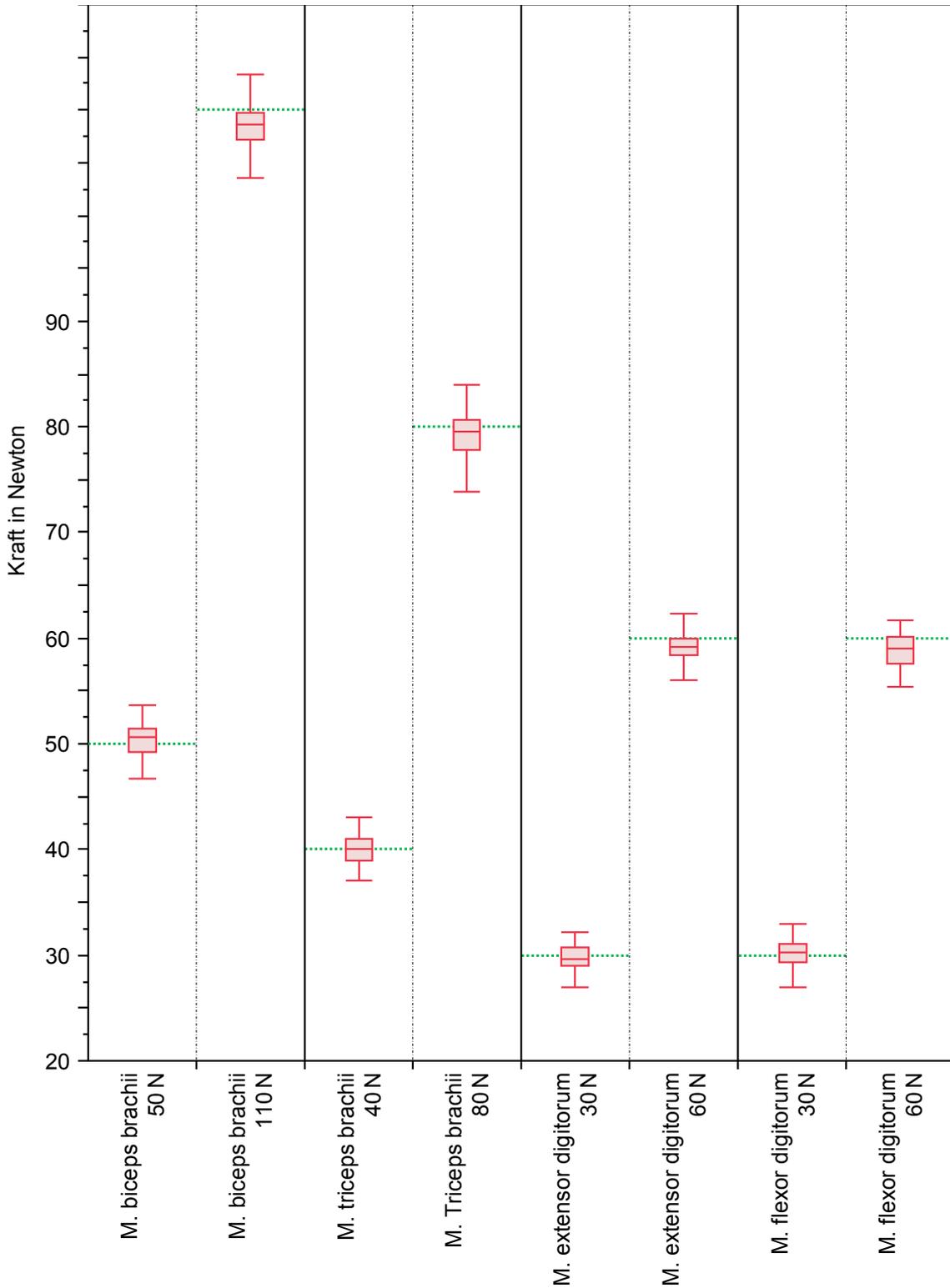


Abbildung 3-1: Kraftabweichungen von der Sollkraft (Sollkraft = gestrichelte Linie)

3.2 Finale Studienpopulation und Anthropometrie

Die finale Studienpopulation, welche zur Auswertung verwendet wurde, bestand aus 31 Frauen (F) und 28 Männern (M) im Alter von 21 bis 63 Jahren mit einem Altersmedian von 28 Jahren (vgl. Tabelle 3-2).

Tabelle 3-2: Anthropometrie

	Alter in Jahren		Größe in cm		Gewicht in kg		BMI in kg/m ²		Sport in h/Woche		Max. Kraft MBB in N	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Median	27	28	181	167	80,2	63	24,1	22,6	5	4	318,8	186,8
Minimum	21	21	176	157	62	53,5	20,0	17,7	0	0,5	229,2	117
Maximum	63	63	192	181	122	87	33,8	30,9	20	12	447,8	247,3
Median gesamt	28		175		73,5		23,06		4		229,67	

Die Größe der Probanden betrug im Median 175 cm mit einem Interquartilsabstand (IQA) von 167-181 cm, das Körpergewicht lag im Median bei 73,5 kg (IQA 62-81 kg) und der Body Mass Index (BMI) bei 23,06 kg/m² (IQA 21,55-25,97). Aus der Befragung zur sportlichen Betätigung ging hervor, dass die Probanden im Median 4 Stunden pro Woche Sport treiben (IQA 2-6 Stunden).

Die maximale Kraft des MBB unterschied sich zwischen Frauen und Männern deutlich: Die Frauen erreichten im Median 186,8 N als Maximum, während die Männer 318,8 N erreichten. Das Minimum der Frauen war mit 117 N beim MBB zudem im Bereich der großen iSVC_{abs} (110 N). Bei den weiteren Muskeln zeigten sich ähnliche Unterschiede.

3.3 Verteilung der Daten

Die Verteilung der Daten wurde vor den Auswertungen mit SAS Jmp erstellt und visuell auf eine Normalverteilung geprüft. Eine Normalverteilung ließ sich dabei nicht feststellen.

3.4 Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit

3.4.1 M. biceps brachii

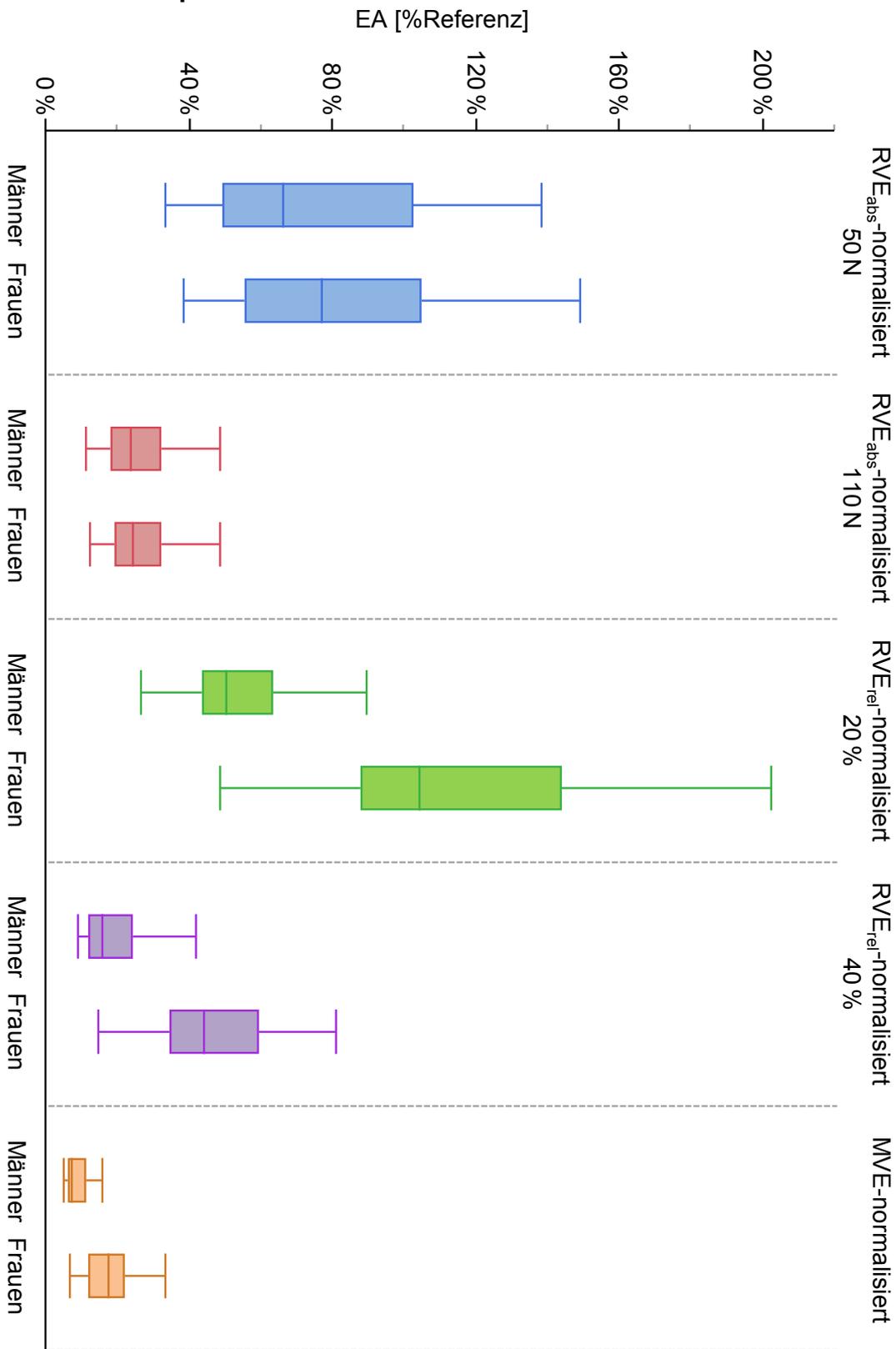


Abbildung 3-2: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MBB

Abbildung 3-2 zeigt die gemessene elektromyographische Aktivität des MBB in Prozent des Referenzwertes der jeweiligen Normalisierungen für Gruppen unterschiedlicher physischer Leistungsfähigkeit, d. h. der Gruppe der Männer und der Gruppe der Frauen. Während sich die Boxplot-Diagramme der Gruppen der zwei auf absolute isometrische Submaximalkontraktionen normalisierten Werte (RVE_{abs} 50 N und RVE_{abs} 110 N) ähneln, unterscheiden sich die der drei anderen Normalisierungen mit insgesamt niedrigeren Werten der Männergruppe. In Tabelle 3-3 finden sich die Ergebnisse mit berechnetem Wilcoxon-Rangsummentest und berechneter Effektstärke im Detail:

Tabelle 3-3: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. biceps brachii

	RVE _{abs} -normal. 50N		RVE _{abs} -normal. 110N		RVE _{rel} -normal. 20%		RVE _{rel} -normal. 40%		MVE-normalisiert	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Median	0,66	0,77	0,24	0,25	0,50	1,04	0,16	0,44	0,08	0,17
1. Quartil	0,49	0,56	0,18	0,19	0,44	0,88	0,12	0,35	0,06	0,12
3. Quartil	1,02	1,05	0,32	0,32	0,63	1,44	0,24	0,59	0,11	0,22
IQA	0,53	0,49	0,14	0,13	0,19	0,56	0,12	0,25	0,05	0,10
Wilcoxon-Rangsummentest [p]	0,29		0,57		< 0,0001		< 0,0001		< 0,0001	
Effektstärke	0,35		0,28		1,48		1,68		1,42	

Im Gegensatz zu den beiden RVE_{abs}-Normalisierungen konnten bei den beiden RVE_{rel}-Normalisierungen und der MVE-Normalisierung im Wilcoxon-Rangsummentest signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Gruppe der Männer hatte bei diesen Verfahren eine signifikant geringere gemessene elektromyographische Aktivität in Prozent des Referenzwertes als die Gruppe der Frauen bei der 60-minütigen „repetitiven Schraubtätigkeit“, was der geringeren Beanspruchung entspricht. Hier zeigte die berechnete Effektstärke bei allen drei Normalisierungen einen starken Effekt mit Werten größer als 1,4.

3.4.2 M. triceps brachii

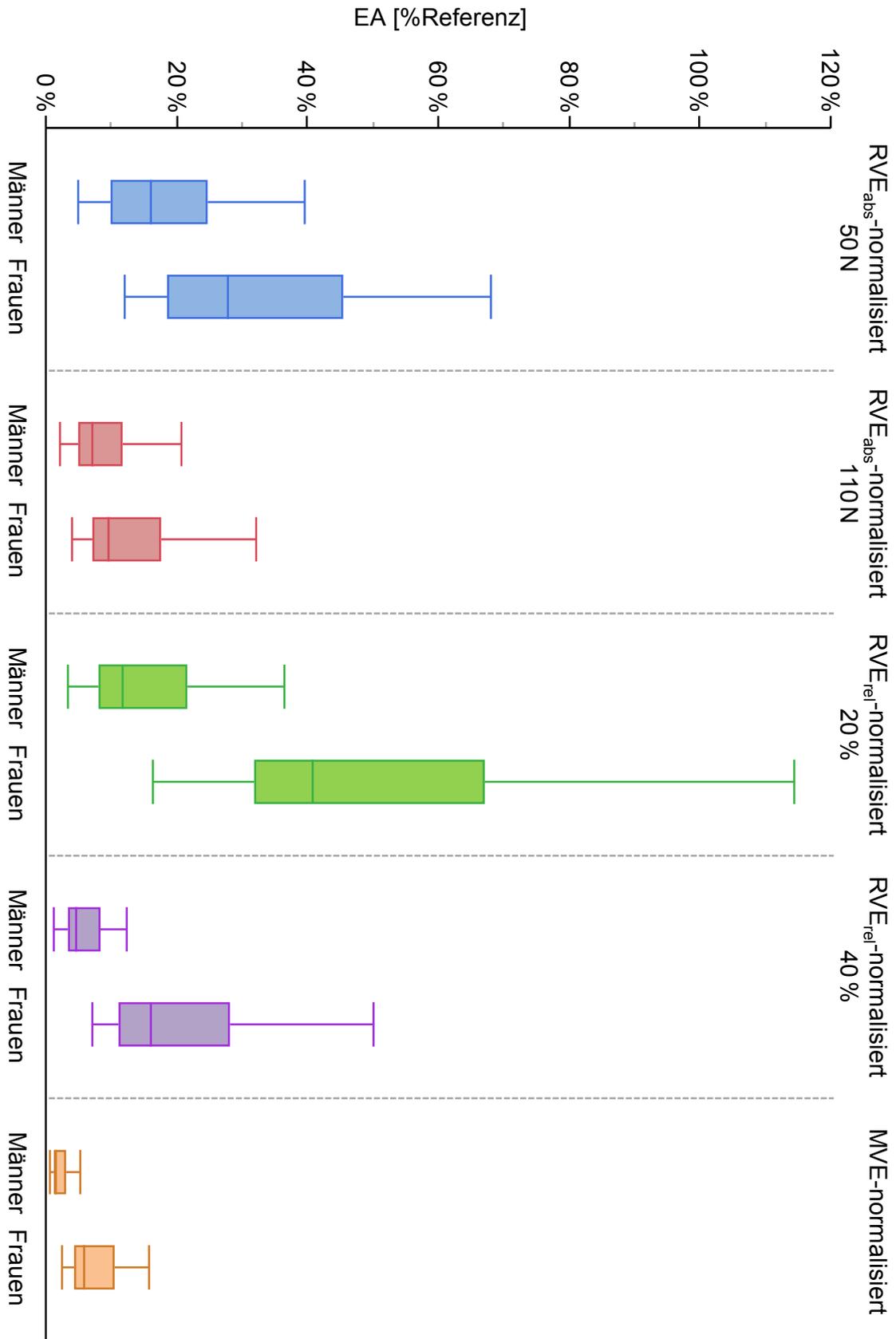


Abbildung 3-3: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MTB

In Abbildung 3-3 sind die gemessenen elektrischen Aktivitäten des MTB beider Gruppen mit allen fünf Normalisierungen dargestellt. Hier wurden ebenfalls bei den RVE_{rel} -Normalisierungen und der MVE-Normalisierung deutlichere Unterschiede der elektrischen Aktivität mit niedrigeren Werten bei der Gruppe der Männer sichtbar, womit bei diesen Normalisierungen die geringere Beanspruchung erkennbar war. Tabelle 3-4 zeigt die Ergebnisse mit den berechneten Werten des Wilcoxon-Rangsummentestes und der Effektstärke:

Tabelle 3-4: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. triceps brachii

	RVE _{abs} -normal. 40N		RVE _{abs} -normal. 80N		RVE _{rel} -normal. 20%		RVE _{rel} -normal. 40%		MVE-normalisiert	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Median	0,16	0,28	0,07	0,10	0,12	0,41	0,05	0,16	0,02	0,06
1. Quartil	0,10	0,19	0,05	0,07	0,08	0,32	0,03	0,11	0,01	0,04
3. Quartil	0,25	0,45	0,12	0,18	0,22	0,67	0,08	0,28	0,03	0,10
IQA	0,15	0,27	0,07	0,11	0,14	0,35	0,05	0,17	0,02	0,06
Wilcoxon-Rangsummentest [p]	0,0012		0,021		< 0,0001		< 0,0001		< 0,0001	
Effektstärke	0,84		0,66		1,48		1,52		1,54	

Für alle Normalisierungen waren die Unterschiede im Wilcoxon-Rangsummentest signifikant, jedoch bei den RVE_{rel} -Normalisierungen und der MVE-Normalisierung mit p-Werten < 0,0001 hochsignifikant. Die Effektstärke war auch hier mit Werten um 1,5 stärker als bei den RVE_{abs} -Normalisierungen mit 0,84 bei RVE_{abs} 40 N und 0,66 bei RVE_{abs} 80 N.

3.4.3 M. extensor digitorum

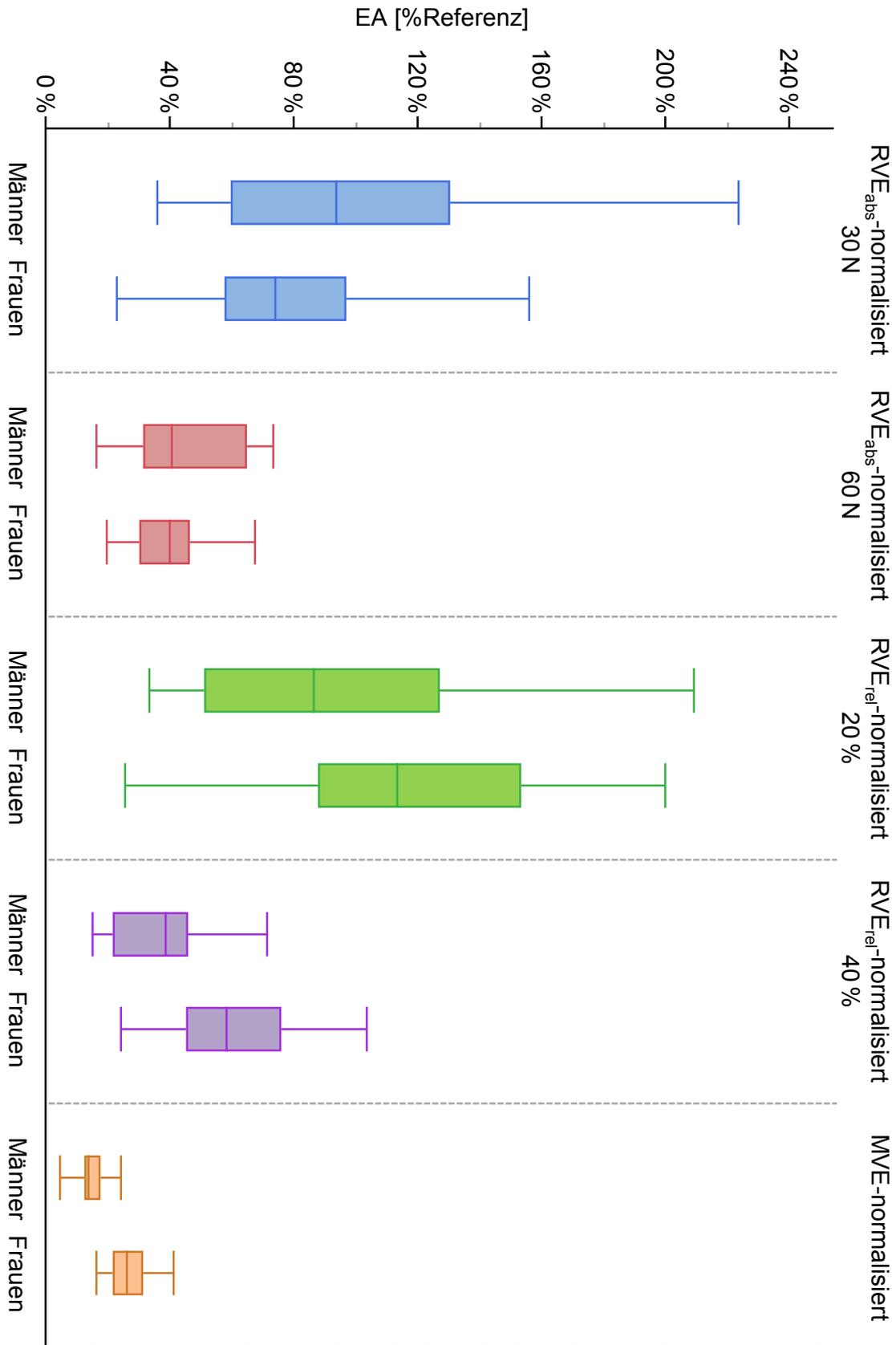


Abbildung 3-4: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MED

Für den MED sind die gemessenen elektrischen Aktivitäten der Gruppen mit unterschiedlicher physischer Leistungsfähigkeit in Abbildung 3-4 in %Referenz aller Normalisierungen abgebildet. Hier fällt bereits auf, dass bei RVE_{abs} 30 N der Median in %Referenz bei der Gruppe der Männer höher liegt als bei der Gruppe der Frauen und bei RVE_{abs} 60 N der Median fast gleich ist. Die Normalisierungen RVE_{rel} 40 % und MVE zeigen dagegen eher eine niedrigere elektromyographische Aktivität in der Gruppe der Männer. In Tabelle 3-5 zeigen die Ergebnisse mit berechnetem Wilcoxon-Rangsummentest und Effektstärke diese Unterschiede:

Tabelle 3-5: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. extensor digitorum

	RVE _{abs} -normal. 30N		RVE _{abs} -normal. 60N		RVE _{rel} -normal. 20%		RVE _{rel} -normal. 40%		MVE-normalisiert	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Median	0,94	0,74	0,41	0,40	0,86	1,13	0,39	0,59	0,14	0,26
1. Quartil	0,60	0,58	0,31	0,30	0,51	0,88	0,22	0,45	0,12	0,22
3. Quartil	1,31	0,97	0,65	0,47	1,27	1,54	0,46	0,76	0,18	0,31
IQA	0,71	0,39	0,34	0,16	0,76	0,66	0,25	0,31	0,05	0,09
Wilcoxon-Rangsummentest [p]	0,056		0,41		0,044		0,0001		< 0,0001	
Effektstärke	-0,62		-0,34		0,52		1,09		1,61	

Die Medianwerte der EA in %Referenz der Männergruppe liegen bei den RVE_{abs} -Normalisierungen über den Werten der Frauengruppe. Mit dem Wilcoxon-Rangsummentest lässt sich hier mit Werten von 0,056 und 0,41 kein signifikanter Unterschied feststellen, und die Effektstärke liegt im niedrigen negativen Bereich. Bei den anderen Normalisierungen sind die Medianwerte der Gruppe der Männer dagegen signifikant niedriger, für RVE_{rel} 40 % und MVE mit hochsignifikanten Unterschieden und einer Effektstärke von um 1,09 bzw. 1,61.

3.4.4 M. flexor digitorum

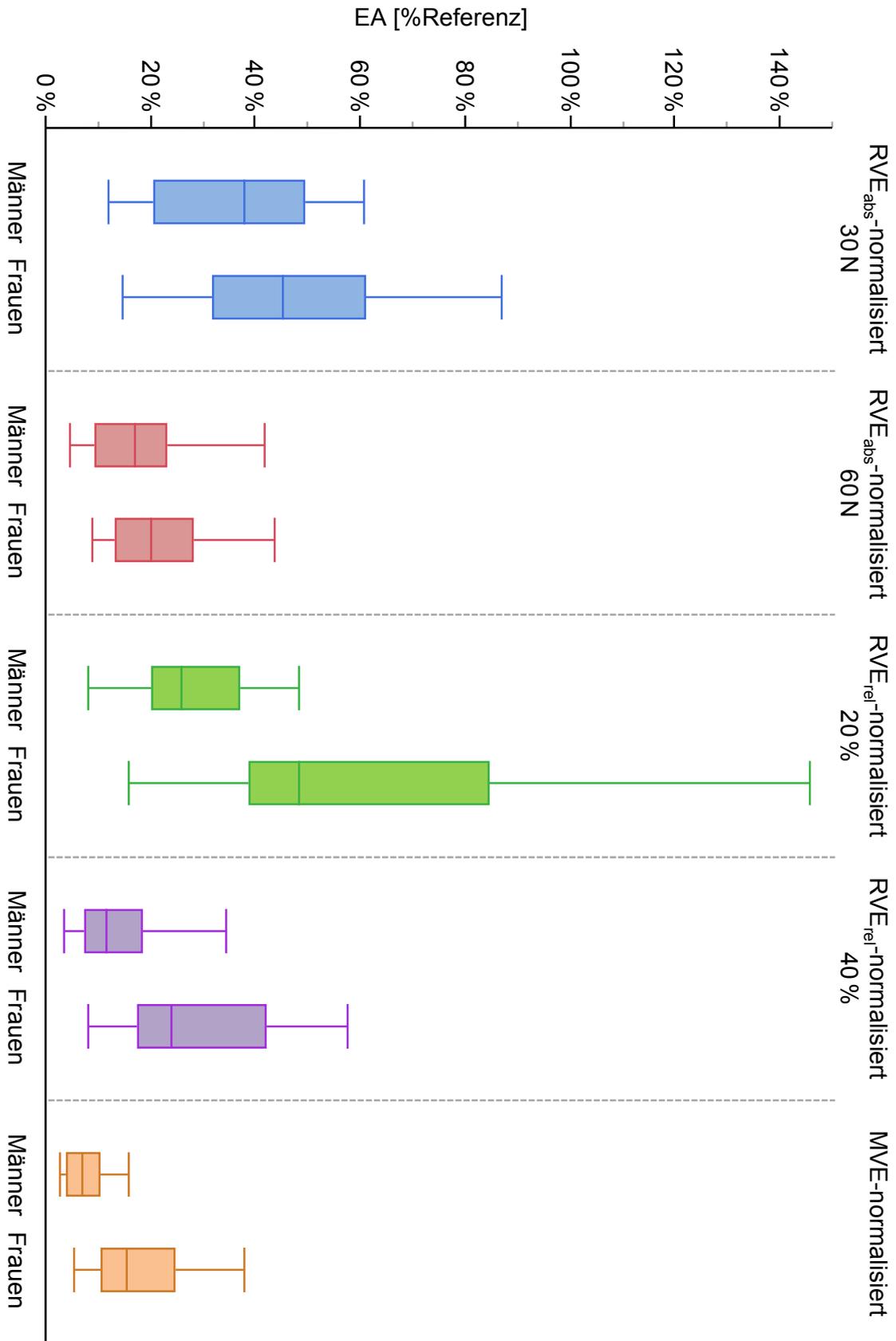


Abbildung 3-5: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, MFD

Auf Abbildung 3-5 sind die Ergebnisse für die gemessenen elektrischen Aktivitäten des MFD der Gruppen mit unterschiedlicher physischer Leistungsfähigkeit zu sehen. Bei allen Normalisierungen ist der Median der EA der Männergruppe niedriger, bei den RVE_{abs} -Normalisierungen ist dieser Unterschied jedoch weniger deutlich ersichtlich. Tabelle 3-6 zeigt dies ebenfalls:

Tabelle 3-6: Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, M. flexor digitorum

	RVE_{abs} -normal. 30N		RVE_{abs} -normal. 60N		RVE_{rel} -normal. 20%		RVE_{rel} -normal. 40%		MVE-normalisiert	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Median	0,38	0,45	0,17	0,20	0,26	0,48	0,12	0,24	0,07	0,16
1. Quartil	0,20	0,32	0,09	0,13	0,20	0,39	0,07	0,18	0,04	0,10
3. Quartil	0,50	0,61	0,23	0,28	0,37	0,85	0,18	0,42	0,10	0,25
IQA	0,29	0,30	0,14	0,15	0,17	0,46	0,11	0,25	0,06	0,14
Wilcoxon- Rangsummen- test [p]	0,13		0,13		< 0,0001		< 0,0001		< 0,0001	
Effekt- stärke	0,33		0,30		0,76		0,61		0,86	

In den Berechnungen kann mit dem Wilcoxon-Rangsummentest bei den RVE_{abs} -Normalisierungen kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, während der Unterschied bei den anderen drei Normalisierungen mit Werten < 0,0001 hochsignifikant ist. Die Effektstärken sind bei den RVE_{abs} -Normalisierungen mit 0,33 und 0,30 entsprechend niedrig – bei der Normalisierung in Bezug auf die iMVC (MVE-Normalisierung) ergibt sich dagegen mit 0,86 ein starker Effekt.

3.5 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften

3.5.1 M. biceps brachii

Der Vergleich zweier Gruppen, die unterschiedlich große, definierte Kräfte halten mussten, lieferte für den MBB die in Abbildung 3-6 dargestellten Ergebnisse:

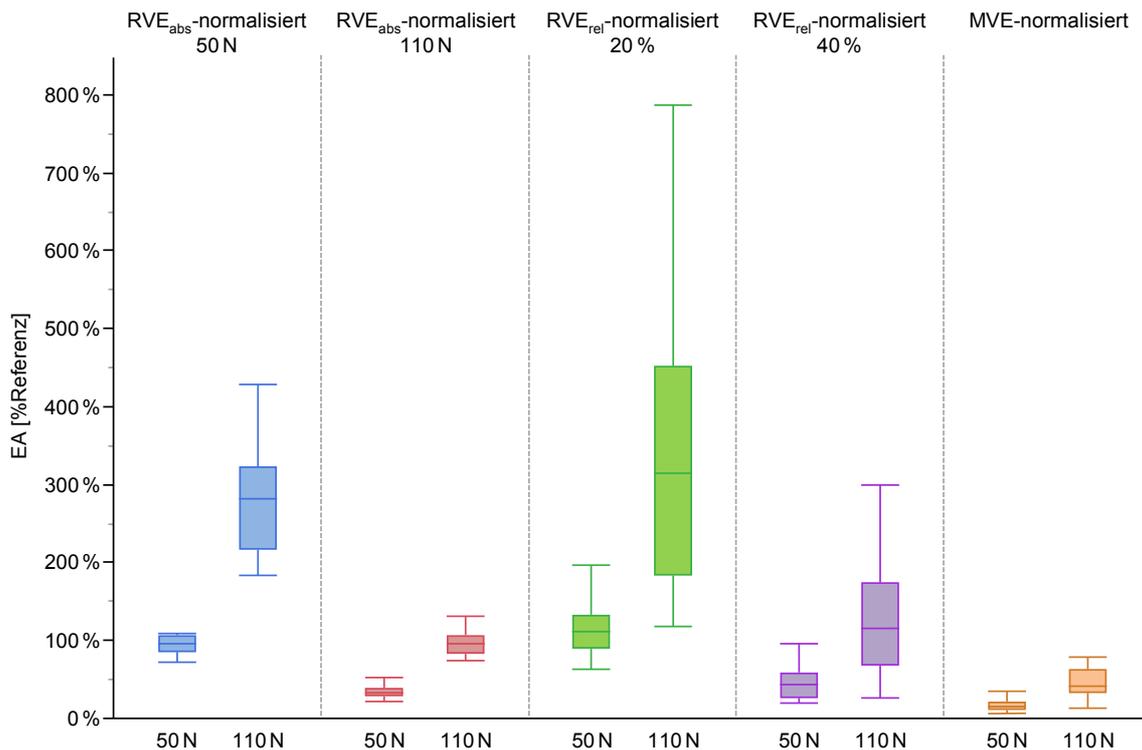


Abbildung 3-6: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MBB

Unterschiede der gemessenen EA in %Referenz waren bei allen fünf Normalisierungen mit einer höheren EA bei der größeren Kraft sichtbar und mit einem $p < 0,0001$ signifikant. Bei der großen Kraft mit 110 N war bei allen Normalisierungen, bis auf die RVE_{abs}-Normalisierung mit 110 N, eine vermehrte Streuung der Werte festzustellen. Die aus dem Median der EA-Werte der Gruppen errechneten Verhältnisse sind neben dem realen Verhältnis der großen (110 N) und kleinen Kraft (50 N) von 2,2 auf der Abbildung 3-7 zu sehen. Am weitesten entfernt vom realen Verhältnis war die RVE_{abs}-Normalisierung mit 50 N mit einem Verhältnis von 2,94 – am nächsten war das Verhältnis der mit RVE_{rel} 40 % normalisierten Werte mit 2,60.

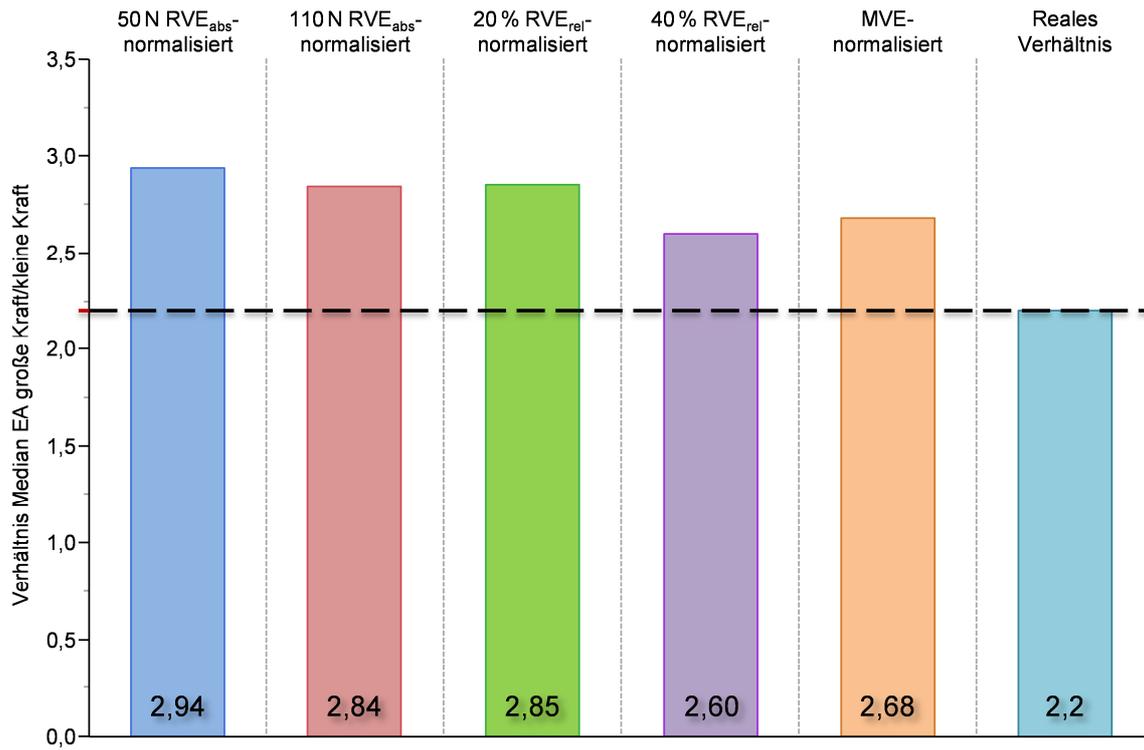


Abbildung 3-7: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MBB

3.5.2 M. triceps brachii

Abbildung 3-8 zeigt die Ergebnisse für den MTB mit der gemessenen EA bei den randomisierten Gruppen mit unterschiedlichen, definierten Kräften:

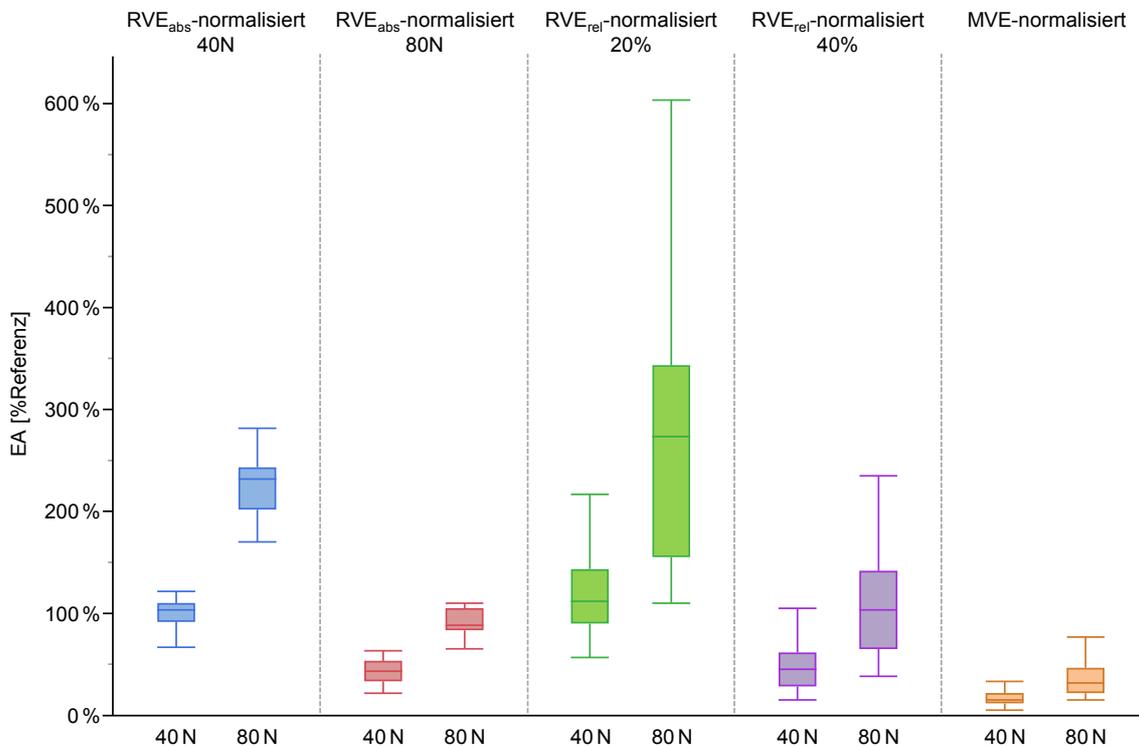


Abbildung 3-8: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MTB

Bei allen fünf Normalisierungen ist die EA bei der größeren Kraft signifikant höher ($p < 0,0001$). In der RVE_{rel}-20%-normalisierten großen Kraft findet sich auch beim MTB die größte Streuung. Im Vergleich der Verhältnisse der Medianwerte der EA bei großer und kleiner Kraft findet sich bei dieser Normalisierung auch die größte Diskrepanz (vgl. Abbildung 3-9). Dem realen Verhältnis am nächsten ist die RVE_{abs}-80 N-Normalisierung mit 2,04.

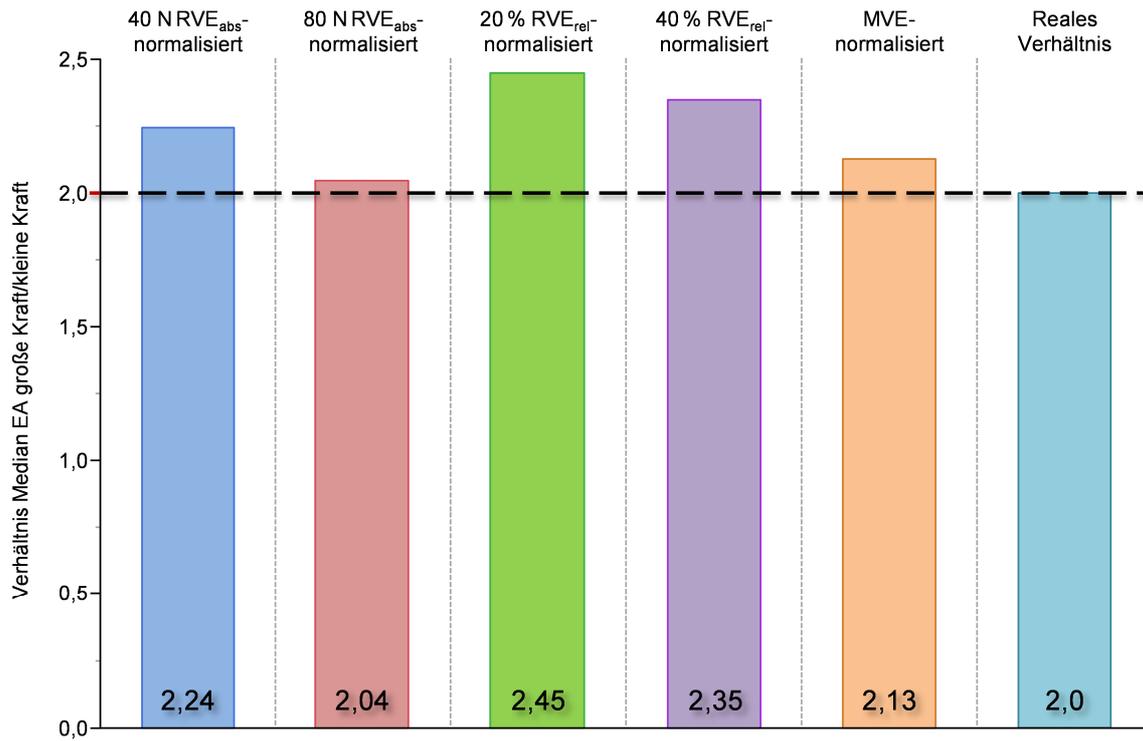


Abbildung 3-9: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MTB

3.5.3 M. extensor digitorum

In Abbildung 3-10 sind die Ergebnisse für den MED im Vergleich von zwei definierten statischen Kräften der randomisierten Gruppen zu sehen:

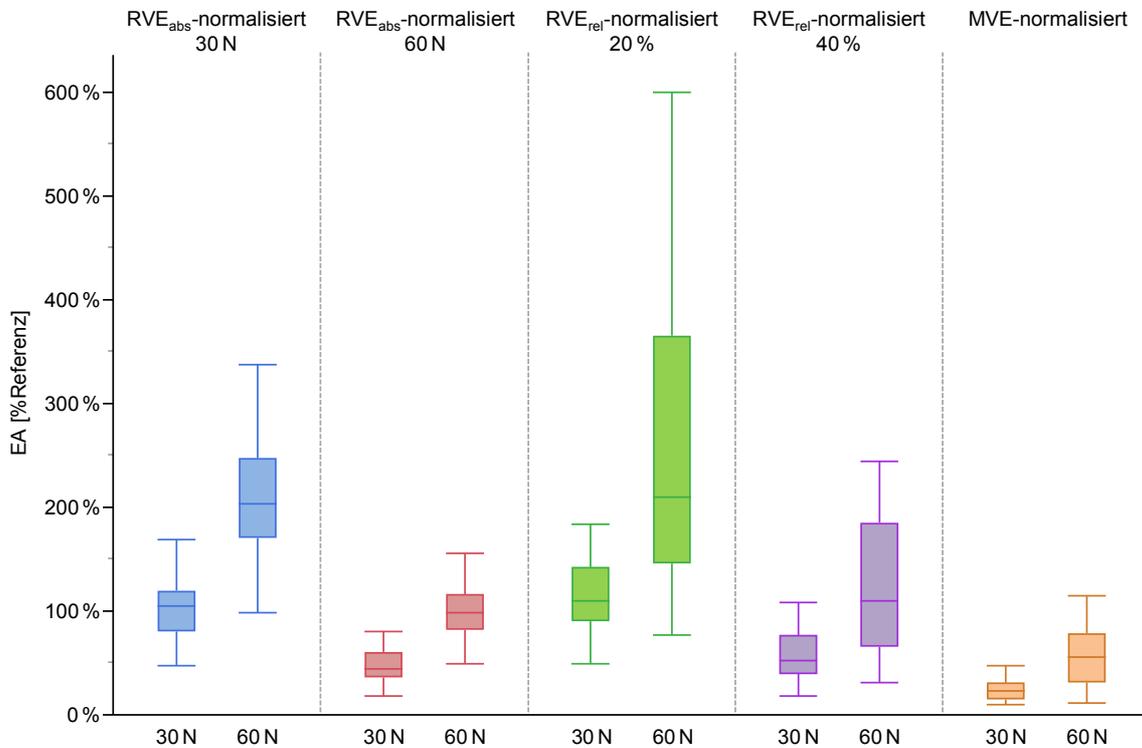


Abbildung 3-10: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MED

Die größere Kraft hatte hier ebenfalls bei allen fünf Normalisierungen eine signifikant höhere gemessene EA mit einem $p < 0,0001$. Die Verhältnisse der Medianwerte (vgl. Abbildung 3-11) waren beim MED, außer bei der MVE-Normalisierung mit 2,38, sehr nah am realen Verhältnis von 2,0. Insbesondere die Verhältnisse der Normalisierungen mit kleinen Kräften (30 N RVE_{abs} und 20 % RVE_{rel}) waren mit jeweils 1,93 dem realen Verhältnis am nächsten.

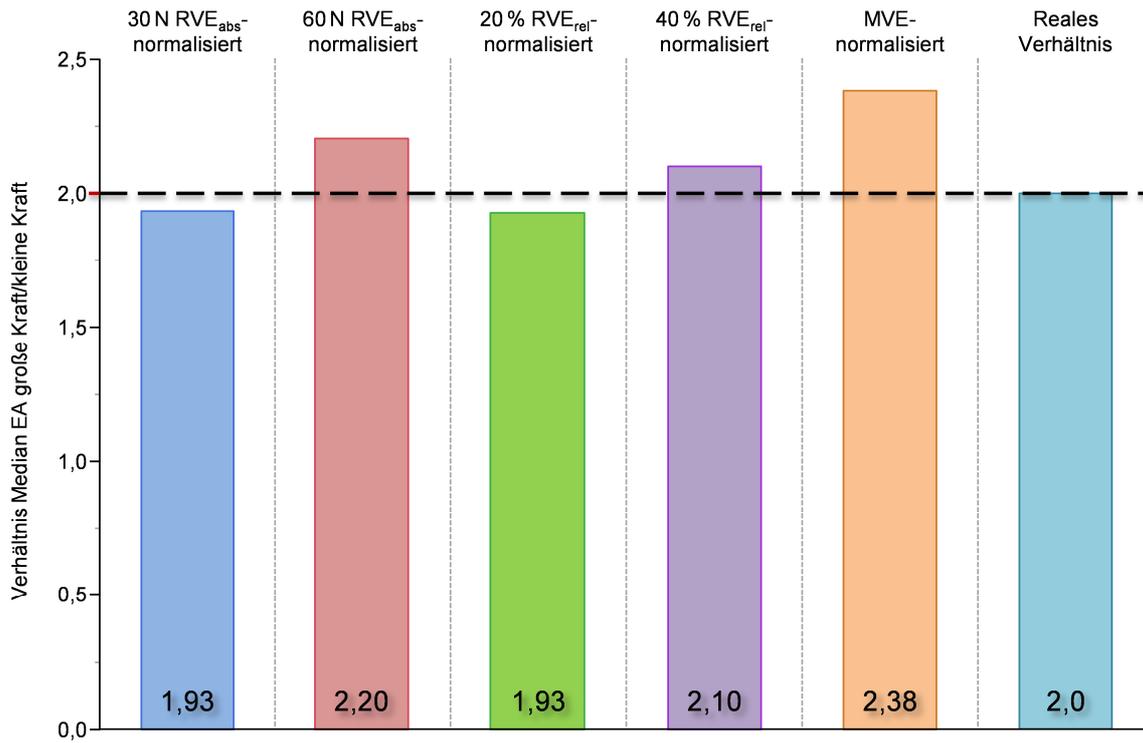


Abbildung 3-11: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MED

3.5.4 M. flexor digitorum

Auch beim MFD waren die gemessenen EA-Werte bei der größeren Kraft mit allen Normalisierungen signifikant höher ($p < 0,0001$):

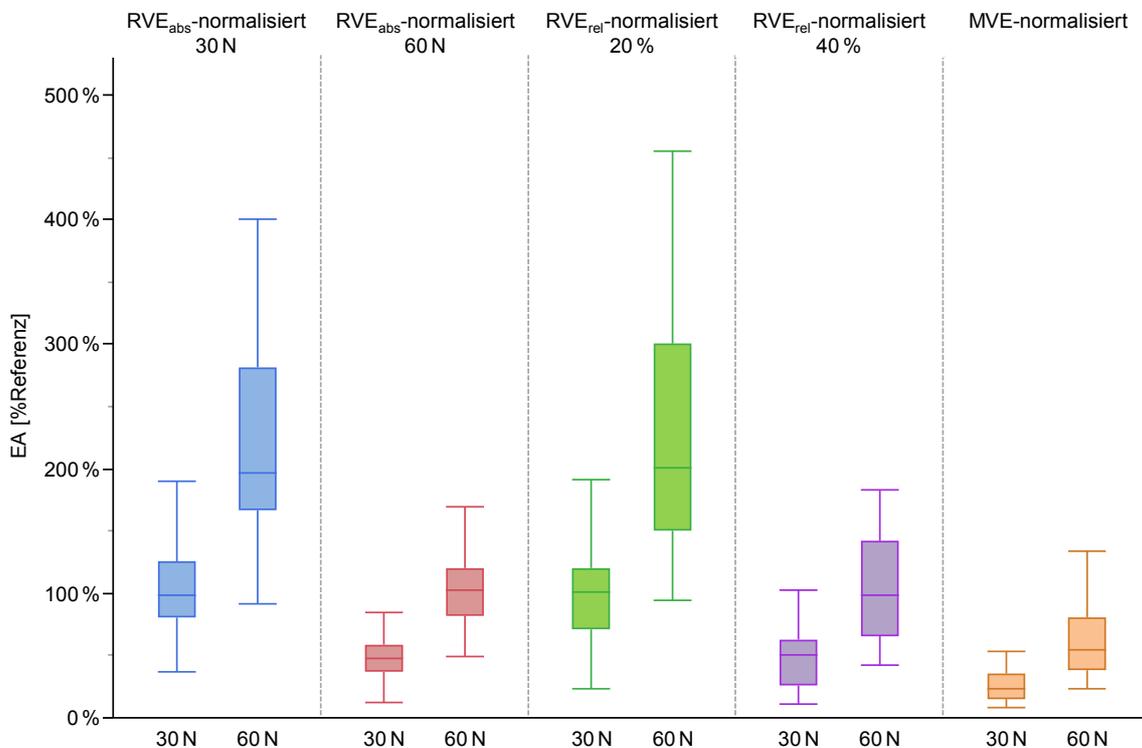


Abbildung 3-12: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, randomisiert, MFD

Die Streuung bei der RVE_{rel}-Normalisierung mit 20 % bei der großen Kraft war beim MFD nicht so ausgeprägt wie bei den anderen Muskeln. Die Verhältnisse der Medianwerte waren hier insgesamt am wenigsten weit vom realen Verhältnis entfernt – die Normalisierungen mit den kleinen Kräften 30 N RVE_{abs} (2,01) und 20 % RVE_{rel} (1,97) entsprachen fast dem realen Verhältnis von 2,0. Bei der MVE-Normalisierung war das Verhältnis der Kräfte mit 2,30 am ungenauesten.

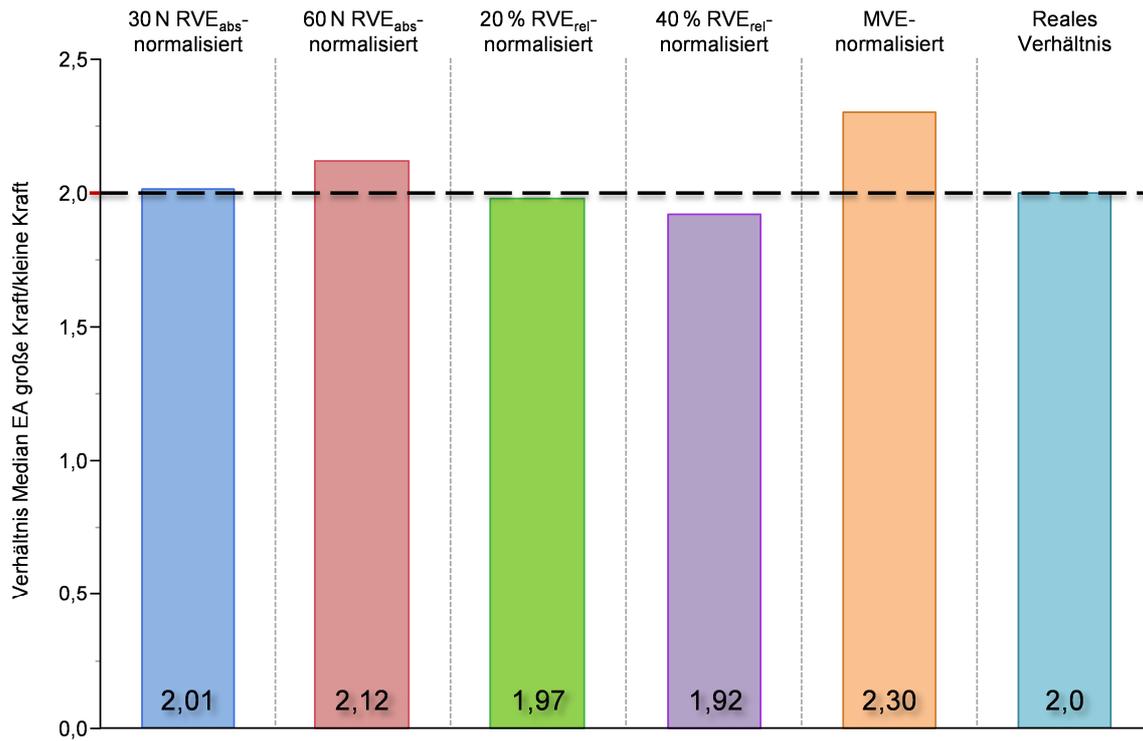


Abbildung 3-13: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, randomisiert, MFD

3.6 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit

3.6.1 M. biceps brachii

Bei den Vergleichen mit unterschiedlichen statischen Kräften zwischen Frauen (große Kraft) und Männern (kleine Kraft) zeigt sich für den MBB folgendes Bild:

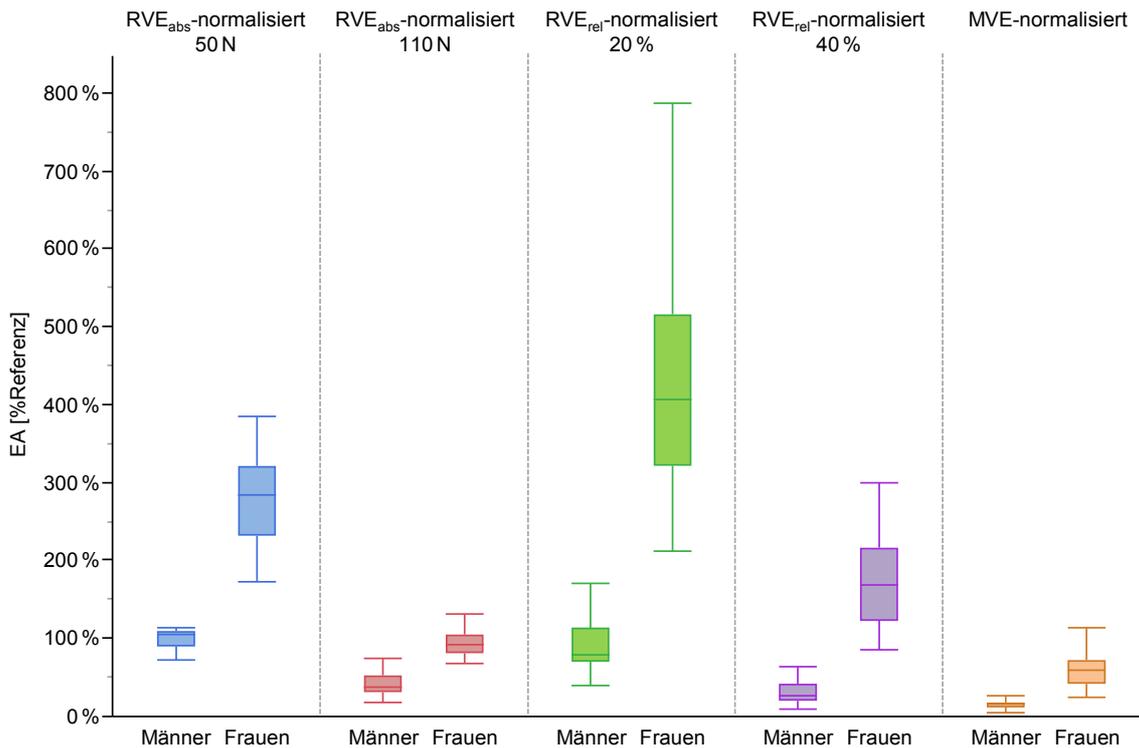


Abbildung 3-14: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MBB

Auch hier sieht man zunächst die jeweils höhere EA in %Referenz bei der großen Kraft, welche bei allen Normalisierungen signifikant waren ($p < ,0001$). Bei der Frauengruppe fand sich bei der RVE_{rel}-Normalisierung 20 % der großen Kraft wieder eine deutliche Streuung der Werte. Auffallend waren jedoch die großen Unterschiede der Medianwerte, insbesondere bei den RVE_{rel}-Normalisierungen. Die errechneten Verhältnisse der Medianwerte zeigt Abbildung 3-15. Bei den RVE_{rel}-Normalisierungen sind diese mit 5,12 (RVE_{rel} 20 %) und 6,49 (RVE_{rel} 40 %) weit vom realen Verhältnis von 2,2 entfernt. Die RVE_{abs}-Normalisierungen liegen mit ihren Verhältnissen von 2,72 (RVE_{abs} 50 N)

und 2,45 (RVE_{abs} 110 N) deutlich näher an 2,2. Die MVE-Normalisierung liegt mit 3,90 beim MBB dazwischen.

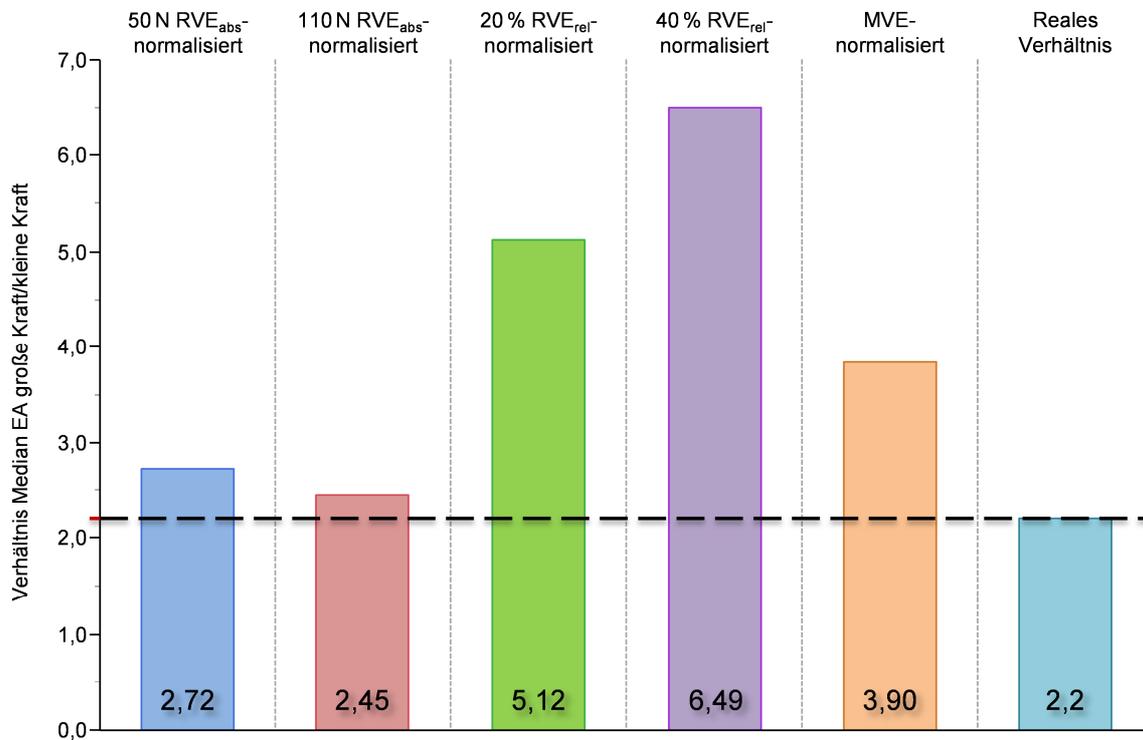


Abbildung 3-15: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MBB

3.6.2 M. triceps brachii

In Abbildung 3-16 sind die Ergebnisse für den MTB im Vergleich der Frauen- und Männergruppe mit unterschiedlichen statischen Kräften zu sehen:

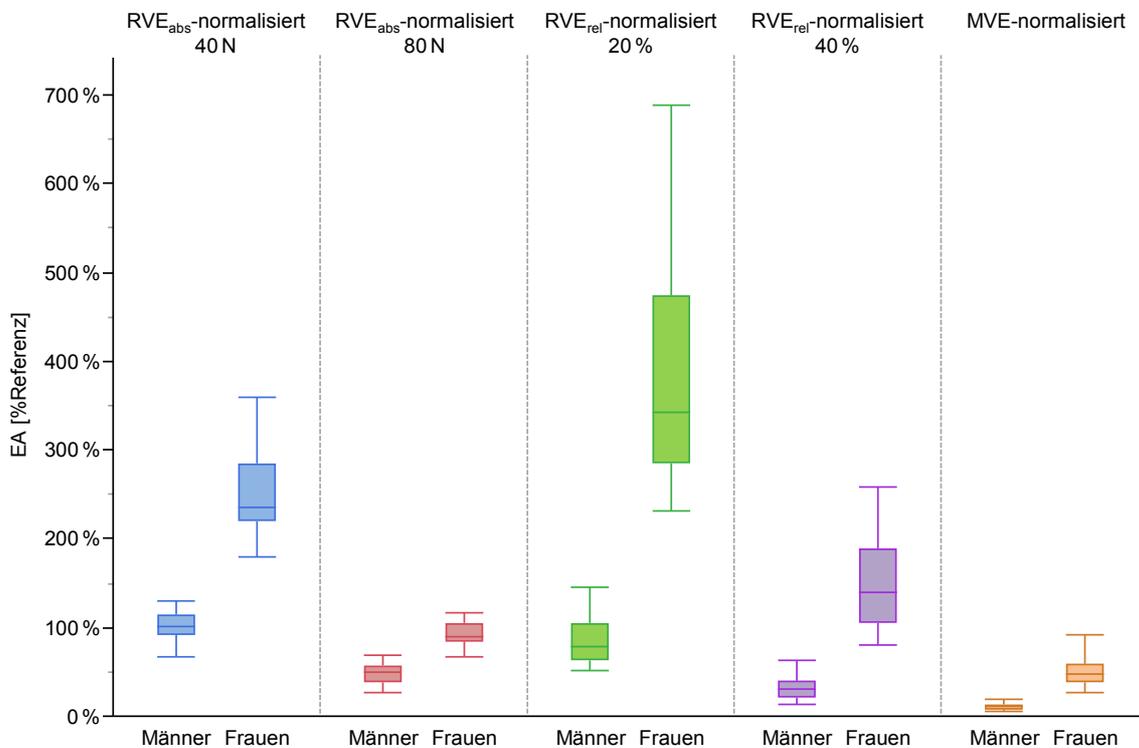


Abbildung 3-16: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MTB

Die EA bei der großen Kraft ist bei allen Normalisierungen signifikant höher ($p < 0,0001$). Beim MTB fällt die Streuung der Werte etwas geringer aus als beim MBB. Die Verhältnisse der Medianwerte sind in Abbildung 3-17 dargestellt. Die drei relativen Normalisierungen sind mit ihren Verhältnissen von 4,33 (RVE_{rel} 20 %), 4,57 (RVE_{rel} 40 %) und 4,12 (MVE) mehr als doppelt so hoch wie das reale Verhältnis von 2,0. Die absoluten Normalisierungen liegen dagegen mit 2,34 (RVE_{abs} 40 N) und 1,78 (RVE_{abs} 80 N) um den Wert des realen Verhältnisses.

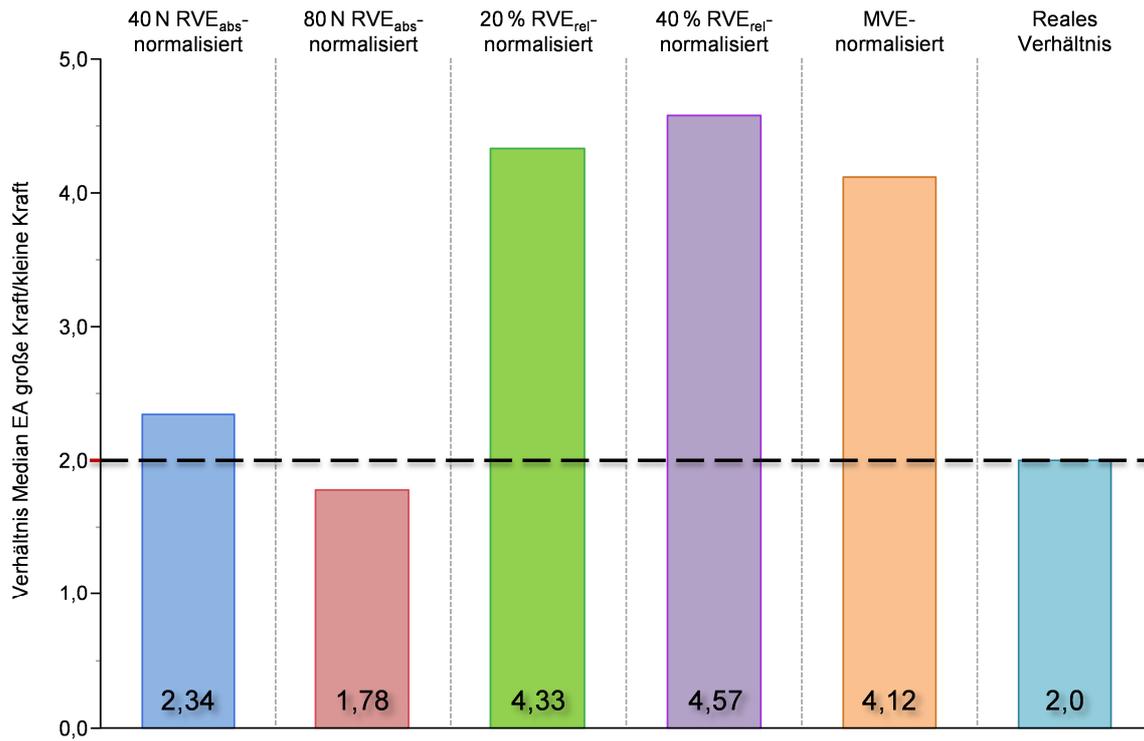


Abbildung 3-17: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MTB

3.6.3 M. extensor digitorum

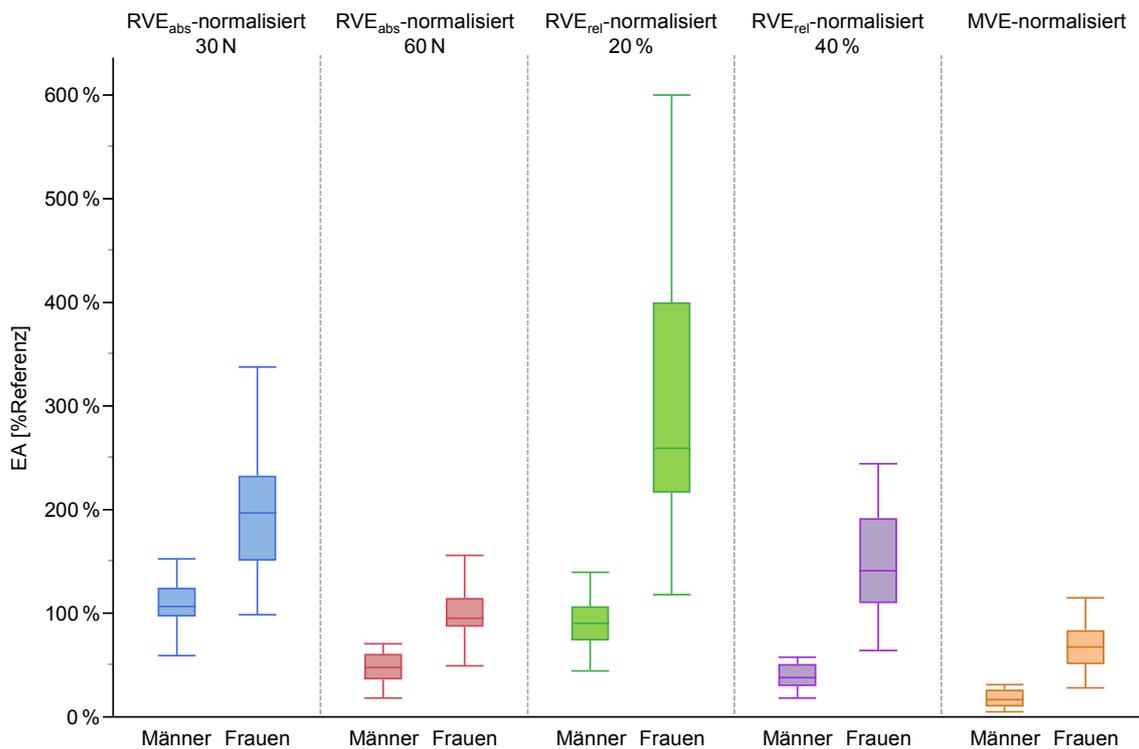


Abbildung 3-18: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MED

Beim MED sind die EA-Werte der großen Kraft ebenfalls bei allen Normalisierungen signifikant ($p < 0,0001$) höher. Die größte Streuung war erneut bei der RVE_{rel}-Normalisierung mit 20 % zu beobachten.

Im Vergleich der Medianwert-Verhältnisse der großen zur kleinen Kraft (vgl. Abbildung 3-19) war die MVE-Normalisierung mit 4,14 am weitesten entfernt, gefolgt von den RVE_{rel}-Normalisierungen – RVE_{rel} 40 % mit einem Verhältnis von 3,72 und RVE_{rel} 20 % mit einem Verhältnis von 2,85. Die absoluten Normalisierungen waren wieder in der Nähe des realen Verhältnisses von 2,0 mit RVE_{abs} 30 N bei 1,84 und RVE_{abs} 60 N bei 2,05.

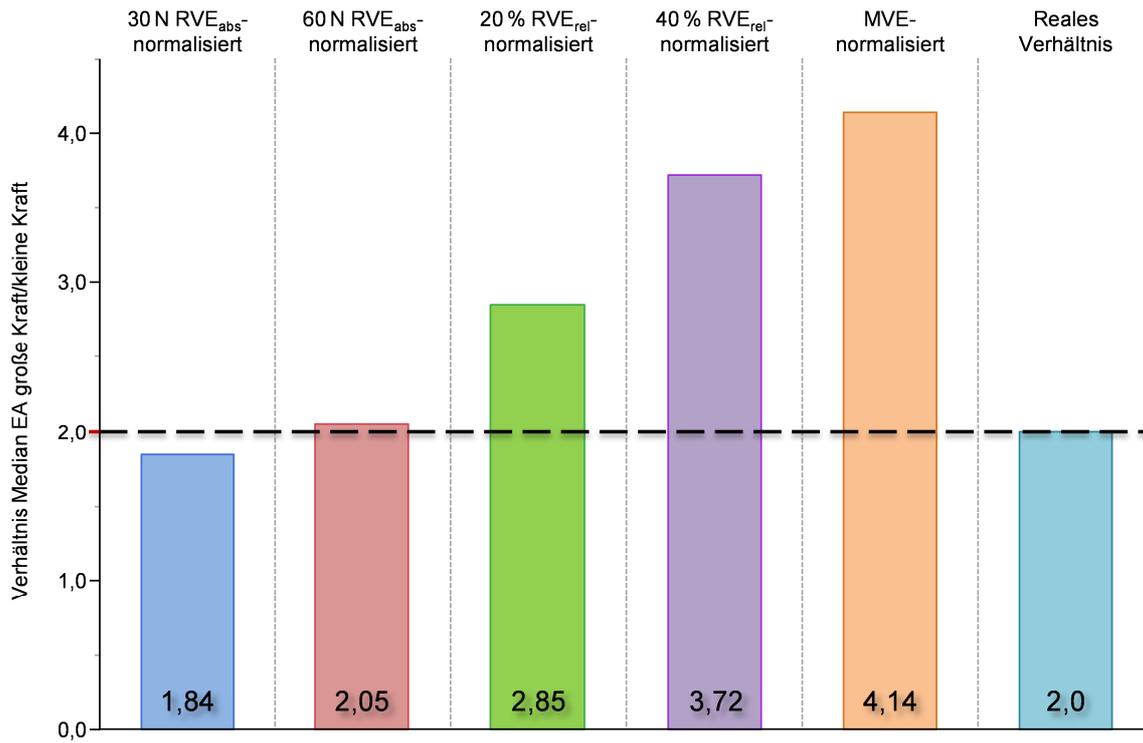


Abbildung 3-19: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MED

3.6.4 M. flexor digitorum

Die Ergebnisse für den MFD im Gruppenvergleich zwischen Frauen und Männern mit unterschiedlichen Kräften sind in Abbildung 3-20 dargestellt:

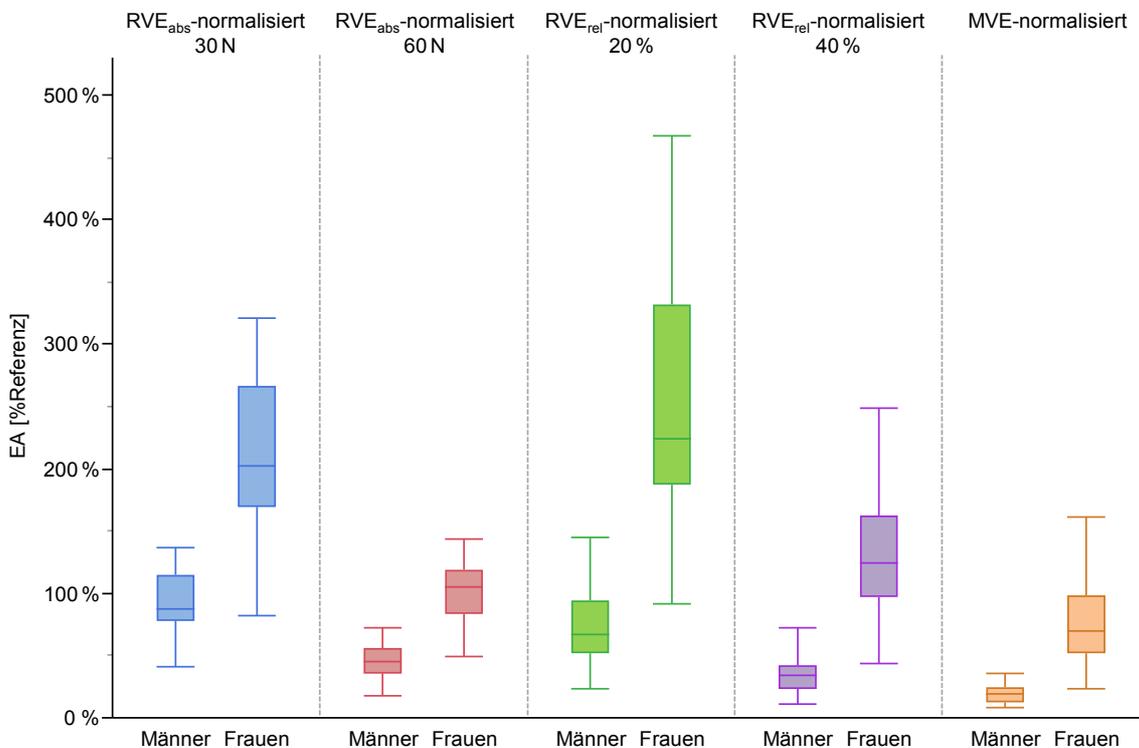


Abbildung 3-20: Vergleich von zwei definierten statischen Kräften, Leistungsgruppen, MFD

Die EA-Werte in %Referenz waren bei allen Normalisierungen bei der großen Kraft signifikant höher ($p < 0,0001$). Die Streuung der RVE_{rel}-Normalisierung mit 20 % war beim MFD nicht so ausgeprägt wie bei den vorherigen Muskeln. Betrachtet man die Ergebnisse der Medianwert-Verhältnisse (vgl. Abbildung 3-21) ergibt sich ein ähnliches Bild: Während die RVE_{abs}-Normalisierungen mit Verhältnissen von 2,33 (RVE_{abs} 30 N) und von 2,36 (RVE_{abs} 60 N) relativ nahe am realen Verhältnis von 2,0 zu finden waren, waren die Verhältnisse bei den anderen Normalisierungen mit höheren Werten weiter entfernt: RVE_{rel} 20 % mit 3,32, RVE_{rel} 40 % mit 3,67 und MVE mit 3,60.

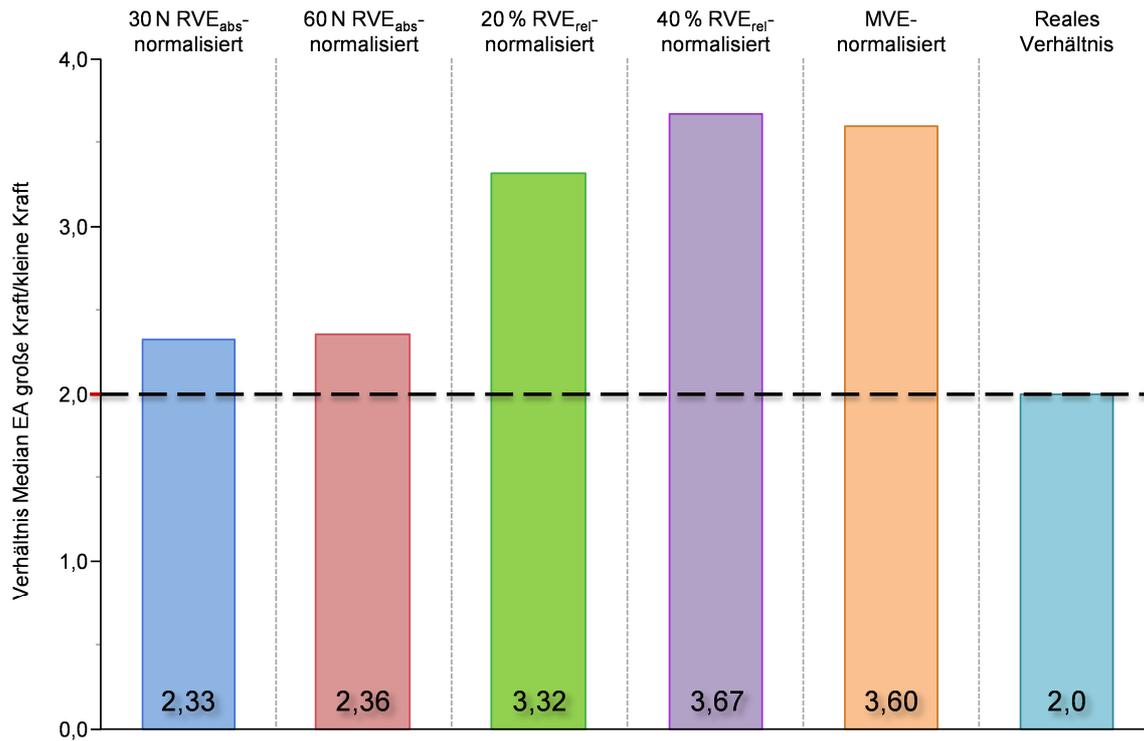


Abbildung 3-21: Verhältnis Median EA große Kraft zu kleiner Kraft, Leistungsgruppen, MFD

3.7 Intraindividueller Vergleich von zwei definierten statischen Kräften

Die Ergebnisse des intraindividuellen Vergleichs mit einer großen und kleinen Kraft sind in den folgenden vier Abbildungen für die vier untersuchten Muskeln zu sehen (vgl. Abbildung 3-22 bis 3-25). Aus mathematischer Sicht waren hier keine Unterschiede zwischen den Normalisierungen zu erwarten – die verschiedenen Referenzwerte werden im intraindividuellen Vergleich herausdividiert. Dies soll in dieser Auswertung verdeutlicht werden und findet sich entsprechend in den Abbildungen 3-22 bis 3-25. Die Verhältnisse zwischen den verschiedenen Normalisierungen unterschieden sich kaum. Lediglich minimale Differenzen in den Nachkommastellen waren sichtbar.

Im Vergleich mit dem realen Verhältnis war, insbesondere beim MBB und beim MTB, aber auch etwas beim MFD insgesamt ein höherer Wert der errechneten Verhältnisse aus den Messungen festzustellen. Nur beim MED entsprachen die Verhältnisse dem realen Verhältnis von 2,0 (vgl. Abbildung 3-24).

3.7.1 M. biceps brachii

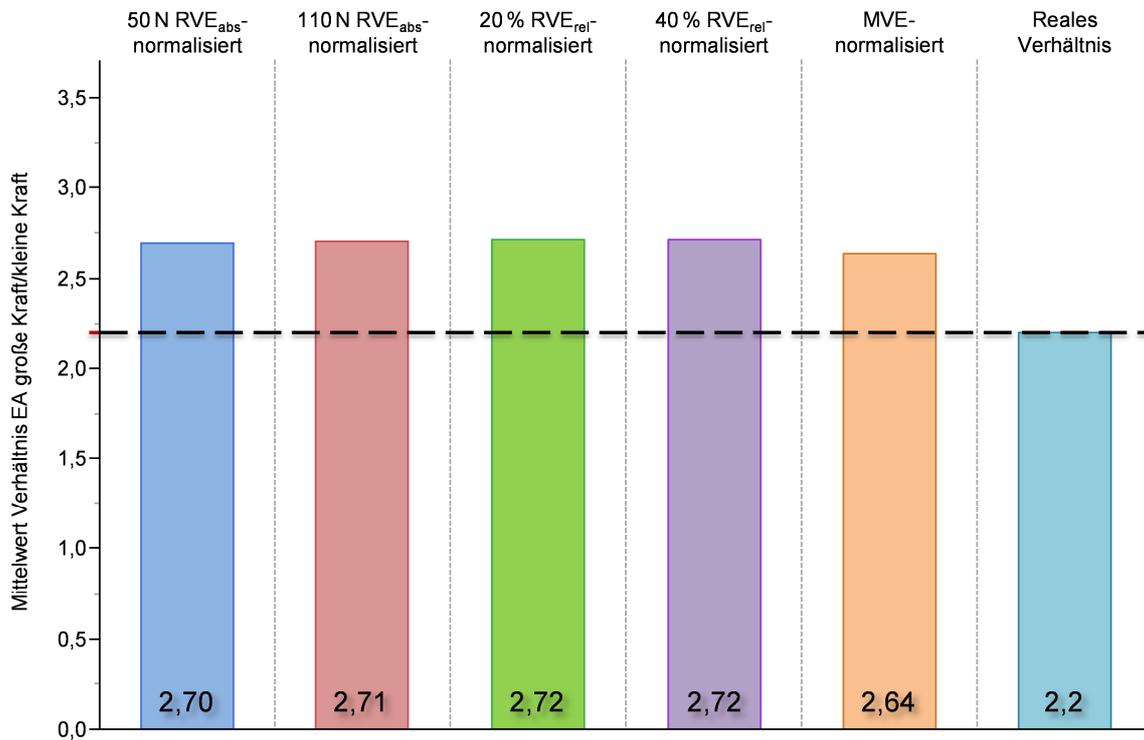


Abbildung 3-22: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MBB

3.7.2 M. triceps brachii

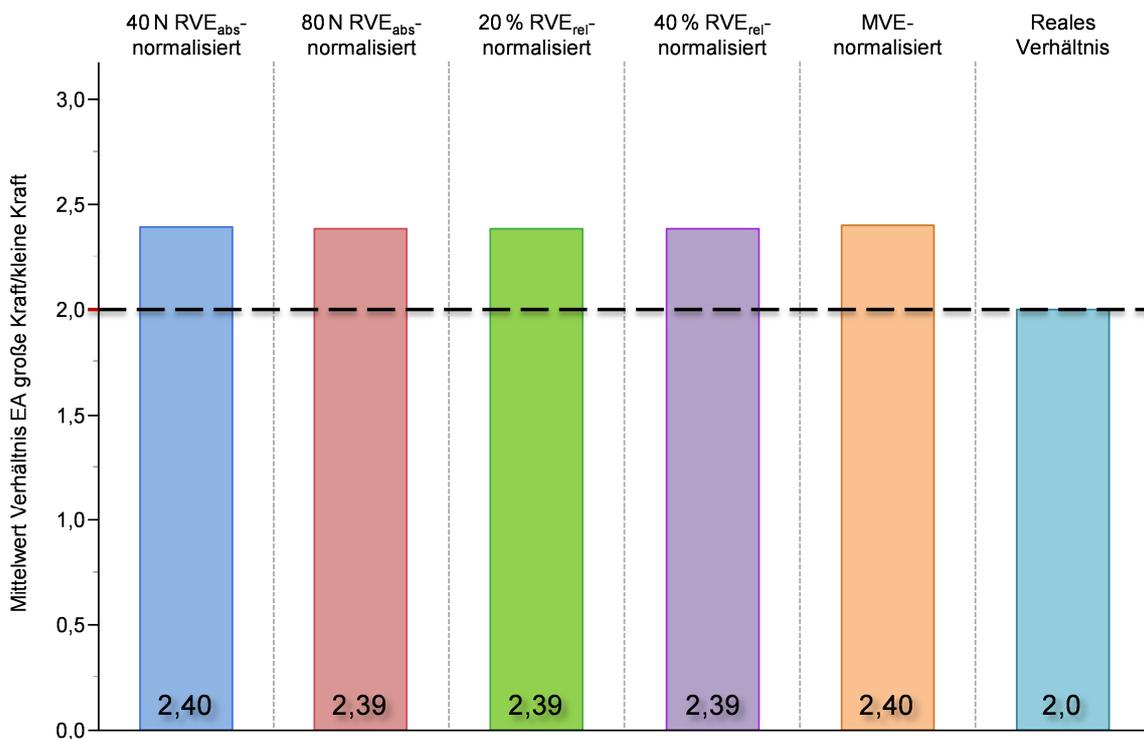


Abbildung 3-23: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MTB

3.7.3 M. extensor digitorum

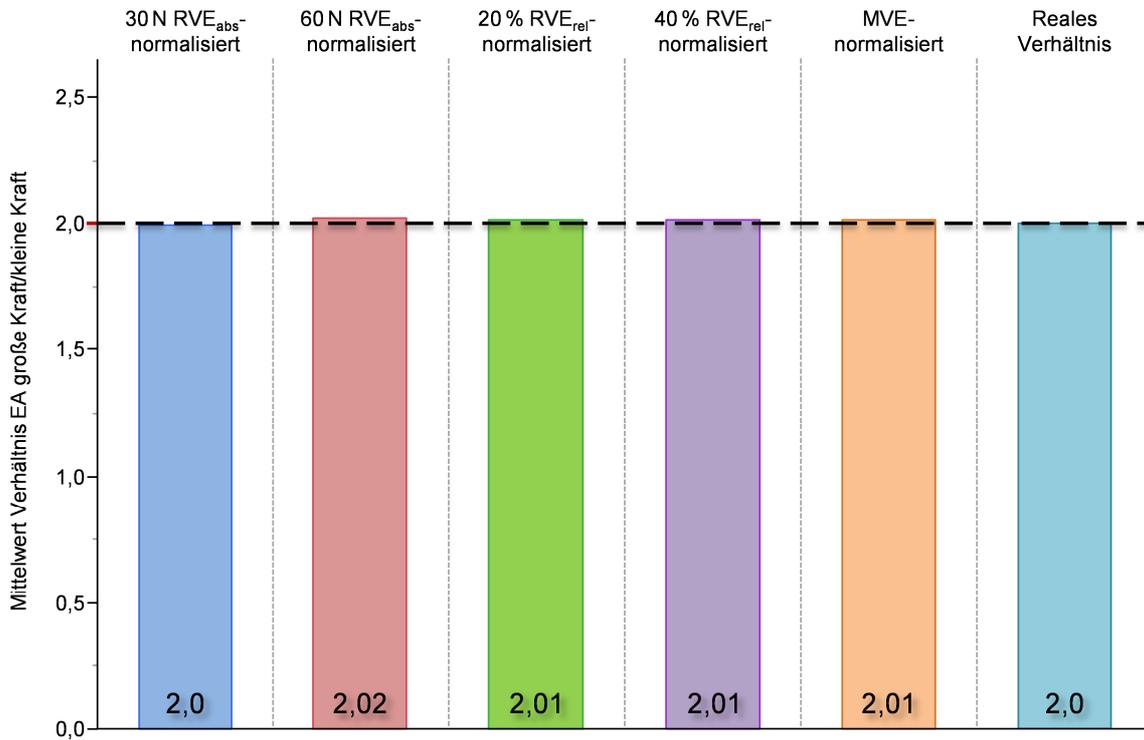


Abbildung 3-24: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MED

3.7.4 M. flexor digitorum

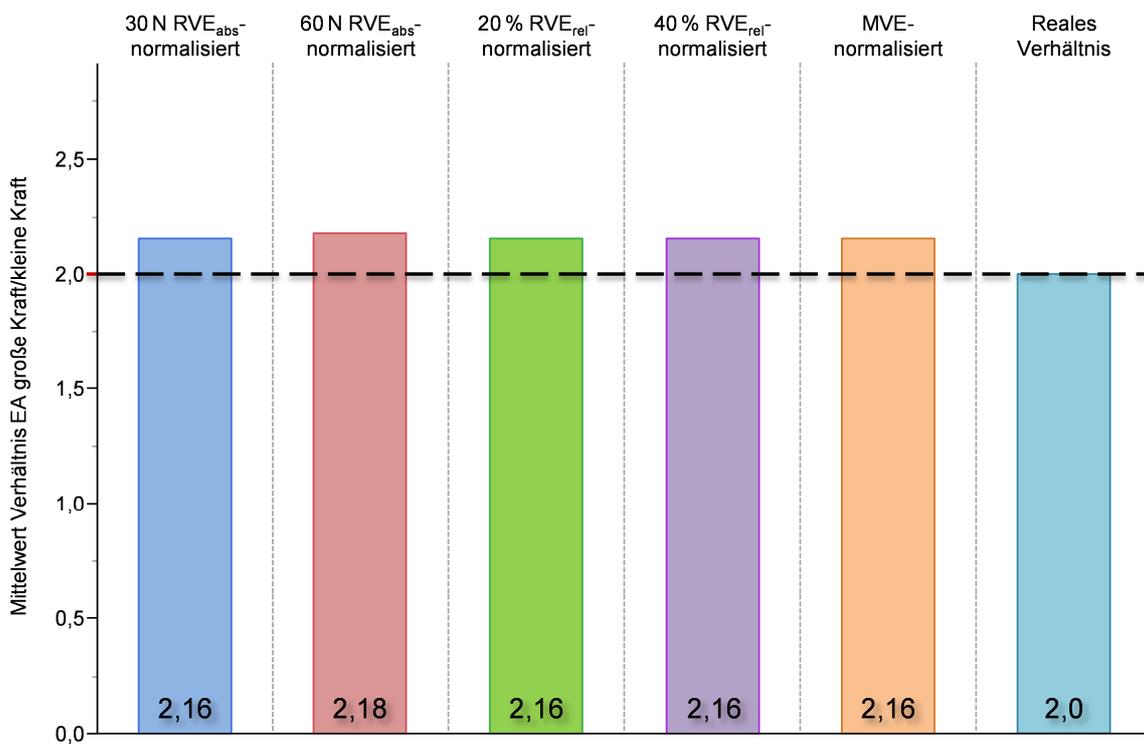


Abbildung 3-25: Mittelwert EA statische große Kraft zu Mittelwert EA statische kleine Kraft, MFD

4 Diskussion

Im Hinblick auf die Schwierigkeiten bei der Auswahl einer geeigneten Normalisierung für elektromyographische Messungen wurden die Normalisierungen bisher meist anhand der Verlässlichkeit der Referenzwertbestimmungen, der deutlichsten Verminderung der interindividuellen Variabilität und der praktischen Anwendbarkeit der Verfahren bewertet (Burden, 2010). All diese Kriterien sind wichtig für die Auswahl eines geeigneten Referenzwertes, um letztendlich valide Daten zu erhalten. Inwieweit die verschiedenen Normalisierungen jedoch auch Auswirkungen auf die Interpretation der Daten haben können, wurde bisher wenig untersucht. Durch die unterschiedliche Bestimmung eines Referenzwertes entsteht eine große Breite an Werten, die als Nenner im Rahmen der Normalisierung die Darstellung und Auswertung der Messdaten erheblich verändern können und somit potentiell die Interpretation der Ergebnisse beeinflussen.

Um den Vergleich gemessener OEMG-Werte an unterschiedlichen Versuchspersonen oder Messtagen bzw. von verschiedenen Muskeln zu ermöglichen, wird eine Normalisierung der Werte gefordert (Lehman und McGill, 1999). Die in der Literatur mit am häufigsten verwendete Normalisierung ist die MVE-Normalisierung mit der Bestimmung eines Referenzwertes bei der iMVC sowie, neben anderen Verfahren, die Normalisierung in Bezug auf eine isometrische Submaximalkontraktion relativ zur iMVC und auf eine definierte, submaximale Kraft (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013).

4.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die oben genannten Normalisierungen wurden bei allen vier Muskeln analysiert. Um die Beanspruchung durch eine Tätigkeit bei verschiedenen ausführenden Personen zu untersuchen, wurden zunächst Gruppen mit unterschiedlicher Leistungsfähigkeit (Frauen vs. Männer) während einer repetitiven Schraubtätigkeit verglichen (vgl. 3.4). Hier waren die Unterschiede bei allen Muskeln durch die maximalkraftabhängigen Verfahren, d. h. die MVE-Normalisierung und die RVE_{rel} -Normalisierungen, hochsignifikant darstellbar mit zum Teil sehr hohen Effektstärken. Mit den maximalkraftunabhängigen Verfahren, d. h. den RVE_{abs} -Normalisierungen, ließen sich größtenteils keine signifikanten Unterschiede der Gruppen feststellen.

Eine häufige Fragestellung arbeitswissenschaftlicher Untersuchungen (vgl. 1.4) ist die Belastung durch eine Tätigkeit (oder bspw. eines Werkzeuges / einer Maschine). Mit dem Vergleich von zwei definierten statischen Kräften (vgl. 3.5) wurde dies untersucht: Es zeigten sich insgesamt weniger deutliche Unterschiede bei den verschiedenen Normalisierungen. Auffällig waren lediglich schlechtere Verhältnisse der mit iMVC normalisierten Medianwerte bei den zwei kleineren Muskeln MED und MFD, während hier alle anderen Normalisierungen nahe am realen Verhältnis waren. Die Medianverhältnisse aller Normalisierungen beim MBB waren weiter vom realen Verhältnis entfernt als bei den anderen Muskeln. Bei der mit 20 % iSVC_{rel} normalisierten großen Kraft zeigte sich, bedingt durch den verhältnismäßig kleinen Referenzwert, eine verstärkte Streuung der Werte (insbesondere bei den großen Muskeln MBB und MTB).

Damit auch die Belastung bei verschiedenen Tätigkeiten bei ungleich beanspruchten Individuen, wie es in der Praxis zweifellos häufig vorkommt, verglichen werden konnte, wurden die zwei definierten statischen Kräfte ebenfalls bei unterschiedlichen Leistungsgruppen mit den verwendeten Referenzwerten untersucht (vgl. 3.6). Es zeigten sich dabei wieder sehr deutliche Unterschiede der Normalisierungen: Während die maximalkraftabhängigen Normalisierungen, die RVE_{rel} - und MVE-

Normalisierungen, bei allen Muskeln weit entfernt vom realen Verhältnis der Medianwerte lagen, befanden sich die maximalkraftunabhängigen Verfahren der RVE_{abs} -Normalisierung im Bereich der realen Verhältnisse.

Der intraindividuelle Vergleich der Normalisierungen bei zwei definierten statischen Kräften (vgl. 3.7) erbrachte das erwartete Ergebnis: Zwischen den Normalisierungen ist kein Unterschied festzustellen, da hier die Referenzwerte durch die Verhältnisbildung bei der Normalisierungsberechnung herausgekürzt werden. Allerdings war der im Vergleich zum realen Verhältnis höhere Wert der berechneten Mittelwertverhältnisse bei den großen Muskeln MBB und MTB sowie minimal auch beim MFD auffallend.

4.2 Vor- und Nachteile der Normalisierungen mit ihrer Anwendbarkeit

Um die verschiedenen Normalisierungen unabhängig von ihren Interpretationsmöglichkeiten besser einordnen zu können, müssen auch die Besonderheiten der jeweiligen Referenzwertbestimmungen berücksichtigt werden.

4.2.1 RVE_{abs} -Normalisierung

Die Bestimmung eines Referenzwertes durch eine vorgegebene, feste isometrische Kraft $iSVC_{abs}$ erscheint auf den ersten Blick praktikabel und gut reproduzierbar. Es ist bspw. eine einfache Referenzwertbestimmung mit einer Hantel mit bekanntem Gewicht möglich. Da die Belastung bei dieser Messung in der Regel nicht im Bereich der maximalen Kraft liegt, kann diese lang gehalten werden. Dadurch können zur Referenzwertbestimmung größere Zeitfenster verwendet werden. Zudem wird keine spezielle Messvorrichtung oder längere Übungsphase vor der Referenzwertbestimmung benötigt, was den Einsatz bei Feldmessungen vereinfacht.

Die Zuverlässigkeit von submaximalen Normalisierungen (d. h. auch der RVE_{rel} -Normalisierungen), die ebenfalls ein wichtiges Kriterium bei der Auswahl einer Normalisierungsmethode darstellt, wird gegenüber der MVE-Normalisierung in der Literatur unterschiedlich bewertet. Insbesondere die Zuverlässigkeit an

verschiedenen Messtagen wird teilweise besser als die der MVE-Normalisierung angegeben (Dankaerts et al., 2004). Es gibt jedoch auch Studien, die die Verfahren in dieser Hinsicht als ähnlich gut ansehen (Burnett et al., 2007; Bao et al., 1995). Burden kommt in seinem Review zu dem Schluss, dass sowohl die submaximalen als auch die maximalen isometrischen Normalisierungsverfahren eine gute Zuverlässigkeit besitzen (Burden, 2010).

4.2.2 RVE_{rel}-Normalisierung

Ähnlich den RVE_{abs}-Normalisierungen wird hier zu einem Referenzwert normalisiert, der im submaximalen Bereich liegt. Allerdings hängt dieser von der Maximalkraft ab, welche hierfür bekannt sein und entsprechend mit den gegebenen Problemen und Limitationen bestimmt werden muss (vgl. 4.2.3). Zudem benötigt man für die eigentlichen Referenzwertbestimmungen ein Messgerät zur Anzeige des zuvor festgelegten Kraftniveaus. Von De Luca wird hier ein Niveau unterhalb von 80% der Maximalkraft empfohlen, da oberhalb dieses Levels „das EMG-Signal und die Kraft besonders instabil sind“ (De Luca, 1997).

Durch die Abhängigkeit des Verfahrens von der Maximalkraft besteht zwar grundsätzlich eine Beziehung zur Leistungsfähigkeit eines Muskels – jedoch ohne diese, im Gegensatz zur MVE-Normalisierung, in greifbaren Werten direkt ablesen zu können.

Auch die RVE_{rel}-Normalisierung zählt zu den submaximalen Normalisierungsverfahren, und damit gelten dieselben Bedingungen bezüglich der Zuverlässigkeit des Verfahrens wie für die RVE_{abs}-Normalisierung (s. oben).

4.2.3 MVE-Normalisierung

Die gebräuchlichste Methode zur Normalisierung von EMG-Werten (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013) verwendet den Referenzwert bei der maximal möglichen willkürlichen isometrischen Kontraktion eines Muskels – der „isometric maximum voluntary contraction“ (iMVC). Die EMG-Werte werden in Prozent der iMVC angegeben, wodurch ein

Vorteil dieses Verfahrens offensichtlich ist: Die Angabe in Prozent des Maximalwertes ermöglicht eine leichte quantitative Einschätzung der muskulären Beanspruchung in relativen Intensitätsleveln (Allison et al., 1993; Allison et al., 1998). Problematisch ist dabei, wie bei den anderen Normalisierungsverfahren auch, die oft nicht-lineare Beziehung zwischen dem Output eines Muskels und dessen neuromuskulärer Aktivität (s. unten).

Für das tatsächliche Erreichen der iMVC ist eine ausreichende Übungsphase notwendig, da sonst bis zu 20-40 % weniger als das eigentliche Maximum erreicht werden (Soderberg und Knutson, 2000). Die iMVC kann nur kurz gehalten werden und ist durch die Ermüdung des Muskels limitiert, weshalb zur Bestimmung der iMVC drei Wiederholungen mit jeweils zwei Minuten Pause dazwischen empfohlen werden (Mathiassen et al., 1995).

Einen geeigneten Test für den betreffenden Muskel zu finden, der eben diese maximale Kontraktion überhaupt provozieren kann, ist mitunter schwierig (Hägg et al., 2004). Durch einen Referenzwert, der nicht dem tatsächlichen Maximum entspricht, können bei einer Messung durchaus auch Werte über 100 % entstehen (Halaki und Ginn, 2012). Hinzu kommt, dass die Motivation und das individuelle Schmerzempfinden einen Einfluss auf das Erreichen der iMVC haben können (Marras und Davis, 2001).

Trotz der vielen Einschränkungen bei der iMVC-Bestimmung gehört die MVE-Normalisierung zu den zuverlässigeren Verfahren bei Messungen an verschiedenen Tagen (Netto und Burnett, 2006).

4.3 Mögliche Auswirkungen der Normalisierungen auf die Auswertung und Interpretation von OEMG-Werten

Dass die angewendete Normalisierung die Auswertung von gemessenen EMG-Daten entscheidend verändern kann, wird mit Blick auf die Ergebnisse dieser Arbeit schnell deutlich. Insbesondere ob das Verfahren von der Maximalkontraktion abhängig ist oder sich auf eine äußere Belastung als Referenz bezieht, hat einen großen Einfluss auf das Verhalten bei der Datenauswertung.

4.3.1 Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit während der „repetitiven Schraubtätigkeit“

Bei diesem Vergleich wurde die gleiche (hier: dynamische) Tätigkeit, nämlich die „repetitive Schraubtätigkeit“, von bezüglich der physischen Leistungsfähigkeit heterogenen Gruppen ausgeführt. Möchte man nun die individuelle neuromuskuläre Beanspruchung (bspw. für eine arbeitsmedizinische bzw. ergonomische Beurteilung eines Arbeitsplatzes) bei solchen Tätigkeiten herausfinden und einordnen, wird hierfür häufig die OEMG genutzt. Bedeutend ist die MVE-Normalisierung insbesondere bei diesem Vergleich: Als einzige Normalisierung war in den Ergebnissen bei allen Muskeln ein hochsignifikanter Unterschied der Frauen- und Männergruppe vorhanden mit Effektstärken von mindestens 0,86 und deutlich darüber (1,6 beim MED). Ähnlich gut konnten die (maximalkraftabhängigen) RVE_{rel} -Normalisierungen den Unterschied darstellen, wohingegen die RVE_{abs} -Normalisierungen hierzu nicht in der Lage waren. Bei den RVE_{abs} -Normalisierungen wird auf einen Referenzwert bei einer vorgegebenen Kraft normalisiert und die individuelle Muskulosität herausgerechnet. Es besteht damit kein Bezug zur maximalen Kapazität des Muskels und lässt hier insbesondere keinen interindividuellen Vergleich der muskulären Beanspruchung zu (Halaki und Ginn, 2012).

Auch wenn die MVE-Normalisierung häufig als Goldstandard der Normalisierung proklamiert wird (Anders et al., 2005), kommen aus

verschiedenen Gründen (vgl. 4.4) nach wie vor oft andere Verfahren zum Einsatz:

Marker et al. untersuchten Büroangestellte und verglichen die EMG-Daten zwischen Frauen und Männern im Hinblick auf ein modifiziertes Analyseverfahren der EMG-Werte (Active Amplitude Probability Distribution Function (APDF)) (Marker et al., 2016). Die gemessenen EMG-Werte wurden dabei auf Referenzwerte beim Halten einer 1 kg-Hantel bezogen und somit RVE_{abs} -normalisiert. Mit dem von ihnen untersuchten modifizierten APDF zeigten sich keine Unterschiede zwischen Männern und Frauen. Hätte man hier ein maximalkraftabhängiges Verfahren gewählt, wären dabei eventuell Unterschiede sichtbar geworden.

Ergonomische Untersuchungen zielen oft darauf ab, einen Unterschied der körperlichen bzw. muskulären Beanspruchung aufzuzeigen (s. oben), insbesondere um den Effekt einer Intervention quantifizieren zu können.

Cook et al. untersuchten unter anderem neue Techniken bei der Fleischverarbeitung (Cook et al., 1999) und wollten mittels OEMG herausfinden, ob diese einen Effekt auf einzelne Muskeln haben („muscle effort“). Die Normalisierung der Daten erfolgte zu definierten submaximalen Kräften – entsprach also einer RVE_{abs} -Normalisierung. Zudem wurden die gemessenen Werte mit den Normalisierungen zu „Kraftäquivalenzeinheiten“ umgerechnet und in Newton angegeben. Die Unterscheidung der Tätigkeiten bzw. hier der Techniken (und damit letztlich der Belastung) ist mit der RVE_{abs} -Normalisierung zwar möglich, aber ein Effekt hinsichtlich der muskulären Beanspruchung („muscle effort“) lässt sich mit dieser Normalisierung nicht direkt aufzeigen. Problematisch scheint auch die direkte Umrechnung in Newton: Zwar wurden bei der vorliegenden Studie tatsächlich jeweils drei Referenzwerte bestimmt und mit diesen Werten eine lineare Regression errechnet, allerdings darf nicht unbedingt von einer linearen Kraft-EA-Beziehung ausgegangen werden (De Luca, 1997). In aktuellen Leitlinien wird die Angabe in Bezug auf einen Referenzwert (bspw. in Prozent) empfohlen (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013).

4.3.2 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften

Hier wurden verschiedene Tätigkeiten an einer heterogenen Gruppe verglichen, d. h. es sollte die äußere Belastung unterschieden werden und nicht die Beanspruchung der Individuen. Dies gelang mit allen Normalisierungen ähnlich gut, mit Einschränkung der insgesamt schlechteren Differenzierung der beiden Kräfte beim MBB und den schlechteren Werten der MVE-Normalisierung bei den kleineren Muskeln MED und MFD.

Als Ursache der zu hohen Medianwertverhältnisse des MBB kommt die nicht komplett lineare EMG-Kraft-Beziehung in Frage. Insbesondere bei größeren Muskeln entspricht diese eher einem nicht-linearen Verhältnis (Basmajian und De Luca, 1985; De Luca, 1997, 2002), sodass bei einer höheren Kraft eine überproportional höhere EA abgeleitet werden kann. Die geforderten hohen Kraftwerte des MBB waren für einige Probanden näher an der iMVC als bei den übrigen Muskeln.

Die etwas höheren Verhältnisse der MVE-Normalisierungen beim MED und MFD (auch gegenüber den RVE_{rel} -Normalisierungen) könnten eventuell durch eine nicht ganz korrekte iMVC-Bestimmung entstanden sein. Wenn nicht alle der ausgewählten Probanden mit ihren Unterarmmuskeln MED und MFD in der Lage waren, das echte Maximum zu erreichen, kann das Verhältnis zu groß werden. Eine andere Möglichkeit wäre ein unterschiedlich ausgeprägter Crosstalk bei der iMVC, sodass durch diese teilweise Erhöhung im Nenner der Normalisierungsberechnung ein falsches Verhältnis entstehen kann. Insbesondere bei Unterarmmuskeln können Crosstalleffekte durch die Muskelgröße und die vielen in der Nähe liegenden Muskeln das Signal verstärkt beeinflussen (Mogk, Jeremy P M und Keir, 2003).

Es scheint bei diesem Vergleich keine Normalisierung eindeutig sinnvoller zu sein. Allerdings muss bedacht werden, dass ein relativ großes Kollektiv ($n = 59$) untersucht wurde. Vor allem wenn man die Ergebnisse unter 3.6 betrachtet, liegt die Vermutung nahe, dass sich bei einem kleineren Kollektiv die Ergebnisse (abhängig von den untersuchten Individuen) bei Verwendung der

einzelnen Normalisierungen verändert hätten. Da elektromyographische Messungen naturgemäß sehr aufwendig sind, werden häufig nur sehr kleine Kollektive untersucht, in denen die Streuung der Werte größer ist als im hier untersuchten, vergleichsweise großen Kollektiv. Vor diesem Hintergrund erscheint diese Überlegung besonders relevant, und auch bei einem solchen Vergleich sollte also die Normalisierung in Bezug auf die Ergebnisinterpretation mit Bedacht ausgewählt werden. Es sollte optimalerweise eine RVE_{abs} -Normalisierung zur Anwendung kommen.

In einer Studie von Sormunen et al. wurden Auswirkungen der Temperatur bei Arbeiten in Kältebereichen ebenfalls in der Fleischverarbeitungsindustrie während des Verpackens von Fleisch untersucht (Sormunen et al., 2006). In einem Teilbereich der Studie wurden unterschiedliche Arbeitszyklen mittels OEMG hinsichtlich ihrer EA verglichen. Es wurde die EA bei 18 weiblichen Probanden gemessen und zur iMVC normalisiert (MVE-Normalisierung). Ein signifikanter Unterschied der EA wurde bei den verschiedenen Arbeitszyklen nicht festgestellt. Mit 18 Personen wurde ein relativ kleines Kollektiv untersucht, hier wäre eine RVE_{abs} -Normalisierung sicherer gewesen.

4.3.3 Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit

Im Gegensatz zu 4.3.2 wurden bei diesem Vergleich zusätzlich wieder die Leistungsgruppen untersucht. Hierbei sollte ebenfalls die äußere Belastung unterschieden werden – bei jedoch unterschiedlich beanspruchten Gruppen. Die interindividuelle Varianz der EMG-Werte ist in diesem Fall also störend, und man benötigt eine Normalisierung, die in der Lage ist, diese möglichst gut zu reduzieren. Es wird daher ein Referenzwert der EA benötigt, der sich bei allen Individuen auf eben diese äußere Belastung bezieht, so wie es für die RVE_{abs} -Normalisierungen der Fall ist. Die Ergebnisse zeigten diesen Effekt eindrucksvoll, mit bei allen Muskeln deutlich besseren Medianwertverhältnissen gegenüber den anderen Normalisierungen – nahe am realen Verhältnis. Beim MBB sind die Verhältnisse auch bei den RVE_{abs} -Normalisierungen etwas erhöht, allerdings könnte hier ebenfalls die oben erwähnte nicht-lineare

Beziehung bei den größeren Muskeln ursächlich sein. (Basmajian und De Luca, 1985; De Luca, 1997, 2002).

Eine Zuordnung der Probanden zur ausgeführten großen oder kleinen Kraft ist mit dieser Normalisierung also möglich, wenn auch beim MBB weniger genau. Mit den Ergebnissen der Medianverhältnisse bei den drei anderen Muskeln (MTB, MED, MFD) erlaubt die RVE_{abs} -Normalisierung bei diesen Muskeln zudem annäherungsweise Rückschlüsse auf das Ausmaß der Belastung bei der jeweiligen Tätigkeit.

Eine Studie von Barrero et al. untersuchte Arbeiter der kolumbianischen Blumenindustrie bezüglich ihrer körperlichen Arbeitsbelastungen (Barrero et al., 2012). Dabei wurde unter anderem bei Muskeln der oberen Extremität eine OEMG bei sechzehn Arbeitern, davon elf Frauen und fünf Männern, während verschiedener Tätigkeiten der Blumenverarbeitung abgeleitet. Es sollte damit die mechanische Belastung („mechanical exposure“) quantifiziert werden. Die gemessene EA wurde MVE-normalisiert und die Tätigkeiten anschließend verglichen. Problematisch war hierbei besonders das kleine, heterogene Kollektiv (n = 16, mit elf Frauen und fünf Männern) mit unterschiedlichen ausgeführten Tätigkeiten. Für diese Studie hätte eine RVE_{abs} -Normalisierung verwendet werden müssen.

4.3.4 Intraindividuellem Vergleich von zwei definierten statischen Kräften

Da die verwendete Normalisierung hierbei keine Rolle spielt und auch keine angewendet werden muss, solange der Vergleich innerhalb einer Messung unter denselben Bedingungen stattfindet (Halaki und Ginn, 2012), ergeben sich keine Auswirkungen auf die Bewertung der Ergebnisse. Ein Unterschied zwischen den Normalisierungen war bei dieser Arbeit nicht zu beobachten und aus mathematischer Sicht auch nicht zu erwarten.

4.3.5 Gegenüberstellung der einzelnen Normalisierungen

4.3.5.1 RVE_{abs}-Normalisierungen

Der Unterschied der RVE_{abs}-Normalisierung zu den maximalkraftabhängigen Normalisierungen RVE_{rel} und MVE wird vor allem deutlich, wenn man die Belastung beurteilen möchte (in dieser Arbeit beim Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, vgl. 3.6). Mit der RVE_{abs}-Normalisierung ist im Gegensatz zu den anderen Normalisierungen eine eindeutige Zuordnung zu den Tätigkeiten möglich, trotz einer bei den Untersuchungen heterogenen Gruppe mit unterschiedlichem Leistungsvermögen. Prinzipiell wären, betrachtet man die Ergebnisse unter 3.6, sogar Rückschlüsse auf das Ausmaß der Belastung möglich, wobei allerdings eine Rückrechnung in andere Einheiten nicht erlaubt ist (vgl. 4.4).

4.3.5.2 RVE_{rel}-Normalisierungen

Mit dieser Normalisierung lässt sich eine unterschiedliche Beanspruchung, wie es beim Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit während der „repetitiven Schraubtätigkeit“ (vgl. 3.4) in dieser Arbeit der Fall war, gut darstellen. Wie groß diese muskuläre Beanspruchung letztlich ist, kann bei der Normalisierung auf submaximale isometrische Referenzwerte jedoch nicht direkt abgelesen werden. Eine Rückrechnung zur iMVC, indem man die Werte entsprechend extrapoliert, scheint hier zwar theoretisch möglich zu sein, ist allerdings durch eine nicht komplett lineare Kraft / EA-Beziehung ausgeschlossen (Anders et al., 2005) (s. unten).

Eine Unterscheidung der Tätigkeiten, d. h. der externen Belastung, ist mit dieser Normalisierung hochproblematisch und sollte vermieden werden. Unter 3.6 (Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit) zeigte sich bei den Medianwertverhältnissen, dass bei allen Muskeln das Verhältnis der großen zur kleinen Kraft mit den RVE_{rel}-Normalisierungen deutlich höher als das reale Verhältnis war. Dieser Effekt war bei den mit iSVC_{rel} 40 % normalisierten EA-Werten bei allen Muskeln noch etwas größer. Stellt man sich andere Gruppen-

bzw. Tätigkeitskonstellationen vor, wären Unterschiede möglicherweise überhaupt nicht sichtbar oder es würde sogar eine falsche Zuordnung erfolgen. Für die Differenzierung von Belastungen bzw. Tätigkeiten, bei denen sich die untersuchten Personen in ihrer Leistungsfähigkeit unterscheiden, sind die RVE_{rel} -Normalisierungen damit nicht geeignet.

4.3.5.3 MVE-Normalisierung

Die MVE-Normalisierung stellt bei der Frage nach der Beanspruchung der untersuchten Personen neben den RVE_{rel} -Normalisierungen die geeignetste Normalisierung dar. Der direkte Bezug der Messwerte zur maximalen isometrischen Kontraktion lässt außerdem eine direkte, quantitative Aussage hinsichtlich der neuromuskulären Beanspruchung zu (Halaki und Ginn, 2012).

Wird dagegen die Belastung untersucht, zeigt sich ein ähnliches Bild wie bei den RVE_{rel} -Normalisierungen. Unter 3.6 war zwar ein signifikanter Unterschied bei allen Muskeln zu erkennen, allerdings waren die Medianwertverhältnisse ebenfalls deutlich höher als das reale Verhältnis. Beim MBB war die Abweichung mit ~77 % über dem realen Verhältnis noch am geringsten (auch im Vergleich zu den RVE_{rel} -Normalisierungen).

Mit dieser Normalisierung ist daher ebenso eine Differenzierung verschiedener Tätigkeiten nicht ausreichend möglich, wenn sich die zu untersuchenden Personen in ihrer Leistungsfähigkeit unterscheiden.

4.4 Quantitative Bewertung von OEMG-Werten durch Normalisierungen

Ein häufiges Ziel elektromyographischer Untersuchungen ist die quantitative Einordnung von auf den abgeleiteten Muskel wirkenden Tätigkeiten und Belastungen bzw. der unterschiedlichen Tätigkeiten selbst. Dabei muss man sich vor Augen halten, dass eine exakte quantitative Bestimmung von Äquivalenzwerten der muskulären Belastung und Beanspruchung in Bezug auf die direkte Kraftentwicklung eines Muskels durch OEMG-Daten (nicht nur durch die stochastische Natur der Signale) schwierig bzw. nicht präzise möglich ist (De Luca, 1997). Die zahlreichen Einflüsse auf eine Messung und insbesondere

die interindividuelle Variabilität der Signale stellen nach wie vor Probleme bei einer solchen Auswertung von EMG-Daten dar – selbst wenn streng nach Leitlinien vorgegangen wird (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles, 1999; Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V., 2013). Die heutzutage verwendeten Referenzwerte zur Normalisierung von gemessenen Daten bieten zwar eine gute Möglichkeit, die Werte in Bezug auf die neuromuskuläre Aktivität eines Muskels vergleichbarer zu machen, jedoch lässt sich zumeist nur eine ungefähre Aussage zur Quantität der Werte bezüglich des muskulären Outputs treffen. Entscheidende Punkte sind hierbei sicherlich die nicht-lineare Beziehung der EMG-Werte zur wirkenden Belastung bzw. der körperlichen Beanspruchung und die Diversität der Muskelbeschaffenheit des Körpers mit dem unterschiedlichen Ansprechen eines jeden Muskels, welchem man durch eine Inbezugsetzung zu einem einzelnen Referenzwert nicht gerecht werden kann. Prinzipiell würde nur eine ebenfalls nicht-lineare Normalisierung Abhilfe schaffen, welche für jeden einzelnen mit der EMG untersuchbaren Muskel speziell angepasst würde. Jonsson hatte bereits 1982 solche Verfahren diskutiert, unter anderem mit einer OEMG-Kraft-Kalibrationskurve (Jonsson, 1982) – zur praktischen Anwendung kommen sie heute jedoch selten, sicherlich auch bedingt durch den deutlich höheren Aufwand. Die erforderlichen Messungen für bspw. eine aussagekräftige Kalibrationskurve sind im Feld kaum möglich. Hinzu kommt, dass diese Verfahren fehlerbehaftet sind (Mathiassen, 1996; Hägg et al., 2004).

Im Bereich von bis 30-50% MVC kann eine lineare EMG-Kraft-Beziehung angenommen werden (Jonsson, 1982), und in vielen Fällen ist eine solche Beschreibung der Beziehung angemessen (Staudenmann et al., 2010). Die für diese Arbeit verwendeten großen Kräfte lagen bei einigen Probanden tatsächlich deutlich darüber und auch teilweise sogar im Bereich der iMVC, wie sie in Arbeitssituationen eher selten sind.

4.5 Störfaktoren und Schwächen der Arbeit / Limitationen

Die drei bei dieser Arbeit untersuchten Normalisierungen, insbesondere die MVE-Normalisierung, gehören zu den mit am häufigsten verwendeten

Verfahren. Dennoch existieren weitere Verfahren – Burden nennt in seinem Review acht verschiedene Normalisierungen (Burden, 2010). Diese wiederum können ihr eigenes Verhalten durch andere Referenzwertbestimmungen bei der Normalisierung von EMG-Daten aufweisen und auf ihre Weise die Ergebnisse beeinflussen. Zudem beschränkt sich die Beurteilung auf die Ergebnisinterpretation, und es wurden nur Messungen eines Tages verglichen. Insbesondere die Reproduzierbarkeit auch an verschiedenen Messtagen ist jedoch für valide Normalisierungen von großer Bedeutung.

Durch die Verwendung von nur zwei unterschiedlichen Kräften bei den statischen Tätigkeiten, die außerdem teilweise den Kräften bei der Referenzwertbestimmung entsprachen, lässt sich angesichts der bereits angesprochenen nicht-linearen Kraft-EA-Beziehung nur eine begrenzte Aussage über das weitere Verhalten der Normalisierungen treffen. Hier sollten noch andere Kräftelevel betrachtet werden.

Desweiteren wurde eine dynamische Tätigkeit („repetitive Schraubtätigkeit“) mit statischen Tätigkeiten an einem Kraftmesser unter Laborbedingungen verglichen. Mit den statischen Tätigkeiten lässt sich so zwar der Kraftoutput unmittelbar messen, allerdings sollten trotzdem weitere Tätigkeiten geprüft werden, damit eine noch bessere Aussage zum Verhalten der Normalisierungen mit Blick auf die praktischen Anwendungen gemacht werden kann.

4.6 Schlussfolgerungen und Empfehlungen zur Normalisierung von OEMG-Messungen

Bei der Auswahl der Normalisierung sollte man sich nicht von der einfachen Anwendbarkeit oder guten Verfügbarkeit einer Referenzwertbestimmung beeinflussen lassen, sondern bewusst eine Normalisierung auswählen, die zur jeweiligen Untersuchung passt. Unter Berücksichtigung der Ergebnisse dieser Arbeit beinhaltet dies, sich die Fragestellung einer Untersuchung mittels OEMG klar zu machen und zu erkennen, was überhaupt gemessen werden soll. So kann letztlich eine geeignete Referenzwertbestimmung zur Normalisierung gefunden (s. unten) und eine Missinterpretation der gemessenen Signale vermieden werden.

Es sollte mit den in ihrer quantitativen Aussage bezüglich des muskulären Outputs höchstwahrscheinlich nicht ganz exakten Daten gewissenhaft gearbeitet und die bekannten Maßnahmen ergriffen werden, um die Störfaktoren weitgehend zu reduzieren und einen Vergleich möglich zu machen. Diese Maßnahmen sollten ebenso dann angewendet werden, wenn man den Muskel nicht nur auf die nach außen wirkende Kraft reduziert und dessen neuromuskuläre Arbeit betrachtet. Grundsätzlich sollte diese Herangehensweise vorgezogen werden – insbesondere eine Umrechnung der OEMG-Werte in andere Einheiten wie Newton oder Newtonmeter sollte aus den bereits genannten Gründen nicht vorgenommen werden. Zwar scheinen die Werte dadurch weniger greifbar zu sein und die Interpretation der Messungen zu erschweren, aber man wird nur so den eigentlich gemessenen Signalen der OEMG, nämlich die Summe von vielen einzelnen Aktionspotentialen an der Hautoberfläche, gerecht. Hinzu kommt dabei selbstverständlich, wie bei allen wissenschaftlichen Untersuchungen, die exakte Beschreibung der Vorgehensweise, damit diese nachvollzogen werden kann.

Um nun eine geeignete Normalisierung mit Berücksichtigung des Einflusses auf die Ergebnisse auswählen zu können, müssen vor den eigentlichen OEMG-Messungen die zu untersuchenden Variablen identifiziert werden, damit die entsprechenden Referenzwertbestimmungen vorgenommen werden können.

4.6.1 Beanspruchung der Probanden bei einer Tätigkeit

Die Beanspruchung durch berufliche Tätigkeiten ist eine wesentliche Größe in der Arbeitsmedizin und wichtig für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Insbesondere mit Blick auf den demographischen Wandel mit einer Abnahme der physischen, muskulären Leistungsfähigkeit im Alter (Baur, 2013) und der Zunahme von leistungsgewandelten Beschäftigten (Göldner et al., 2006) sind Kenntnisse über die Beanspruchung durch unterschiedliche Tätigkeiten wichtig. Dies entspricht dem Vergleich von Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit während der „repetitiven Schraubtätigkeit“ (vgl. 3.4) dieser Arbeit. Geeignet sind damit für eine solche Untersuchung die maximalkraftabhängigen Normalisierungen, d. h. die RVE_{rel} -Normalisierungen und die MVE-Normalisierung.

Ein wesentlicher Unterschied zwischen den großen und kleinen Werten der RVE_{rel} -Normalisierungen ließ sich nicht erkennen. Tendenziell zeigten sich etwas bessere Werte bei RVE_{rel} 40 %, insbesondere beim MED, und es war bei RVE_{rel} 20 %, bedingt durch den kleineren Nenner, eine weitere Streuung der Werte festzustellen. Teilweise waren die 20 % der iMVC-Werte auch verhältnismäßig niedrig (bis um 20 N). In solchen Fällen können Schwierigkeiten entstehen, stabile Werte beim Halten der 20 % iMVC zu erreichen. Beim verwendeten Kraftsensor ist zudem eine maximale Abweichung von < 1 N angegeben, was bei 20 N immerhin bis zu 5 % ausmachen würde. Es sollte daher gegebenenfalls eher eine RVE_{rel} -Normalisierung im Bereich von 40 % iMVC verwendet werden – hier sind weitere Untersuchungen, insbesondere auch die Reproduzierbarkeit betreffend, erforderlich.

4.6.2 Beanspruchung der Probanden bei unterschiedlichen Tätigkeiten

In dieser Arbeit wurde eine solche Unterscheidung nicht explizit untersucht, allerdings findet sich diese unter 3.6 beim Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, wenn man die körperliche Beanspruchung betrachtet. Analog zu 4.6.1 kommen hier die

maximalkraftabhängigen Normalisierungsverfahren zur Anwendung, um eine entsprechende Beanspruchung aufzuzeigen.

4.6.3 Belastung durch Tätigkeiten – Untersuchung derselben Probanden

Ebenfalls von großem Interesse bei OEMG-Messungen in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft ist die Belastung durch Tätigkeiten, Maschinen oder Werkzeuge. So lassen sich diese gegebenenfalls anpassen und optimieren bzw. der Arbeitsplatz kann entsprechend umgestaltet werden. Für diese Untersuchungen, wie es beim Vergleich von zwei definierten statischen Kräften der Fall war (vgl. 3.5), sollten optimalerweise RVE_{abs} -Normalisierungen eingesetzt werden. Man benötigt hier eine möglichst geringe interindividuelle Variabilität, um die jeweilige Belastung in den OEMG-Werten erkennen zu können, wofür dieses Verfahren gut geeignet ist (Burden, 2010). Bei einer sehr großen Stichprobe könnte prinzipiell auch eine der anderen Normalisierungen angewendet werden (s. oben).

In den Ergebnissen zeigte sich kein nennenswerter Unterschied der Normalisierung mit großer und kleiner Kraft – eine eindeutige Empfehlung zum Ausmaß der Belastung zur Referenzwertbestimmung lässt sich hieraus nicht ableiten. Nimmt man eine lineare EMG-Kraft-Beziehung im unteren submaximalen Bereich an, sollte hier keine zu große Belastung gewählt werden.

4.6.4 Belastung durch Tätigkeiten – Untersuchung unterschiedlicher Probanden

Bei einer solchen Fragestellung wird ebenfalls die Belastung der Probanden bewertet, also sollte in jedem Fall auch eine RVE_{abs} -Normalisierung zum Einsatz kommen. Wie entsprechend unter 3.6, dem Vergleich von zwei definierten statischen Kräften bei Gruppen unterschiedlicher Leistungsfähigkeit, zu sehen war, können die anderen Normalisierungen hierbei nicht eingesetzt werden.

4.6.5 Sonderfall: Differenzierung von erfahrenen und unerfahrenen Probanden bei einer Tätigkeit

Einen Sonderfall stellt der Vergleich von erfahrenen und unerfahrenen Probanden, die prinzipiell dieselbe Tätigkeit ausführen, dar: Durch eine andere Technik der erfahrenen Probanden wirkt bei ihnen eine geringere Belastung. Möchte man also die erfahrenen von den unerfahrenen unterscheiden, sucht man eigentlich unterschiedliche Tätigkeiten (bzw. Belastungen) – selbst wenn die Probanden dieselbe Aufgabe durchführen. In diesem Fall sollte sinnvollerweise eine RVE_{abs} -Normalisierung eingesetzt werden.

Eine solche Unterscheidung haben Min et al. in einer Arbeit über Bauarbeiter auf einem Gerüst mit und ohne Handlauf gemacht (Min et al., 2014). Die Arbeiter führten zwar die gleiche Tätigkeit aus, waren jedoch unterschiedlich erfahren. U. a. wurde der Effekt des Handlaufs auf die elektromyographische Aktivität von Muskeln des Rumpfes verglichen. Hierbei kam jedoch die MVE-Normalisierung zum Einsatz.

4.6.6 Empfohlene Anwendung der Normalisierungen

Schlussendlich lassen sich die in Tabelle 4-1 dargestellten Empfehlungen zur Auswahl der Normalisierungen nach Beanspruchung und Belastung zusammenfassen:

Tabelle 4-1: Auswahl der Normalisierung nach Beanspruchung und Belastung

	RVE_{abs}- Normalisierung	RVE_{rel}- Normalisierung	MVE- Normalisierung
Beanspruchung	Nicht geeignet	Geeignet	Geeignet
Belastung	Geeignet	Nicht sicher geeignet	Nicht sicher geeignet

Die maximalkraftabhängigen Normalisierungen könnten bei Untersuchungen zur Belastung prinzipiell auch angewendet werden, jedoch nur mit einem sicher ausreichend großen Kollektiv.

5 Zusammenfassung

Die OEMG ermöglicht über die Messung der neuromuskulären Aktivität eine Beurteilung des Muskelzustandes. Dadurch können in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft die Belastung und Beanspruchung von Muskeln am Arbeitsplatz bewertet werden. Um Vergleiche anstellen und die Messwerte einordnen zu können, werden diese in Bezug auf einen während der Messung abgeleiteten Referenzwert gesetzt. Eine solche „Normalisierung“ der Messwerte kann mit verschiedenen Referenzwerten erfolgen: Am häufigsten wird die EA bei der iMVC sowie bei $iSVC_{abs}$ und $iSVC_{rel}$ eines Muskels angewendet.

Diese Normalisierungen wurden in der vorliegenden Arbeit betrachtet und deren Auswirkungen auf die Ergebnisinterpretation von OEMG-Messungen untersucht. Dabei sollten geeignete Normalisierungen zur Unterscheidung der physischen Leistungsfähigkeit sowie verschiedener Tätigkeiten ermittelt werden. Hierzu wurden OEMG-Messungen an mehreren Muskeln bei Probanden verschiedener physischer Leistungsfähigkeit (Frauen und Männer) während Tätigkeiten mit unterschiedlicher Belastung durchgeführt und mit den oben genannten Referenzwerten normalisiert. Dabei zeigte sich beim Vergleich der physischen Leistungsfähigkeit eine bessere Differenzierung durch eine MVE- oder RVE_{rel} -Normalisierung, während beim Vergleich verschiedener Tätigkeiten die RVE_{abs} -Normalisierung besonders bei Gruppen mit unterschiedlicher physischer Leistungsfähigkeit den anderen Normalisierungen überlegen war.

Die Auswahl der Normalisierung sollte in Abhängigkeit der untersuchten Variable erfolgen: Wird die OEMG zur Analyse der Beanspruchung an einem Arbeitsplatz verwendet, so sollte eine MVE- oder RVE_{rel} -Normalisierung zum Einsatz kommen. Möchte man die jeweilige Belastung ermitteln, ist eine RVE_{abs} -Normalisierung sinnvoller.

Zur besseren Klassifizierung sollten weitere Referenzwerte bei zusätzlichen Tätigkeiten bzw. anderen Belastungsniveaus untersucht werden.

6 Literatur

Allison GT, Marshall RN und Singer KP (1993) 'EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 3, Nr. 4, S. 236–244.

Allison GT, Godfrey P und Robinson G (1998) 'EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 8, Nr. 1, S. 51–57.

Anders C, Bretschneider S, Bernsdorf A und Schneider W (2005) 'Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts', *European journal of applied physiology* 93, 5-6, S. 540–546.

Bao S, Mathiassen SE und Winkel J (1995) 'Normalizing upper trapezius EMG amplitude: Comparison of different procedures', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 5, Nr. 4, S. 251–257.

Barrero LH, Pulido JA, Berrio S, Monroy M, Quintana LA, Ceballos C, Hoehne-Hueckstaedt U und Ellegast R (2012) 'Physical workloads of the upper-extremity among workers of the Colombian flower industry', *American journal of industrial medicine* 55, Nr. 10, S. 926–939.

Bartuzi P, Tokarski T und Roman-Liu D (2010) 'The effect of the fatty tissue on EMG signal in young women', *Acta of bioengineering and biomechanics* 12, Nr. 2, S. 87–92.

Basmajian JV und De Luca CJ (1985) *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography*, 5. Aufl., Baltimore, London, Williams & Wilkins.

Baur X (2013) *Arbeitsmedizin*, Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg.

Bender R, Lange S und Ziegler A (2007) 'Wichtige Signifikanztests', *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift* 132, S 01, e24-e25.

Bernard J, Razanabola F, Beldame J, van Driessche S, Brunel H, Poirier T, Matsoukis J und Billuart F (2018) 'Electromyographic study of hip muscles

involved in total hip arthroplasty: Surprising results using the direct anterior minimally invasive approach', *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 104, Nr. 8, S. 1137–1142.

Burden A (2010) 'How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, Nr. 6, S. 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 17, Nr. 5, S. 635–641.

Castelein B, Cagnie B, Parlevliet T, Danneels L und Cools A (2015) 'Optimal Normalization Tests for Muscle Activation of the Levator Scapulae, Pectoralis Minor, and Rhomboid Major: An Electromyography Study Using Maximum Voluntary Isometric Contractions', *Archives of physical medicine and rehabilitation* 96, Nr. 10, S. 1820–1827.

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', *Brazilian journal of physical therapy*.

Cohen J (1988) *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Edition)*, 2. Aufl., New Jersey, Lawrence Erlbaum Associates, Inc.

Cook TM, Ludewig PM, Rosecrance JC, Zimmermann CL und Gerleman DG (1999) 'Electromyographic effects of ergonomic modifications in selected meatpacking tasks', *Applied ergonomics* 30, Nr. 3, S. 229–233.

Dal Maso F, Marion P und Begon M (2016) 'Optimal Combinations of Isometric Normalization Tests for the Production of Maximum Voluntary Activation of the Shoulder Muscles', *Archives of physical medicine and rehabilitation* 97, Nr. 9, 1542-1551.e2.

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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 14, Nr. 3, S. 333–342.

De Luca CJ (1997) 'The Use of Surface Electromyography in Biomechanics', *Journal of Applied Biomechanics* 13, Nr. 2, S. 135–163.

De Luca CJ (2002) *Surface electromyography: Detection and recording* [Online], DelSys Incorporated, URL: http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf (Zugriff: 22.01.2018).

Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. (DGAUM) (Hrsg.) (2013) *Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft: Arbeitsmedizinische S2k-Leitlinie der Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA)*. [Online], URL: http://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-016l_S2k_Oberfl%C3%A4chen_Elektromyographie_2013-03.pdf (Zugriff: 19.10.2017).

Dowler E, Kappes B, Fenaughty A und Pemberton G (2001) 'Effects of neutral posture on muscle tension during computer use', *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE* 7, Nr. 1, S. 61–78.

Ekstrom RA, Soderberg GL und Donatelli RA (2005) 'Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 15, Nr. 4, S. 418–428.

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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, Nr. 1, S. 68–75.

Goforth C (2015) *Using and Interpreting Cronbach's Alpha* [Online], University of Virginia Library, URL: <https://data.library.virginia.edu/using-and-interpreting-cronbachs-alpha/>.

Göldner R, Rudow B, Neubauer W, Krüger W und Paeth L (2006) 'Arbeit und Gesundheit für leistungsgewandelte Mitarbeiter: Erfahrungen aus der Automobilindustrie', *ASU – Arbeitsmedizin | Sozialmedizin | Umweltmedizin*, Nr. 41, S. 566–573.

Hägg GM, Melin B und Kadefors R (2004) 'Applications in Ergonomics', in Merletti, R. und Parker, P. (Hrsg.) *Electromyography*, Hoboken, NJ, USA, John Wiley & Sons, Inc, S. 343–363.

Halaki M und Ginn K (2012) 'Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?', in Naik, G. R. (Hrsg.) *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech, S. 175–194.

Huppelsberg J und Walter K (2007) *Kurzlehrbuch Physiologie*, Stuttgart [u.a.], Thieme.

Jonsson B (1982) 'Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work', *Journal of human ergology* 11, Nr. 1, S. 73–88.

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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 4, Nr. 1, S. 47–59.

Konrad P (2011) *EMG-FIBEL: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie* [Online], URL: <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> (Zugriff: 04.12.2018).

Lange S und Bender R (2007a) 'Median oder Mittelwert?', *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift* 132, S 01, e1-e2.

Lange S und Bender R (2007b) 'Was ist ein Signifikanztest?: Allgemeine Aspekte', *DMW - Deutsche Medizinische Wochenschrift* 132, S 01, e19-e21.

Lehman GJ und McGill SM (1999) 'The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle', *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 22, Nr. 7, S. 444–446.

- Li G und Buckle P (1999) 'Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods', *Ergonomics* 42, Nr. 5, S. 674–695.
- Marker RJ, Balter JE, Nofsinger ML, Anton D, Fethke NB und Maluf KS (2016) 'Upper trapezius muscle activity in healthy office workers: reliability and sensitivity of occupational exposure measures to differences in sex and hand dominance', *Ergonomics* 59, Nr. 9, S. 1205–1214.
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 11, Nr. 1, S. 1–9.
- Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L und Germán A (2010) 'Surface electromyography applications in the sport', *Apunts Medicina de l'Esport* 45, Nr. 165, S. 121–130.
- 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 : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 5, Nr. 4, S. 197–226.
- Mathiassen SE (1996) 'The statistical confidence of load estimates based on ramp calibration of upper trapezius EMG', *Journal of Electromyography and Kinesiology* 6, Nr. 1, S. 59–65.
- Merletti R (2015) *Standards for reporting EMG data*. [Online], International Society of Electrophysiology and Kinesiology, URL: <https://isek.org/wp-content/uploads/2015/05/Standards-for-Reporting-EMG-Data.pdf>.
- Merletti R und Farina D (2016) *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, Hoboken, New Jersey, John Wiley & Sons, Inc.
- Min S-N, Kim J-Y und Parnianpour M (2014) 'The effects of experience and the presence of a scaffold handrail on postural and spinal stability in construction workers', *International journal of occupational safety and ergonomics : JOSE* 20, Nr. 3, S. 491–502.

- Mogk, Jeremy P M und Keir PJ (2003) 'Crosstalk in surface electromyography of the proximal forearm during gripping tasks', *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 13, Nr. 1, S. 63–71.
- Netto KJ und Burnett AF (2006) 'Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles', *Work (Reading, Mass.)* 26, Nr. 2, S. 123–130.
- Nordander C, Willner J, Hansson G-A, Larsson B, Unge J, Granquist L und Skerfving S (2003) 'Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude', *European journal of applied physiology* 89, Nr. 6, S. 514–519.
- Nordander C, Ohlsson K, Balogh I, Hansson G-A, Axmon A, Persson R und Skerfving S (2008) 'Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: Exposure and musculoskeletal disorders', *International archives of occupational and environmental health* 81, Nr. 8, S. 939–947.
- Pape H-C, Kurtz A, Silbernagel S, Klinke R und Brenner B (2014) *Physiologie*, 7. Aufl., Stuttgart, Georg Thieme.
- Rainoldi A, Casale R, Hodges P und Jull G (2004) 'Applications in Rehabilitation Medicine and Related Fields', in Merletti, R. und Parker, P. (Hrsg.) *Electromyography*, Hoboken, NJ, USA, John Wiley & Sons, Inc, S. 403–433.
- Reilly T (2002) *Musculoskeletal disorders in health-related occupations*, Amsterdam, Washington, D.C., IOS Press.
- Rohmert W (1983) 'Formen menschlicher Arbeit', in Rohmert, W. und Rutenfranz, J. (Hrsg.) *Praktische Arbeitsphysiologie*, Stuttgart, New York, Georg Thieme, S. 5–29.
- Rohmert W (1984) 'Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept.', *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, Nr. 38, S. 193–200.
- Schecker H (2014) 'Überprüfung der Konsistenz von Itemgruppen mit Cronbachs Alpha', in Krüger, D., Parchmann, I. und Schecker, H. (Hrsg.) *Methoden in der naturwissenschaftsdidaktischen Forschung*, Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg.

Schlick C, Bruder R und Luczak H (2018) 'Arbeitswissenschaft im Umriss: Disziplinen- und Konzeptstruktur', in Schlick, C., Bruder, R. und Luczak, H. (Hrsg.) *Arbeitswissenschaft*, 4. Aufl., Berlin, Heidelberg, Springer Berlin Heidelberg, S. 1–58.

Schwartz C, Tubez F, Wang F-C, Croisier J-L, Bröls O, Denoël V und Forthomme B (2017) 'Normalizing shoulder EMG: An optimal set of maximum isometric voluntary contraction tests considering reproducibility', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 37, S. 1–8.

Shenoy S (2010) 'EMG in sports rehabilitation', *British Journal of Sports Medicine* 44, Suppl 1, i10-i10.

Soderberg GL und Knutson LM (2000) 'A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data', *Physical therapy* 80, Nr. 5, S. 485–498.

Sormunen E, Oksa J, Pienimäki T, Rissanen S und Rintamäki H (2006) 'Muscular and cold strain of female workers in meatpacking work', *International Journal of Industrial Ergonomics* 36, Nr. 8, S. 713–720.

Soylu AR und Arpinar-Avsar P (2010) 'Detection of surface electromyography recording time interval without muscle fatigue effect for biceps brachii muscle during maximum voluntary contraction', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, Nr. 4, S. 773–776.

Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF und van Dieën, Jaap H (2010) 'Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review', *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 20, Nr. 3, S. 375–387.

Sturma A, Hruby LA, Prahm C, Mayer JA und Aszmann OC (2018) 'Rehabilitation of Upper Extremity Nerve Injuries Using Surface EMG Biofeedback: Protocols for Clinical Application', *Frontiers in neuroscience* 12, S. 906.

Sullivan GM und Feinn R (2012) 'Using Effect Size-or Why the P Value Is Not Enough', *Journal of graduate medical education* 4, Nr. 3, S. 279–282.

Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (1999) *SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography* [Online], URL: <http://www.seniam.org/> (Zugriff: 20.10.2017).

Türker H und Sözen H (2013) 'Surface Electromyography in Sports and Exercise', in Türker, H. (Hrsg.) *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*, Croatia, InTech.

Westgaard RH (2016) 'Surface EMG Recordings as a Risk Assessment Tool for Musculoskeletal Disorders', *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 44, Nr. 30, 5-541-5-544.

Winkel J und Jørgensen K (1991) 'Significance of skin temperature changes in surface electromyography', *European journal of applied physiology and occupational physiology* 63, Nr. 5, S. 345–348.

Zhang F-R, He L-H, Wu S-S, Li J-Y, Ye K-P und Wang S (2011) 'Quantify work load and muscle functional activation patterns in neck-shoulder muscles of female sewing machine operators using surface electromyogram', *Chinese medical journal* 124, Nr. 22, S. 3731–3737.

Zhang G, Li J, Xia Z und Xu W (2019) 'The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement', *Clinical rheumatology*.

Zwarts MJ, Stegeman DF und van Dijk JG (2004) 'Surface EMG Applications in Neurology', in Merletti, R. und Parker, P. (Hrsg.) *Electromyography*, Hoboken, NJ, USA, John Wiley & Sons, Inc, S. 323–342.

Erklärungen zum Eigenanteil dieser Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde im Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung unter Betreuung von Frau Prof. Dr. med. Monika A. Rieger durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Herrn Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber und Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt. Herr Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber hat die Arbeit betreut und wertvolle Hinweise zum Manuskript gegeben.

Die Versuche wurden nach Einarbeitung durch Labormitglied Frau Gaby Weiß von mir in Zusammenarbeit mit Frau Gaby Weiß und Labormitglied Frau Anna Glückman durchgeführt. Die Auswahl der für die Berechnung der statistischen Kenngrößen geeigneten Analysephasen wurde durch die Institutsmitarbeiter Frau Dipl.-Ing. Nicole Blomberg, Herrn Dr. med. Andreas Sablotny und mich in der Analysesoftware SABCOS getroffen. Die Überprüfung der Interrater-Reliabilität mittels Cronbachs Alpha erfolgte hierzu durch Frau Dipl.-Ing. Nicole Blomberg.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung durch Herrn Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber durch mich.

Die Grafiken der Abbildungen 2-1 und 2-2 wurden durch Herrn Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber entworfen und von mir leicht bearbeitet übernommen. Alle weiteren Grafiken und Tabellen wurden selbstständig erstellt.

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

Tübingen, den 6. März 2019

Florian Ullbrich

Veröffentlichungen basierend auf den Daten der Dissertationsschrift

Folgende Publikationen wurden basierend auf den Daten der vorliegenden Dissertationsschrift bereits veröffentlicht:

Steinhilber B, Seibt R und Rieger MA (2013) 'Test-retest-reliability of different normalization procedures of surface electromyography for the use in occupational settings' *Eighth International Conference on Prevention of Work-related Musculoskeletal Disorders. PREMUS 2013. 7 July – 11 July 2013*, Busan, Korea.

Ullbrich F, Seibt R, Rieger MA und Steinhilber B (2013) 'Normalisierung der Oberflächen-Elektromyographie: Aspekte der Reproduzierbarkeit und Bedeutung für die Ergebnisinterpretation' *17. Symposium „Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft für Nachwuchswissenschaftler“ des Forum Arbeitsphysiologie. Tübingen, 09. – 10.11.2013*, Universität Tübingen.

Steinhilber B, Seibt R, Ullbrich F und Rieger MA (2014) 'Normalization Of surface electromyography: aspects of test-retest-reliability and the influence on data interpretation.' *In: XX Congress of the International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK). Rom, 15. – 18.07.2014.*, Rom: Universita Degli Studi Di Roma.

Steinhilber B, Ullbrich F, Seibt R und Rieger MA (2014) 'Normalisierung der Oberflächen-Elektromyographie: Aspekte der Reproduzierbarkeit und Bedeutung für die Ergebnisinterpretation.' *54. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. 02.04.-04.04.2014 Dresden.*, *Umweltmedizin Hygiene Arbeitsmedizin 2014*; 19 (2): s134.

Danksagung

Frau Professor Dr. M. A. Rieger danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und Begutachtung dieser Arbeit sowie für die hilfreichen Anregungen und die konstruktive Kritik.

Herrn Professor Dr. M. A. Giese danke ich für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Benjamin Steinhilber für die ausgezeichnete Betreuung, die stetige Motivation und Hilfsbereitschaft bei der Erstellung dieser Dissertation.

Ich bedanke mich bei Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt für die technische Unterstützung während der Messungen sowie die hilfreichen und äußerst unterhaltsamen Treffen.

Ebenfalls möchte ich mich bei den Labormitgliedern Frau Anna Glückman und Frau Gaby Weiß für die gute Zusammenarbeit bei der Durchführung der Messungen sowie Frau Dipl.-Ing. Nicole Blomberg und Herrn Dr. Andreas Sablotny bei der Auswertung bedanken.

Für ihre klugen Ratschläge und wertvollen Anmerkungen zu meiner Arbeit bin ich Ursula und Imke ganz besonders dankbar. Mit größter Sorgfalt haben sie die Dissertation Korrektur gelesen.

Meiner Ehefrau Coya danke ich von ganzem Herzen für ihre uneingeschränkte Unterstützung bei der Erstellung meiner Arbeit und darüber hinaus. Ohne ihre Geduld und ihren Rückhalt, insbesondere während arbeitsintensiver Zeiten, hätte ich die Dissertation nicht schreiben können.

Mein großer Dank gilt auch meinen Eltern, die mir meinen Berufswunsch ermöglicht haben und mir stets helfend zur Seite stehen.