

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

**Einfluss von kombinierter physischer und psychischer  
Belastung auf Surrogatparameter eines erhöhten  
Risikos für Beschwerden in der Nackenmuskulatur**

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

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

**vorgelegt von**

**Sanzinska, Ralph Christian**

**2021**

Dekan: Professor Dr. B. Pichler

1. Berichterstatter: Professorin Dr. M. Rieger

2. Berichterstatter: Professor Dr. T. Steinert

Tag der Disputation: 22.1.2021

# Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	V
Abkürzungsverzeichnis .....	VII
1 Einleitung.....	1
1.1 Theoretischer Hintergrund .....	2
1.1.1 Definition muskuloskelettaler Beschwerden.....	3
1.1.2 Physiologische Grundlagen muskulärer Aktivität .....	3
1.1.3 Ursachen für muskuloskelettale Beschwerden .....	5
1.1.4 Pathophysiologische Erwägungen zur Entstehung muskulärer Beschwerden .....	5
1.1.5 Registrierung muskulärer Aktivität durch Oberflächenelektromyographie .....	7
1.1.6 Risikosurrogatparameter für muskuloskelettale Beschwerden .....	8
1.1.6.1 Muskuläre Ermüdung.....	8
1.1.6.1.1 Definition .....	8
1.1.6.1.2 Zentrale Anteile muskulärer Ermüdung .....	9
1.1.6.1.3 Periphere Anteile muskulärer Ermüdung.....	10
1.1.6.1.4 Registrierung von Anzeichen muskulärer Ermüdung durch OEMG .....	11
1.1.6.2 Muskuläre Ermüdung als Risikosurrogatparameter für MSB .....	12
1.1.6.3 Muskuläre Aktivierung als Risikosurrogatparameter für MSB.....	13
1.1.6.4 Häufigkeit muskulärer Entlastung als Risikosurrogatparameter für MSB.....	14
1.1.6.5 Einfluss von psychischer Anforderung und kombinierter psychischer und physischer Anforderung auf die Muskelaktivität im Schulternackenbereich .....	16
1.1.6.6 Alter und muskuloskelettale Beschwerden .....	20
1.2 Ziel der Arbeit.....	22
2 Material und Methoden.....	23
2.1 Probanden .....	23
2.2 Messmethoden.....	24

2.2.1	Oberflächenelektromyographie.....	24
2.3	Studiendurchführung.....	25
2.3.1	Versuchsaufbau.....	25
2.3.2	Versuchsvorbereitung.....	27
2.3.3	Ablauf der Untersuchungstage.....	29
2.3.4	Der Messphasenablauf.....	32
2.4	Datenaufbereitung.....	35
2.5	Statistische Auswertung.....	36
3	Ergebnisse.....	38
3.1	Studienpopulation und Ausschlüsse.....	38
3.2	Muskuläre Aktivität und Zeichen der Ermüdung.....	39
Dominanter M. Trapezius:.....		39
Nichtdominanter M. trapezius:.....		45
Zusammenfassung der Ermüdungsanalyse:.....		48
3.3	Muskuläre Aktivierung.....	48
10. Perzentile der elektrischen Aktivität.....		48
50. Perzentile der elektrischen Aktivität.....		53
90. Perzentile der elektrischen Aktivität.....		59
3.4	Analyse der Häufigkeit muskulärer Entlastung.....	64
4	Diskussion.....	73
4.1	Ausprägung von Surrogatparametern für muskuloskelettale Beschwerden.....	73
4.1.1	Muskuläre Ermüdung.....	73
4.1.2	Muskuläre Aktivierung.....	75
4.1.3	Häufigkeit muskulärer Entlastung.....	80
4.2	Limitationen.....	82
5	Zusammenfassung.....	83
6	Literaturverzeichnis.....	86
7	Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift.....	94
8	Veröffentlichungen.....	96
	Danksagung.....	97

# Abbildungsverzeichnis

<b>Abb. 1:</b> Versuchsaufbau, Seitenansicht .....	26
<b>Abb. 2:</b> Nahaufnahme mit Markierung der Messsensoren, Ansicht von schräg-vorne .....	26
<b>Abb. 3:</b> Anatomische Darstellung des linken Trapezmuskels (farbig hervorgehoben). Quelle: By Mikael Häggström, used with permission, <a href="https://doi.org/10.15347/wjm/2014.008">https://doi.org/10.15347/wjm/2014.008</a> .....	28
<b>Abb. 4:</b> Nahaufnahme der über den Trapezmuskeln angebrachten Elektroden, mittig befindet sich die Masseelektrode, Ansicht von hinten .....	28
<b>Abb. 5:</b> Normalisierungsmessung des linken M. trapezius, Ansicht von schräg-hinten .....	31
<b>Abb. 6:</b> beispielhafte Darstellung der Bildschirmanzeige der Trackingaufgabe, die roten Linien schieben sich sukzessive von rechts nach links ins Bild, Quelle: IASV, Studienunterlagen .....	33
<b>Abb. 7:</b> schematische Darstellung der Gedächtnisaufgabe in der Präsentation für den Probanden; die hier gleichzeitig dargestellten Zahlen werden zeitlich nacheinander eingeblendet, Quelle: IASV, Studienunterlagen .....	34
<b>Abb. 8:</b> Messphasenablauf, Quelle: IASV, Studienunterlagen .....	35
<b>Abb. 9:</b> beispielhafte Darstellung des OEMG-Signals und Messphasenmarkierungen der Phasengrenzen, grüne und rote Punkte: Grenze der Berechnungsphase, grüne Vierecke: Synchronisationsmarker.....	36
<b>Abb. 10:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : Unterschied der eA [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. ....	40
<b>Abb. 11:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : Unterschied der Mf [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. ....	44
<b>Abb. 12:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : Unterschied der eA [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. ....	45
<b>Abb. 13:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : Unterschied der Mf [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. ....	47
<b>Abb. 14:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : die 10. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den physischen Anforderungsniveaus leicht vs. schwer. ....	51
<b>Abb. 15:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : die 10. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den jeweiligen Messzeitpunkten und experimentellen Bedingungen. ....	51
<b>Abb. 16:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : Unterschied der 10. Perzentile der eA [%MVE, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer]. ....	52
<b>Abb. 17:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : Unterschied der 10. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus kognitiv leicht/schwer. ....	52
<b>Abb. 18:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : die 10. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Messphasen und den jeweiligen experimentellen Bedingungen. ....	53
<b>Abb. 19:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : Unterschied der 50. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer. ....	56
<b>Abb. 20:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : die 50. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Messphasen und den jeweiligen experimentellen Bedingungen. ....	56

<b>Abb. 21:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : die 50. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer. ....	57
<b>Abb. 22:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : die 50. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus kognitiv leicht/schwer. ....	58
<b>Abb. 23:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : die 50. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen.....	58
<b>Abb. 24:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : die 90. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer.....	62
<b>Abb. 25:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : die 90. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen.....	62
<b>Abb. 26:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : nichtdominanter M. trapezius die 90. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer.....	63
<b>Abb. 27:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : die 90. Perzentile der eA [%MVE], aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen.....	63
<b>Abb. 28:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : Häufigkeit muskulärer Entlastung nach experimentellen Bedingungen. ....	69
<b>Abb. 29:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase, nach Alter und Messzeitpunkt (5min-Block).....	69
<b>Abb. 30:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : Mittelwerte des prozentualen Anteils muskulärer Entlastung, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen.....	70
<b>Abb. 31:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil, aufgeteilt nach dem Alter und dem Messzeitpunkt.....	70
<b>Abb. 32:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : Mittelwerte des prozentualen Anteils muskulärer Entlastung, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen.....	71
<b>Abb. 33:</b> <i>Vergleich dominanter vs. nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung über alle experimentellen Bedingungen.....	71
<b>Abb. 34:</b> <i>Vergleich dominanter vs. nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Gesamtmessdauer, aufgeteilt nach physischem Anforderungsniveau leicht vs. schwer.....	72
<b>Abb. 35:</b> <i>Vergleich dominanter vs. nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Gesamtmessdauer, aufgeteilt nach kognitivem Anforderungsniveau leicht vs. schwer.....	72

# Tabellenverzeichnis

<b>Tab. 1:</b> Studienpopulation: Anthropometrische Daten zu Alter, Gewicht, Größe, MVE, Probandenanzahl, Studienausschlüsse .....	38
<b>Tab. 2:</b> Ergebnisse der statistischen Analyse zum Einfluss der Variablen experimentelle Bedingung, Messzeitpunkt, Alter und Kombinationen dieser Variablen, auf die eA und Mf des dominanten und nichtdominanten M. trapezius .....	41
<b>Tab. 3:</b> Änderung der eA und Mf zwischen Messzeitpunkt erste 5min und letzte 5min, nach <i>dominantem</i> und <i>nichtdominantem</i> M. trapezius und experimenteller Bedingung .....	41
<b>Tab. 4:</b> Differenzen der eA und Mf zwischen Messzeitpunkt erste 5min und letzte 5min, nach dominantem und nicht dominantem M. trapezius, Alter und experimenteller Bedingung.....	42
<b>Tab. 5:</b> <i>dominanter M. trapezius</i> : eA [ $\mu$ V] und Mf [Hz] nach Messzeitpunkt und experimenteller Bedingung.....	43
<b>Tab. 6:</b> <i>nichtdominanter M. trapezius</i> : eA [ $\mu$ V] und Mf [Hz] nach Messzeitpunkt und experimenteller Bedingung.....	46
<b>Tab. 7:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 10. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter .....	49
<b>Tab. 8:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : 10. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen.....	50
<b>Tab. 9:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 50. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter .....	54
<b>Tab. 10:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : 50. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen.....	55
<b>Tab. 11:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 90. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter .....	60
<b>Tab. 12:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : 90. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen.....	61
<b>Tab. 13:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : Analyse der HME nach experimentellen Anforderungsniveaus kognitiv leicht vs. schwer und physisch leicht vs. schwer:.....	65

<b>Tab. 14:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : HME nach experimentellen Bedingungen .....	65
<b>Tab. 15:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : Nichtparametrische Vergleiche der HME nach experimentellen Bedingungen.....	66
<b>Tab. 16:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase [%] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen .....	67
<b>Tab. 17:</b> <i>dominanter und nichtdominanter M. trapezius</i> : prozentualer Anteil muskulärer Entlastung [%] an Messphase, nach Alter alt vs. jung und Meszeitpunkt.....	68



# Abkürzungsverzeichnis

<b>eA</b>	elektrische Aktivität
<b>bzw.</b>	beziehungsweise
<b>BMCM</b>	Messgerät der Firma BMC Messsysteme
<b>BMI</b>	Body mass index
<b>eA</b>	elektrische Aktivität
<b>HME</b>	Häufigkeit muskulärer Entlastung
<b>IASV</b>	Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsfor- schung, Universitätsklinikum Tübingen
<b>ICD-10</b>	Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und ver- wandter Gesundheitsprobleme der WHO (ICD, englisch: International Sta- tistical Classification of Diseases and Related Health Problems)
<b>i.F.</b>	im Folgenden
<b>LBP</b>	englisch: low back pain, deutsch: Schmerzen im unteren Rücken
<b>M.</b>	Musculus
<b>Mf</b>	Medianfrequenz
<b>M1K1</b>	motorisch leichte, kognitiv leichte Aufgabe
<b>M1K2</b>	motorisch leichte, kognitiv schwere Aufgabe
<b>M2K1</b>	motorisch schwere, kognitiv leichte Aufgabe
<b>M2K2</b>	motorisch schwere, kognitiv schwere Aufgabe
<b>MSB</b>	muskuloskelettale Beschwerden
<b>MVC</b>	Englisch für maximal voluntary contraction, deutsch: Maximalkraft
<b>MVE</b>	englisch für maximal voluntary electrical activation, deutsch: Maximale elektrische Aktivität
<b>NSB</b>	Beschwerden im Nacken- und Schulterbereich
<b>OEMG</b>	Oberflächen-Elektromyographie
<b>RMS</b>	englisch Root-Mean-Square, deutsch: quadratisches Mittel
<b>s.</b>	siehe
<b>SD</b>	Englisch für standard deviation, deutsch: Standardabweichung
<b>Tab.</b>	Tabelle
<b>UMS</b>	unspezifische Muskelschmerzen
<b>v.a.</b>	vor allem
<b>WHO</b>	Weltgesundheitsorganisation, englisch: world health organization

# 1 Einleitung

Diese Arbeit beschäftigt sich mit Surrogatparametern eines erhöhten Risikos für Muskuloskelettale Beschwerden (MSB). Spezifischer eingegrenzt wird dieser Begriff im Folgenden (i.F.) im Sinne von unspezifischen Muskelschmerzen/Myalgien (UMS) verwendet. Muskuloskelettale Beschwerden haben eine große gesundheitspolitische sowie ökonomische Bedeutung. Im Jahr 2017 waren MSB die zweithäufigste Ursache für Erwerbsunfähigkeit weltweit und mitursächlich für 16% der mit Krankheit/Behinderung gelebten Lebensjahre. Zwischen 20%–33% der Menschen weltweit leiden unter MSB (WHO, 2019). Sie stellen auch in Deutschland eine der wichtigen Ursachen für Arbeitsunfähigkeit dar, denn ca. ein Viertel aller Arbeitsunfähigkeitstage, insgesamt ca. 98 Mio. pro Jahr, sind durch Muskelskelett- und Bindegewebserkrankungen bedingt (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2018a). Laut statistischem Bundesamt werden dadurch jährlich Kosten in Höhe von 420 Euro je Bundesbürger verursacht (Statistisches Bundesamt, 2015). Dies entspricht einem Produktionsausfall in Höhe von 8,8 Mrd. Euro (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2018a). Zudem werden mehr als die Hälfte aller Rehabilitationen und mehr als ein Viertel aller Frühverrentungen durch MSB verursacht (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2018a). Der Prävention von MSB kommt daher eine besondere Bedeutung zu. Risikofaktoren für die Entstehung von MSB sind unter anderem durch Defizite in der Ergonomie der Arbeitsabläufe bedingte, lange statische Muskelaktivierung und muskuläre Ermüdung (Hanvold et al. 2013; Mork & Westgaard, 2006; National Research Council, 2001).

Vor allem bei Beschäftigten an Computerarbeitsplätzen treten MSB sehr häufig auf. In einer Untersuchung von Tischler et al. 2005, in der 558 Personen mit Computerarbeitsplätzen befragt wurden, gaben nur 4 Personen an, überhaupt keine MSB zu haben. In der Auftretenshäufigkeit standen dabei, nach Kopf- und Rückenschmerzen, Beschwerden im Nackenschulterbereich an dritter Stelle (Tilscher et al. 2005). Dies verdeutlicht die Relevanz von MSB im Kontext arbeitsmedizinischer Prävention und Intervention. Eine hohe Arbeitsintensität birgt dabei ein erhöhtes Risiko für psychische und physische gesundheitliche

Beeinträchtigungen (Stab et al. 2016). Psychischen Belastungen, wie starkem Termin- oder Leistungsdruck und dem gleichzeitigen Bearbeiten verschiedener Aufgaben sind, einer Erhebung der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin aus dem Jahre 2018 nach, mehr als die Hälfte aller Beschäftigten ausgesetzt (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2018b). Die vorliegende Dissertationsschrift wurde im Rahmen eines größeren Forschungsprojektes zur Wirkung von kombinierter physischer und psychischer Belastung am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung, Universitätsklinikum Tübingen (IASV), angefertigt. Sie befasst sich vor diesem Hintergrund mit Risikosurrogatparametern für MSB im Schulternackenbereich, spezifisch im Bereich der Trapezmuskeln. Dabei wird mit Hilfe der Elektromyographie die Ausprägung von bekannten Risikosurrogatparametern der elektrischen Muskelaktivität während einer im Sitzen ausgeführten Aufgabe mit einer physischen Anforderung durch Handgelenksexension und einer gleichzeitig auf einem Computerbildschirm eingeblendeten kognitiven Aufgabe untersucht.

## **1.1 Theoretischer Hintergrund**

In diesem Kapitel wird zunächst der Begriff *musculoskelettale Beschwerden* definiert und die theoretischen Grundlagen der Physiologie muskulärer Aktivität erläutert (= Risikosurrogatparameter). Anschließend werden Ursachen für MSB aufgeführt und pathophysiologische Hintergründe zur Entstehung von MSB diskutiert, sowie die technischen Mittel zur Registrierung muskulärer Aktivität dargestellt. Darauf folgend werden die in dieser Arbeit untersuchten Indikatoren für Überbeanspruchung erläutert. Es wird des Weiteren auf die Veränderung muskulärer Aktivität, speziell durch psychische Anforderungen, sowie deren Interaktion mit physischen Anforderungen und die Bedeutung des Alters für die Entstehung von MSB, eingegangen. Anschließend werden das Ziel dieser Arbeit und die zu beantwortenden Fragestellungen definiert.

### **1.1.1 Definition muskuloskelettaler Beschwerden**

Spezifischer eingegrenzt wird der Begriff *muskuloskelettale Beschwerden* i.F. im Sinne von uncharakteristischen Muskelschmerzen (Myalgien) [UMS] verwendet, also Muskelbeschwerden welche weder durch rheumatische, entzündliche oder neurologische Prozesse verursacht werden und wird umfasst von der Kodierung M79.19 der ICD-10-Klassifizierung der WHO (Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI), 2019). Abgegrenzt von der sogenannten Fibromyalgie sind die UMS dadurch, dass sie lokal begrenzt auftreten und in der Regel aus einer muskulären Überlastung folgen.

Eine scharfe Abgrenzung zwischen akuten und chronischen UMS besteht nicht. Die deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin setzt diese für UMS im Nackenbereich bei einer Dauer von 12 Wochen (Scherer & Chenot, 2016).

Eine Hypothese zur Entstehung von UMS, ist die Annahme, dass bestimmte Individuen eine Neigung besitzen, auf einen psychischen oder physischen Stressor mit erhöhter Muskelaktivität zu reagieren, was zu Ischämie, reflexartigem Muskelkrampf, Sauerstoffabbau, der Freisetzung von schmerzproduzierenden Substanzen (z.B. Histamin, Substanz P) und zu einer Rückkopplungsschleife führt, welche wiederum weitere Erhöhungen der Muskelaktivität, psychische Belastung und Schmerzen auslöst (National Research Council, 2001).

### **1.1.2 Physiologische Grundlagen muskulärer Aktivität**

Im Folgenden werden einzelne Elemente des physiologischen Ablaufs einer muskulären Kontraktion skizziert. Motoneuronen im Motorkortex der Großhirnrinde als Bestandteil des zentralen Nervensystems sind der Ausgangspunkt einer motorischen Handlung. Über ihre Axone leiten sie neuronale Erregungen auf die zweiten Motoneurone über, deren Zellkörper sich im Hirnstamm oder im ventralen Horn der grauen Substanz des Rückenmarks befinden.

Alle Nervenimpulse aus Großhirn, Kleinhirn, Stammhirn mit seinen Hirnkernen und aus den Segmenten des Rückenmarks werden von einem Motoneuron im Rückenmark aufgenommen („ $\alpha$ -Motoneuron“). Ein vom Motoneuron abgehendes Axon führt zum Muskel und spaltet sich auf, so dass ein Bündel von wenigen

oder vielen Muskelfasern eines Muskels innerviert werden. Ein Motoneuron und die Muskelfasern, die es innerviert, bilden eine motorische Einheit. Ein Muskel besteht aus bis zu mehreren Hunderten motorischer Einheiten. Über die neuromuskuläre Synapse am distalen Ende des Axons wird mithilfe des Botenstoffes Acetylcholin die Depolarisierung der Membranen der innervierten Muskelfasern bewirkt. Die neuromuskuläre Synapse wird auch als motorische Endplatte bezeichnet. Es entsteht hierbei ein Aktionspotential, welches über die Länge der Muskelfasern fortgeleitet wird. Hierdurch kommt es zum Einstrom von Natrium in die Muskelfaserzelle wodurch ein Ausstrom von Kalziumionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum bewirkt wird. Das sarkoplasmatische Retikulum besteht aus Sarkotubuli, in welchen Kalzium gespeichert ist, und bildet ein Netzwerk, das die Myofibrillen umgibt.

Eine Myofibrille ist eine kontraktile Struktur, die durch die Zellen des Muskelgewebes verläuft und ihnen die Kontraktilität und Elastizität verleiht, die es ermöglicht, die Bewegungen der Muskelfaser und somit des Muskels auszuführen. Auf mikroskopischer Ebene erfolgt die Kontraktion der Muskelfaser durch das Aneinandervorbeigleiten der in der Faser enthaltenen Muskelfilamente Aktin und Myosin. Um diesen Zustand der Kontraktion wieder zu lösen, wird der Energieträger ATP (Adenosintriphosphat) benötigt, welcher wiederum durch die Umwandlung anderer Energieträger wie Glukose im Metabolismus des Muskels entsteht. Bei der Umwandlung von Glukose in Anwesenheit von Sauerstoff (aerober Prozess) entsteht hierbei 19 Mal mehr ATP als ohne Sauerstoff (anaerober Prozess). Die Dosierung der resultierenden Muskelkraft erfolgt schließlich über zwei Mechanismen. Einerseits über die Änderung der Anzahl der im Muskel aktivierten motorischen Einheiten, andererseits durch Steigerung oder Reduzierung der Aktivierungsfrequenz der einzelnen motorischen Einheiten. In den Muskelfasern befindliche Propriozeptoren, sogenannte Muskelspindeln, deren Empfindlichkeit über  $\gamma$ -Motoneurone, welche zusammen mit den  $\alpha$ -Motoneuronen aktiviert werden, verhindern dabei eine Überdehnung des Muskels (Pape et al. 2018).

### **1.1.3 Ursachen für muskuloskelettale Beschwerden**

Faktoren, die mit einem erhöhten Risiko für MSB einhergehen, sind zeitlich andauernde einseitige Belastungen durch langes Sitzen, Stehen oder ungünstige Körperhaltungen, stereotype und repetitive Aufgaben, hohe Spitzenbelastungen des axialen oder peripheren Skeletts und starke durchschnittliche Belastungen. Des Weiteren gehören dazu Umgebungsfaktoren wie besonders hohe oder niedrige Temperaturen, psychosoziale und individuelle Faktoren (Niu, 2010; Punnett & Wegman, 2004). Individuelle Faktoren sind dabei unter anderem, die Muskelkraft, psychomotorische Fähigkeiten (European Agency for Safety and Health at Work, 2007), unterschiedliche Körpermaße, Alter, Krankengeschichte, körperliche Fähigkeiten, Adipositas und das Geschlecht (Aptel et al. 2011; Buckl & Devereux, 1999). Bei Frauen treten häufiger mit der Arbeit zusammenhängende Beschwerden des Nackens und der oberen Extremitäten (englisch: work-related neck and upper limb disorders) auf als bei Männern (European Agency for Safety and Health at Work, 2013). Psychosoziale Faktoren, die als Risikofaktoren für UMS beschrieben wurden, umfassen hohen Zeit- und Termindruck, fehlende soziale Unterstützung (von Vorgesetzten und Kollegen), hohe Arbeitsanforderungen, Unzufriedenheit mit der Arbeit, unsicherer Arbeitsplatz, monotone Arbeitsabläufe, fehlende Arbeitspausen, wenig Kontrolle/Entscheidungsspielraum bei der Arbeitsgestaltung und hoher Verantwortung, bei gleichzeitig geringer Entlohnung (Bruno Garza et al. 2013; EU Institute for Occupational Safety and Health, 2016). Epidemiologische Studien spezifizieren dabei meist nicht, um welche Art von Symptomen es sich handelt, sodass Nackenschmerzen und Trapeziusmyalgien nicht unterschieden werden.

### **1.1.4 Pathophysiologische Erwägungen zur Entstehung muskulärer Beschwerden**

Im Folgenden werden pathophysiologische Erklärungsansätze diskutiert, deren Gegenstand die Entwicklung von MSB auf muskulärer Ebene darstellt. Ein Erklärungsmodell ist das der *Energiekrise*. Es handelt sich dabei um eine Theorie, welche die Genese muskulärer Beschwerden durch einen Energiemangel in den Muskelfaserzellen erklärt, der auftritt, wenn der Energieverbrauch der

Muskelfaser größer ist als die Energieversorgung. Dies wird darauf zurückgeführt, dass die verlängerte Kontraktion dieser muskulären Einheiten einerseits den Verbrauch des Energieträgers ATP erhöht, und andererseits die Sauerstoff- und Glukoseversorgung verringert wird, indem sich durch den erhöhten intramuskulären Druck die Blutzirkulation im Muskel reduziert (Gerwin et al. 2004).

In der sogenannten *Cinderella-Hypothese* hingegen wird angenommen, dass einige motorische Einheiten wie Cinderella/Aschenputtel arbeiten, ohne ausreichend Zeit, sich zu erholen. Diese motorischen Einheiten sind die kleinsten im jeweiligen Muskel und die ersten, die bei einer Kontraktion des Muskels aktiviert werden, wobei sie auch die letzten sind, welche am Ende der Kontraktion deaktiviert werden. Ihre Aktivierung hält also während der gesamten Dauer der Muskelkontraktion an (Kadefors et al. 1999). Hierdurch werden diese kleinen muskulären Einheiten überlastet und gelten als anfälliger für einen Energiemangel, was in der Folge zur Entwicklung von MSB führt. Muskelschäden können dabei durch ununterbrochene Muskelaktivität schon nach relativ kurzer Zeit auftreten; so konnte dies in einer Studie, für eine Zeitdauer von 30 Minuten, für kontinuierliches Tippen auf einer Tastatur, beobachtet werden (Treaster et al. 2006). Einige Studien werfen Zweifel an der Allgemeingültigkeit der Cinderella-Hypothese auf. So fanden sich signifikante Unterschiede zwischen den Rekrutierungsmustern von motorischen Einheiten in tonischen Muskeln im Vergleich zu phasischen Muskeln (Nawab et al. 2010; Westgaard & De Luca, 1999; 2001). In einer aktuellen Arbeit wird ein alternatives theoretisches Modell für die Entwicklung von MSB in den Haltungsmuskeln vorgestellt, das davon ausgeht, dass motorische Einheiten in Rotation rekrutiert werden: das sogenannte *Schichtmodell* (Minerbi & Vulfsons, 2018). Hierbei ist Schicht in Analogie zu einer Arbeitsschicht an einem Arbeitsplatz zu verstehen. Sowohl das Energiekrisenmodell als auch die Cinderella-Hypothese gehen implizit davon aus, dass eine längere Kontraktion einzelner Motoreinheiten zu erhöhtem Energiebedarf und einer verminderten Sauerstoffversorgung während der Kontraktion und in der Folge zur Bildung von myofaszialen Schmerzpunkten, führen kann. Das Schichtmodell enthält zudem die Annahme, dass die Relaxationszeit der Motoreinheit genauso wichtig sein kann wie die Kontraktionszeit, da die Motoreinheiten während der Entspannung von einem

verbesserten mikrovaskulären Blutfluss profitieren und so in der Lage sind, ihre Sauerstoff- und Glukoseversorgung wiederherzustellen und schädliche Metaboliten zu entsorgen (Baker et al. 2010; Bron & Dommerholt, 2012; Degens et al. 1998; Sørensen et al. 2000). Es wird hierbei davon ausgegangen, dass ein minimales Relaxations-/ Kontraktionszeitverhältnis unerlässlich ist, damit sich die Muskelfasern einer Motoreinheit erholen können und dass jede Dysregulierung des Rekrutierungsmusters der Motoreinheiten, die kürzere Entspannungszeiten und/oder längere Kontraktionszeiten nach sich zieht, zu einer Energiekrise und möglicherweise zur Entwicklung von MSB führen kann.

### **1.1.5 Registrierung muskulärer Aktivität durch Oberflächenelektromyographie**

Eine Möglichkeit der nichtinvasiven Registrierung von muskulärer Aktivität stellt die Oberflächenelektromyographie (OEMG) dar. Die OEMG ist ein Verfahren mit dem, mit Hilfe von auf der über den zu untersuchenden Muskeln befindlichen Hautregion aufgeklebten Elektroden, die unter diesen vorhandene elektrische Aktivität aufgezeichnet und anschließend grafisch dargestellt wird. Das erfasste Signal stammt dabei nicht aus einem bestimmten Muskel, sondern ergibt sich aus der Summe der Signale der sich unter der Elektrode befindlichen Muskeln. Diese elektrische Aktivität ist assoziiert mit der mechanischen Muskelaktivität und den diese charakterisierenden Parametern wie Muskelspannung, -kontraktion, -bewegung und -ermüdung, ohne diese proportional abzubilden (Steinhilber et al. 2013). Beim Anbringen der Elektroden sind dabei verschiedene Kriterien zu beachten, um zu gewährleisten, dass das abgeleitete Signal hauptsächlich die Muskelaktivität des zu untersuchenden Muskels widerspiegelt. Das Anbringen der Elektroden über dem Muskelbauch, liefert hierbei hinreichend gute Ergebnisse (Hermens et al. 2000). Das Signalrauschen des OEMG-Signals wird digital gefiltert. Unter anderen Parametern ist das OEMG-Signal definiert durch seine Amplitude, angegeben in  $\mu\text{V}$  und Frequenz, angegeben in Hz (Reaz et al. 2006). Die dieser Arbeit zugrundeliegenden Messungen erfolgten mit einer bipolaren Ableitung, bei der zwei Elektroden in Muskelfaserrichtung angebracht werden und die Spannungsdifferenz zwischen den Elektroden registriert wird. Es ist



darauf zu achten, dass die Elektroden nicht direkt über der motorischen Endplatte eines Muskels platziert werden, da hier das bipolare Signal am geringsten ist (Steinhilber et al. 2013). Um ein ausreichend starkes Signal zu gewährleisten, sollte der Hautwiderstand minimiert werden. Hierzu erfolgt vor dem Aufkleben der Elektroden, nach einer eventuellen Rasur bei entsprechender Körperbehaarung, ein Abreiben der Haut mithilfe einer abrasiven Paste (Steinhilber et al. 2013).

### **1.1.6 Risikosurrogatparameter für muskuloskelettale Beschwerden**

In früheren Studien wurden einige Surrogatparameter identifiziert, welche mit einem erhöhten Risiko für das Auftreten von MSB einhergehen und i.F. erläutert werden. Hierbei sei betont, dass es sich dabei um Korrelationen handelt und nicht um Kausalverhältnisse. Der Begriff Surrogatparameter wird in diesem Sinne verwendet.

#### **1.1.6.1 Muskuläre Ermüdung**

Da muskuläre Ermüdung ein komplexes Phänomen darstellt, erfolgt zunächst die Definition muskulärer Ermüdung und die Erläuterung ihrer zentralen und peripheren Anteile, bevor anschließend auf die Bedeutung muskulärer Ermüdung als Risikosurrogatparameter für MSB eingegangen wird.

##### **1.1.6.1.1 Definition**

Der Begriff muskuläre Ermüdung benennt die temporäre Abnahme der Leistungs- und Kontraktionsfähigkeit eines Muskels, als Folge muskulärer Arbeit. Hierbei handelt es sich um einen physiologischen Prozess, welcher reversibel ist und während muskulärer Arbeit progressiv verläuft (Reuter, 2017; Wan et al. 2017). Bei der Entstehung muskulärer Ermüdung, werden periphere und zentrale Ursachen unterschieden. Periphere Ursachen sind Prozesse, welche im betreffenden Muskel selbst ablaufen. Als zentrale Ursachen muskulärer Ermüdung werden Prozesse verstanden, welche in den der neuromuskulären Endplatte vorgeschalteten Anteilen des Nervensystems ablaufen. Hierzu zählen der Neurokortex, die Motoneurone des Motorkortex, die Motoneurone im Hirnstamm und im

Rückenmark und deren Axone, welche bis zur neuromuskulären Endplatte reichen (Gandevia, 2001).

#### **1.1.6.1.2 Zentrale Anteile muskulärer Ermüdung**

Untersuchungen muskulärer Ermüdung ergaben Abschätzungen, dass zwischen 25 – 66 % muskulärer Ermüdung auf zentrale Ursachen zurückzuführen ist (Smith et al. 2007; Taylor & Gandevia, 2008).

Die den zentralen Ursachen muskulärer Ermüdung zugrundeliegenden Prozesse sind noch nicht vollständig bekannt. Eine Hypothese ist, dass die Erschöpfung der Vorräte zerebraler Neurotransmitter zu einer Reduktion der kortikospinalen Erregung führt. Als hierbei wesentlich beteiligter Neurotransmitter wird Serotonin angenommen, welches die Bluthirnschranke nicht passieren kann und deshalb von den Hirnneuronen selbst aus der Aminosäure Tryptophan synthetisiert werden muss (Meeusen & Watson, 2007). Die verminderte kortikale Erregung hat zur Folge, dass weniger motorische Einheiten aktiviert werden und hierdurch die Kontraktionsfähigkeit des Muskels abnimmt.

Ein weiterer angenommener Mechanismus ist die Änderung der Hirngewebekonzentration von anderen Substanzen wie Ammoniumionen und Glykogen. Während körperlicher Aktivität steigt die Plasmakonzentration von Ammonium, v.a. aufgrund der Desaminierung von verzweigtkettigen Aminosäuren. Ammoniumionen können die Blut-Hirn-Schranke leicht überwinden und durch Auswirkungen auf die zerebrale Aktivität, die Hirndurchblutung, die Aktivität einiger Neurotransmitter und die synaptischen Übertragungen zu einer Verminderung der Aktivität des Motorkortex führen (Nybo et al. 2005).

Auch Glykogen könnte eine Rolle bei der zentralen Entstehung von muskulärer Ermüdung spielen, da die Hirnaktivität mit Verminderung der Glykogenreserven abnimmt. Das Gehirn besitzt wenige Glykogenreserven und diese sind, bei Aktivität, schnell erschöpft (Nybo, 2003). Zudem nimmt auch die Erregbarkeit der Motoneuronen bei kontinuierlicher Aktivierung ab und damit ist einer Steigerung der zentralen Erregung notwendig um die Aktivität der daran angeschlossenen motorischen Einheiten aufrecht zu erhalten (Taylor et al. 2016). Zusätzlich zu den efferenten zentralen Einflüssen auf die Muskelaktivität gibt es auch von distal nach proximal aufsteigende Einflüsse. Diese werden erzeugt durch, aus

intramuskulären Rezeptoren stammenden, Afferenzen des Typs III und IV, die sowohl auf Muskeldehnung als auch die schädlichen Konzentrationen von Stoffwechselprodukten der Muskelzellen reagieren und die Motoneuronaktivität hemmen (Taylor et al. 2016; Wan et al. 2017).

#### **1.1.6.1.3 Periphere Anteile muskulärer Ermüdung**

Die Auslösung des Aktionspotentials an der Muskelzellmembran, als Beginn der Aktivierung der Muskelfaser, folgt auf die Neurotransmitterausschüttung (Acetylcholin) in den synaptischen Spalt. Diese Neurotransmitter sind in limitierter Quantität an der präsynaptischen Membran vorhanden. Eine dauerhafte Aktivierung führt zur Erschöpfung dieser Vorräte. Außerdem bewirkt eine andauernde Freisetzung von Acetylcholin in den synaptischen Spalt eine Desensitivierung der postsynaptischen Acetylcholinrezeptoren (Allen et al. 2008). Durch die Aktivierung der Muskelzelle kommt es zu einem Einstrom von Natrium in die Zelle und einem Ausstrom von Kalium. Die folgende Akkumulierung von Kalium im extrazellulären Raum führt zu einer Erniedrigung des elektrochemischen Gradienten und zu einer verminderten Erregbarkeit der Muskelzellmembran durch eine Verminderung des Ruhemembranpotenzials und zu einer geringeren Amplitude des Muskelaktionspotenzials (Sejersted & Sjøgaard, 2000). Da die Freisetzung von Kalzium aus dem sarkoplasmatischen Retikulum von der Amplitude des Muskelaktionspotenzials abhängig ist, reduziert sich auch dessen Konzentration im Zytoplasma der Muskelzelle, während einer Muskelkontraktion. Die Kalziumionen diffundieren zwischen die Aktin- und Myosinfilamente der Muskelfibrillen und lösen ein Ineinandergleiten der Filamente und damit die Kontraktion der Muskelfaser aus. Eine geringere Konzentration der Kalziumionen bewirkt dabei eine Reduktion der Kontraktionskraft (Pape et al. 2018). Mit dem Abklingen des Aktionspotentials werden die Kalziumionen durch ATP-abhängige Ionenpumpen aktiv in das sarkoplasmatische Retikulum zurückgepumpt. Während der Kontraktion wird der Energieträger Adenosintriphosphat (ATP) zu Adenosindiphosphat (ADP), Kreatinphosphat (PCr) und freien Wasserstoffionen (H<sup>+</sup>) abgebaut. Das Kreatinphosphat wiederum zerfällt zu Kreatin und Phosphationen. Die erhöhte Phosphatkonzentration führt zu einer Verringerung der myofibrillären Kraftentwicklung, durch eine verminderte Kalziumsensitivität der Myofibrillen und eine

verminderte Kalziumfreisetzung in das Zytoplasma (Murphy et al. 2004; Westerblad et al. 2002). In früherer Literatur wurde der Muskelübersäuerung durch Laktat und Wasserstoffionen eine bedeutende Rolle für die muskuläre Ermüdung zugeschrieben. Neuere Forschungsarbeiten konnten hierfür jedoch keine hinreichenden Belege finden (Allen et al. 2008; Westerblad et al. 2002).

#### **1.1.6.1.4 Registrierung von Anzeichen muskulärer Ermüdung durch OEMG**

Entsprechend der AWMF-Leitlinie zur OEMG von Steinhilber et al., sind die Parameter des OEMG-Signals, welche mit muskulärer Ermüdung korrelieren, die Steigerung der elektrischen Aktivität (eA) und der Abfall der Medianfrequenz (Mf). Das aktuellste Verfahren zur Bestimmung der elektrischen Aktivität aus dem OEMG-Rohsignal ist die Berechnung des quadratischen Mittelwertes (root-mean-square) aus dem Frequenz-Leistungsspektrum. Das Frequenz-Leistungsspektrum lässt sich so teilen, dass zwei gleiche Flächenteile entstehen; die diese Flächen teilende Frequenz wird als Medianfrequenz bezeichnet. Bei gleichbleibender Kraftanforderung reicht die Bestimmung des Anstiegs der elektrischen Aktivität zur Qualifizierung muskulärer Ermüdung (Steinhilber et al. 2013). Verursacht wird der Anstieg der elektrischen Aktivität einerseits durch eine Steigerung der Entladungsfrequenz an den neuromuskulären Synapsen und andererseits durch die Aktivierung, auch Rekrutierung genannt, von zusätzlichen motorischen Einheiten, um die verminderte Kontraktionskraft einzelner Muskelfasern durch eine Zuschaltung weiterer Muskelfasern auszugleichen (Taylor et al. 2016). Ein weiterer Ansatz zu Bestimmung von Ermüdung eines Muskels ist die Messung von Maximalkräften (MVC, Maximum Voluntary Contractions) zu verschiedenen Zeiten, während einer muskulären Beanspruchung, wobei die maximale erreichte Kraftausübung, mit zunehmender muskulärer Ermüdung, abnimmt (Vøllestad, 1997).

Die vorliegende Arbeit konzentriert sich auf die Identifizierung muskulärer Ermüdung anhand der eA und der Mf.

### **1.1.6.2 Muskuläre Ermüdung als Risikosurrogatparameter für MSB**

Eine Verbindung zwischen muskulärer Ermüdung und den damit einhergehenden Anzeichen im OEMG-Signal, mit MSB wurde in einer Reihe von Studien dokumentiert, wobei sich eine positive Korrelation zwischen der Ausprägung von Ermüdungsanzeichen im OEMG-Signal und MSB feststellen ließ. Bereits im Jahr 1923 zeigten Cobb et al. für die Flexoren des Unterarms, bei Flexion gegen ein Gewicht, dass eine Steigerung der eA und eine Abnahme der Mf bei schmerzhafter Ermüdung auftraten; hierbei ging die schmerzhafte Ermüdung der Unfähigkeit weiterer Kraftaufwendung durch den Probanden und damit einem Abbruch der Muskelkontraktion voraus (Cobb & Forbes, 1923). In einer Arbeit von Roy et al. aus dem Jahr 1989, welche die Extensoren der Rückenmuskulatur im lumbalen Bereich für eine Probandengruppe mit und ohne chronisch muskuläre Rückenschmerzen im lumbalen Bereich, untersuchte, konnten anhand des stärkeren Abfalls der Medianfrequenz zuverlässig die Probanden mit chronischen lumbalen Rückenschmerzen identifiziert werden (Roy et al. 1989). Die gleiche Arbeitsgruppe bestätigte diese Beobachtung im Folgejahr, in einer Untersuchung mit gleichem Versuchsaufbau, diesmal für eine Population aus Ruderathleten mit und ohne lumbale Rückenschmerzen (Roy et al. 1990). Beide Arbeiten untersuchten Kontraktionen durch Extension im submaximalen Kraftbereich. In einer Studie von Kankaanpää et al. 1998 konnte gezeigt werden, dass Ermüdung im Bereich der unteren Rückenmuskulatur, im Rahmen einer isometrischen Rückenextension bei einer Stärke von 50% der MVC, bei Probanden mit chronischen Schmerzen im unteren Rückenbereich (LBP englisch: low back pain) schneller auftrat, als bei der gesunden Kontrollgruppe (Kankaanpää et al. 1998). Candotti et al. fanden 2009 ebenfalls eine Assoziation zwischen chronischen Muskelschmerzen und dem Auftreten von Muskelermüdung im M. trapezius, im Rahmen einer Kontraktion von 80% MVC (Candotti et al. 2009). Eine Studie von Bosch et al. konnte zeigen, dass Zeichen muskulärer Ermüdung, für die Trapezmuskeln, auch für geringe Anforderungsniveaus auftraten (Bosch et al. 2007). Dass schon ein geringes physisches Anforderungsniveaus, das nicht über die Aufrechterhaltung der Körperhaltung in sitzender Position hinausging, zu MSB in den

Trapezmuskeln führen kann, zeigten Bansevicius et al. in einem Experiment, in dem Probanden eine rein kognitive Aufgabe gestellt wurde (Bansevicius et al. 1997).

### **1.1.6.3 Muskuläre Aktivierung als Risikosurrogatparameter für MSB**

Eine gängige Definition des statischen Anteils der muskulären Aktivierung, während einer Tätigkeit, ist der Schwellenwert der eA, welcher während 90% der Messdauer überschritten wird und damit der zehnten Perzentile der muskulären Aktivität entspricht (Jonsson, 1988; Zhang et al. 2011). Demgegenüber wird zur Bestimmung der Spitzenaktivität die 90. Perzentile verwendet (Jonsson 1982, Marker et al. 2016).

Die eA wird zur Berechnung der muskulären Aktivierung häufig zuvor normalisiert, also wiedergegeben, als prozentualer Anteil der elektrischen Aktivität bei einer maximalen willkürlichen Muskelanspannung (MVC). Ein höherer Anteil statischer Muskelaktivität zeigte sich assoziiert mit einer größeren Anzahl von Arbeitsunfähigkeitstagen (Westgaard et al. 1986). Die voran genannte Studie von Westgaard et al. untersuchte die, mit drei verschiedenen Arbeitsplätzen verbundene, unterschiedlich hohe statische Muskelaktivität der Nackenschultermuskulatur und die Korrelation mit der Häufigkeit von Arbeitsfehltagen der Probanden, aufgrund muskulärer Beschwerden. Jonsson et al. gaben zur Vermeidung von MSB sogar Empfehlungen für das Niveau statischer Muskelaktivität, welches während einer Tätigkeit nicht überschritten werden sollte und bezifferten dies auf 2% der Maximalkraft. Für den Median der Muskelaktivität, also die 50. Perzentile setzten sie diesen Wert bei 10% der MVC an und für Spitzenanspannungen, die durch die 90. Perzentile repräsentiert werden, bei 50% der MVC (Jonsson, 1982). In einer Arbeit von Østensvik et al. fanden sich, für den M. trapezius, Indizien für eine Verbindung von MSB mit der Höhe muskulärer Aktivierung, bereits deutlich unter 2% MVE, wenn sie über längere Perioden anhält (Østensvik et al. 2009b). In einer Studie von Veiersted et al., in der die Trapezmuskelaktivierung von Verpackungsarbeiterinnen untersucht wurde, lag der Median des statischen Aktivierungsniveaus, bei Probanden mit Nackenschulterbeschwerden (NSB), bei 1,9%

MVE (Spannweite 0,9 – 2,5) und damit signifikant höher als bei Probanden ohne NSB, mit einem Aktivierungsniveau von 1,3% MVE (Spannweite 0,4 – 1,8). Der Median der Muskelaktivität und die eA in der 90. Perzentile waren bei den Probanden mit NSB, im Vergleich, ebenfalls höher, wobei die Unterschiede nicht signifikant wurden (Veiersted et al. 1990). Es konnte gezeigt werden, dass ein höherer statischer Anteil muskulärer Aktivität zu einem vermehrten Auftreten muskulärer Beschwerden führt (Østensvik et al. 2009a). In einer Studie von Vasseljen und Westgaard 1995, wurde die Trapeziusaktivität von Arbeitern mit manueller Tätigkeit in einer Postfiliale und einer Papierfabrik und von Büroarbeitern untersucht. Hierbei wurden diese beiden Gruppen wiederum unterteilt in eine Gruppe mit anamnestischen NSB und eine Gruppe ohne NSB (Vasseljen & Westgaard, 1995). Es zeigte sich, dass in der manuell arbeitenden Gruppe, die Personen mit NSB höhere Werte der eA für die 10. Perzentile, die 50. Perzentile und die 95. Perzentile aufwiesen. Für die Gruppe der Büroangestellten zeigten sich jedoch keine Unterschiede.

In einer Arbeit von Sandsjö et al. in der die Muskelaktivität der Trapezmuskeln von Kassiererinnen mit und ohne muskuläre NSB untersucht wurde, zeigte sich durchgehend für die 10., 50. Perzentile auf der dominanten und zusätzlich für die 90. Perzentile auf der nichtdominanten Seite, höhere Werte als in der Kontrollgruppe (Sandsjö et al. 2000). Auch in einer Studie von Szeto et al., bei der eine Gruppe von Büroangestellten mit anamnestischen und aktuellen NSB sowie eine Kontrollgruppe untersucht wurden, zeigten sich durchgängig höhere Werte für die 10. Perzentile der eA bei Probanden mit NSB (Szeto et al. 2009).

#### **1.1.6.4 Häufigkeit muskulärer Entlastung als Risikosurrogatparameter für MSB**

Unter muskulärer Entlastung versteht man die, elektromyographisch gemessene, eA eines Muskels oder einer Muskelgruppe, unterhalb einer bestimmten Schwelle, welche als prozentualer Anteil der elektrischen Aktivität im Rahmen einer maximalen willkürlichen Muskelkontraktion (MVC) definiert ist, wobei die Schwelle in früheren Arbeiten in der Regel bei 0,5% der MVE angesetzt wird und die Dauer der Muskelaktivität unterhalb dieser Schwelle mindestens 0,2s beträgt

(Nordander et al. 2000; Veiersted et al. 1990; Veiersted et al. 1993). Diese muskuläre Entlastung wird in der Literatur häufig mit dem Begriff *EMG-Gap* bezeichnet. Dabei werden EMG-Gaps, als Maß verwendet, um Unterschiede in muskulären Aktivitätsmustern zu bestimmen, welche mit der Entwicklung von arbeitsbezogenen MSB assoziiert sind. In einer Studie von Veiersted et al. zeigte sich, dass Probanden mit früheren Episoden von muskulären Beschwerden weniger Episoden mit einer EMG-Amplitude unter 0,5% der MVE hatten als gesunde Probanden (Veiersted et al. 1990). In einer Studie derselben Arbeitsgruppe, aus dem Jahr 1993 wurden initial beschwerdefreie Probanden bei Neueinstellung in einer Fabrik, in der sie Fließbandarbeit und Verpackungsaufgaben durchführten, rekrutiert. Über 6 Monate im Rhythmus alle 10 Wochen fanden während der normalen Arbeitstätigkeit EMG-Messungen der Aktivität der Trapezmuskeln statt. Muskuläre NSB wurden von den Probanden über die Studiendauer in einem Schmerztagebuch notiert. Es zeigte sich, dass die Probanden, welche im Verlauf der Studie NSB entwickelten, eine niedrigere Häufigkeit muskulärer Entlastung (HME), in diesem Fall Anzahl von Gaps pro Minute, aufwiesen, als Probanden ohne Beschwerden, wobei jedes zusätzliche Gap pro Minute die Wahrscheinlichkeit NSB zu entwickeln um 6% reduzierte (Veiersted et al. 1993). Bemerkenswert ist dabei, dass die niedrigere HME der Probanden in der ersten Gruppe, bereits zu Beginn des Beobachtungszeitraums, vor dem Auftreten von Beschwerden vorlag, was von den Autoren als Hinweis auf einen Kausalzusammenhang zwischen dem Risikosurrogatparameter HME und Trapeziusmyalgie, gedeutet wurde. In einer Arbeit von Nordander et al., in welcher EMG-Aufzeichnungen des M. trapezius, von Reinigungskräfte mit hohem Risiko für NSB, mit denen von Büroangestellten mit niedrigem Risiko für NSB, verglichen wurden, zeigte sich bei Probanden mit hohem Risiko für NSB ein geringerer prozentualer Gapanteil an der Gesamtzeit der EMG-Aufzeichnung, als bei Probanden mit niedrigem Risiko (Nordander et al. 2000). Auch in einer Arbeit von Hägg und Åström et al., in der Probanden eine Eingabeaufgabe mit der Computertastatur ausführten und eine Gruppe mit MSB mit einer Gruppe ohne MSB verglichen wurde, war die HME in der Gruppe ohne MSB, signifikant höher, gegenüber der Gruppe mit MSB. Dabei fand sich eine höhere HME im nichtdominanten M. trapezius, als im



dominanten M. trapezius, in der Gruppe ohne MSB. In der Gruppe mit MSB kehrte sich dieses Verhältnis jedoch um (Hägg & Åström, 1997). In einer Studie von Vasseljen und Westgaard 1995, in der die Trapeziusaktivität von Arbeitern mit manueller Tätigkeit in einer Postfiliale und einer Papierfabrik, sowie von einer Gruppe von Büroarbeitern untersucht wurde, fand sich für die Probanden mit anamnestischen NSB in der Gruppe mit manueller Tätigkeit, eine geringere Gap-Frequenz, als bei den Probanden ohne NSB (Vasseljen & Westgaard, 1995). Goudy et al. fanden in einer Arbeit, in der die Trapezmuskelaktivität von, an Computerarbeitsplätzen beschäftigten, 24 Angestellten mit und 27 Angestellten ohne Trapeziusmyalgie, untersucht wurden, in der Gruppe mit Schmerzbeschwerden im Bereich der Trapezmuskeln, eine signifikant geringere kumulative Dauer muskulärer Entlastung, gegenüber der beschwerdefreien Kontrollgruppe (Goudy & McLean, 2006). Die der vorliegenden Arbeit zugrundeliegende Registrierung muskulärer Entlastung bezieht sich auf die Häufigkeit muskulärer Aktivität mit einer Höhe von  $\leq 0,5\%$  der MVE, wobei die minimale Dauer der eA dabei 0,125s betrug, um die entsprechende Episode als muskuläre Entlastung zu qualifizieren. Deshalb wird, in Bezug auf die resultierenden Ergebnisse, i.F. ausschließlich der Terminus *Häufigkeit muskulärer Entlastung* und nicht der Begriff *Gap* verwendet, da letzterer sich, wie oben erwähnt, in der Literatur, i.d.R. auf eine eA unterhalb von 0,5%MVE während einer Dauer von mindestens 0,2s bezieht.

#### **1.1.6.5 Einfluss von psychischer Anforderung und kombinierter psychischer und physischer Anforderung auf die Muskelaktivität im Schulternackenbereich**

Nachdem in den vorangegangenen Abschnitten Risikosurrogatparameter für MSB im Schulternackenbereich, allgemein, im Rahmen muskulärer Aktivität besprochen wurden, soll in diesem Abschnitt speziell auf die Einflüsse psychischer Belastungen auf die muskuläre Aktivität und die Auswirkung von kombinierten psychischen und physischen Belastungen auf die muskuläre Aktivität, eingegangen werden. In Studien von Mehta et al. und Bray et al., welche muskuläre Ermüdung bei intermittierenden maximalen Muskelkontraktionen und gleichzeitiger Durchführung einer kognitiven Aufgabe untersuchten, zeigte sich eine stärkere

muskuläre Ermüdung, gegenüber der Durchführung ohne gleichzeitige kognitive Aufgabe (Bray et al. 2012; Mehta & Agnew, 2012). In einer Studie von Srinivasan et al., in der Probanden eine Pipettieraufgabe ausführten, mit und ohne gleichzeitige kognitive Anforderung, letztere erzeugt durch die Notwendigkeit der Identifikation der richtigen Pipettierstelle, anhand von auf einem Computerbildschirm eingeblendeten, wechselnden Koordinaten, zeigte sich eine höhere mediane Muskelaktivität im rechten Trapezmuskel in Kombination mit der kognitiven Aufgabe (Srinivasan et al. 2016). Harioka et al. fanden eine Steigerung der Muskelaktivität des Trapezmuskels bei erhöhter Konzentration der Probanden auf einen visuellen Reiz. Durch einen Signalton angekündigt, erfolgte die Verschiebung eines visuellen Objekts auf einem Bildschirm, dessen Lokalisationsänderung sodann vom Probanden benannt werden sollte. Ein anderer Signalton kündigte demgegenüber an, dass sich die Lage des Objekts nicht verändern würde und damit auch keine Lokalisierung notwendig wurde, sondern nur die Nichtveränderung benannt werden musste. Unter der kognitiv schwereren, erstgenannten experimentellen Bedingung fand sich dabei eine, gegenüber der zweiten, gesteigerte Aktivität des Trapezmuskels. Die Autoren interpretierten dieses Phänomen als Mechanismus, der zur Stabilisierung des Kopfs und damit des Gesichtsfelds führte und der Lokalisierung des verschobenen visuellen Objekts diene (Hiraoka et al. 2013).

In einer anderen Arbeit, in der eine kognitive Aufgabe bearbeitet werden musste, konnte gezeigt werden, dass die Muskelaktivität im Schulternackebereich, während der Aufgabendurchführung, höher lag als die zur Aufrechterhaltung der Körperhaltung notwendige Aktivität, während einer Messung in Ruhe (Westgaard & Bjørklund, 1987). Die Autoren sahen eine mögliche Interpretation der in Ruhe niedrigeren Muskelaktivität in einer unbewusst stärkeren Wahrnehmung von Spannungszuständen der Schultermuskulatur in Ruhe, da hierbei die Aufmerksamkeit nicht gleichzeitig auf die Durchführung der kognitiven Aufgabe gerichtet werden musste. Diese Interpretation passt zu einer Hypothese, die annimmt, dass zerebral begrenzte Ressourcen existieren, welche zudem, zum Teil zur Durchführung von motorischen und kognitiven Aufgaben gemeinsam genutzt werden (Mehta & Parasuraman, 2014; Van Impe et al. 2011; Wickens, 2002; Wu et al.

2013). Da gezeigt wurde, dass ein höheres Maß an anhaltender Muskelaktivität im Schulternackebereich, mit deutlich häufigerem Auftreten von MSB im Schulternackebereich einhergeht, lässt sich eine Erhöhung des Risikos für MSB in diesem Bereich, auch durch eine, durch kognitive Belastungen verursachte, zeitlich andauernde, erhöhte Muskelaktivität vermuten. Hanvold et al. fanden in einer Feldstudie, über einen Zeitraum von 2,5 Jahren, eine dreimal so hohe Rate an Beschwerden in der Gruppe mit durchschnittlich höherer andauernder Muskelaktivität (definiert als  $eA > 0,5\%MVE$  über mindestens 4min) in den Trapezmuskeln, gegenüber einer Vergleichsgruppe mit durchschnittlich niedrigerer andauernder Muskelaktivität (Hanvold et al. 2013). In einer Untersuchung von Wærsted et al. wurde die Muskelaktivität im Rahmen einer kognitiven Aufgabe untersucht, bei der durch die Probanden, unter begrenzter Zeit, beurteilt werden musste, ob eine auf einem Bildschirm dargestellte graphische Information mit einer gleichzeitig eingeblendeten, alphanumerischen Information übereinstimmte, wobei dies durch das Drücken zweier Knöpfe (ja/nein) signalisiert wurde. Hier zeigte sich, über den Verlauf der Aufgabendurchführung, eine Steigerung der Muskelaktivität des M. trapezius, welche höher ausfiel als in Muskeln anderer Körperregionen (Waersted & Westgaard, 1996).

In einer Arbeit von Ekbert et al. 1995 wurde Büroarbeitern eine kognitiv leichte Aufgabe gestellt, in der es galt Zahlen die auf einem Computerbildschirm erschienen, in gleicher Weise per Tastatur einzugeben und eine kognitiv schwere, in der es galt unterschiedlich Zahlen zu den eingeblendeten Ziffern zu addieren, abhängig davon ob es sich dabei um eine gerade oder ungerade Zahl handelte. Die gemessene  $eA$  beider Trapezmuskeln zeigte sich in der 10. und 50. Perzentile in der kognitiv schwereren gegenüber der leichteren Aufgabe erhöht, wobei dieser Effekt nur für den nichtdominanten M. trapezius signifikant wurde (Ekberg et al. 1995). In einer ähnlichen Studie von Schleifer et al. mussten die Probanden, im Fall einer hohen kognitiven Anforderung, von auf einem Computerbildschirm eingeblendeten Ziffern sukzessive Zahlen subtrahieren und diese jeweils anschließend in Schriftform eingeben; im Fall der niedrigen kognitiven Anforderung mussten die Probanden die in Schriftform eingeblendeten Zahlen lediglich in gleicher Weise eingeben. Die höhere kognitive Anforderung führte dabei, gegenüber der

niedrigeren, zu einer signifikant höheren statischen, medianen und Spitzenaktivität (10., 50. und 90. Perzentile der eA) und zu einer niedrigeren Gap-Frequenz für beide Trapezmuskeln (Schleifer et al. 2008).

In einer Studie von Lundberg et al. zeigte sich ebenfalls eine signifikante Steigerung der Muskelaktivität des M. trapezius, während einer mentalen Beanspruchung (stroop color and word-test), wobei sich ein additiver Effekt auf die Muskelaktivität fand, wenn zusätzlich zur physischen, eine kognitive Anforderung bearbeitet wurde (Lundberg et al. 1994). In einer Arbeit von Waersted et al. in der Probanden zwei unterschiedlich schwere kognitive Aufgaben bearbeiteten, fanden sich hohe interindividuelle Unterschiede der eA der Mm. trapezii; für eine Subgruppe der Probandenpopulation, fand sich dabei eine, gegenüber den übrigen Probanden, höhere elektrische Aktivität, in Abhängigkeit von der Schwere der Aufgabe, wobei letzterer Zusammenhang nicht signifikant wurde. Es wurde angenommen, dass die Ursache der aufgabenabhängigen Muskelanspannung im Schulternackenbereich, psychogener Natur war (Waersted et al. 1991). In einer Arbeit von Kitahara et al., in der die eA intramuskulär im rechten Trapezmuskel abgeleitet und die Muskelaktivität bei 6 Probanden unter 3 verschiedenen Testbedingungen, in Ruhe, bei einer einfachen Tastatureingabe und bei schnellem Tippen mit dem Zeigefinger auf einer Taste bei 5Hz, über jeweils 3 Minuten, registriert wurde, fand sich bei nur einem Probanden in Ruhe relevante muskuläre Aktivität, bei zwei Probanden während der einfachen Eingabeaufgabe und bei 5 Probanden bei kontinuierlichem Tippen mit dem Zeigefinger. Auch dies ist ein Hinweis auf bedeutsame interindividuelle Unterschiede der Trapezmuskelaktivierung bei unterschiedlichen Anforderungsniveaus, wobei die bei einem Probanden beobachtete Trapezmuskelaktivität in Ruhe auch auf individuelle Ursachen, unabhängig von äußerer Belastung, hindeutet (Kitahara et al. 2000). Die Vergleichbarkeit des Versuchsaufbaus mit einem typischen Computerarbeitsplatz, auch in dieser Arbeit, kann als Indiz für die praktische Bedeutung der beobachteten Effekte gesehen werden.

Während, wie oben aufgeführt, eine Reihe von Studienarbeiten vorliegen, welche sich mit dem Einfluss von psychischen Anforderungen, auf die Muskelaktivität der Trapezmuskeln, mit und ohne gleichzeitiger physischer Anforderung,

beschäftigen, wurde die Interaktion zwischen verschiedenen hohen psychischen und physischen Anforderungsniveaus kaum untersucht. Es konnte nur eine Arbeit identifiziert werden, in der sowohl unterschiedlich hohe physische, als auch psychische Anforderungsniveaus kombiniert wurden und dabei explizit eine Aussage zu Interaktionen dieser Anforderungsniveaus gemacht werden konnte. In dieser Arbeit von Mehta et al., fanden sich, im Hinblick auf die eA, Interaktionen zwischen den physischen und kognitiven Anforderungsniveaus, für die Extensoren des Handgelenks und der Wirbelsäule, nicht jedoch für die Trapezmuskulatur (Mehta et al. 2012).

#### **1.1.6.6 Alter und muskuloskelettale Beschwerden**

In einer Übersichtsarbeit von Okunribido konnte in den 22 berücksichtigten epidemiologischen Studien das Alter nicht als unabhängiger Risikofaktor für mit dem Arbeitsplatz zusammenhängende muskuloskelettale Beschwerden identifiziert werden, sondern es ließ sich ein Zusammenhang feststellen zwischen verminderter körperlicher Leistungsfähigkeit und dem Auftreten von muskuloskelettalen Beschwerden (Okunribido & Wynn, 2010). Eine verminderte körperliche Leistungsfähigkeit und eine Diskrepanz zwischen dieser und den Anforderungen am Arbeitsplatz ist mit steigendem Alter häufiger, jedoch weisen Arbeiter welche keine Zeichen verminderter körperlicher Leistungsfähigkeit zeigen und deren Arbeitsplatzanforderungen ihre körperliche Leistungsfähigkeit nicht übersteigen tendenziell auch trotz ihres höheren Alters gegenüber Jüngeren keine höhere Häufigkeit von muskuloskelettalen Beschwerden auf (Kenny et al. 2008). Allerdings zeigte sich, dass ältere Personen häufiger Arbeiten näher am Limit der eigenen körperlichen Leistungsfähigkeit verrichten als jüngere, da die körperliche Leistungsfähigkeit mit dem Alter abnimmt, die Anforderungen des Arbeitsplatzes jedoch oft gleichbleiben (Savinainen et al. 2004). Einige Studien, welche sich speziell mit muskuloskelettalen Schmerzen im Nackenschulterbereich befassten, konnten jedoch eine höhere Inzidenz und Prävalenz von Beschwerden in dieser Körperregion in höherem Lebensalter aufzeigen (Cassou et al. 2002; Herin et al. 2014). In einer experimentellen Studie von Bansevicius et al., in der im Rahmen

einer rein psychischen Anforderung die Häufigkeit muskulärer Entlastung untersucht wurde, zeigten sich keine Unterschiede zwischen den Altersgruppen für die untersuchten Muskelgruppen, einschließlich der Trapezmuskeln (Bansevicius et al. 1997). Andere Studien, welche experimentell Unterschiede muskulärer Aktivität zwischen verschiedenen Altersgruppen untersuchten, konzentrierten sich in der Regel auf muskuläre Ermüdung. Dabei fanden sich gegensätzliche Ergebnisse. In einer Metaanalyse von Christie et al. in der experimentelle Arbeiten ausgewertet wurden, welche die Entwicklung von muskulärer Ermüdung im Rahmen muskulärer Belastung zwischen zwei Altersgruppen verglichen, fanden sich in 29 Arbeiten in der älteren Gruppe eine geringere Ausprägung muskulärer Ermüdung und in 10 Arbeiten eine stärkere Ausprägung muskulärer Ermüdung, gegenüber der jeweils jüngeren Gruppe. Wenn man dabei die Studien nach der Kontraktionsart der Muskulatur gruppiert, zeigte sich eine Verschiebung der Gewichtung; im Unterschied zu isometrischen Kontraktionen, fanden für dynamische Kontraktionsabläufe in etwa genauso viele Studien höhere Ermüdung für die eine, wie für die andere Altersgruppe (6 zu 5) (Christie et al. 2011). In einer weitere Metaanalyse von Avin und Frey Law et al., mit 46 eingeschlossenen Arbeiten, wobei ein großer Teil der Arbeiten sich mit denen der Analyse von Christie et al. deckte, zeigte sich ebenfalls eine, in der Mehrzahl der Arbeiten, geringere Entwicklung von muskulärer Ermüdung in den älteren Probandengruppen, für isometrische Kontraktionen. Hierbei erfolgte noch eine weitere Unterscheidung zwischen dauerhaften und intermittierenden isometrischen Kontraktionen, wobei bei Letzteren der Alterseffekt, zugunsten der älteren Probandenpopulation noch ausgeprägter war. Wie auch in der Arbeit von Christie et al., fanden sich diese Unterschiede bei dynamischen Muskelkontraktionen nicht (Avin et al. 2011).

## 1.2 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit, mit explorativem Ansatz, ist das Auftreten bekannter, elektromyographisch erfassbarer Risikosurrogatparameter für muskuloskelettale Beschwerden, im Rahmen einer definierten kombinierten physischen und psychischen Belastung zu untersuchen. Die zu überprüfenden Fragestellungen sind dabei:

1. Gibt es einen Einfluss der psychischen und physischen Belastung auf die Ausprägung von Risikosurrogatparametern für MSB?
2. Haben Interaktionen der Variablen physisches Anforderungsniveau, kognitives Anforderungsniveau, Messzeitpunkt, einen Einfluss auf die Ausprägung von Risikosurrogatparametern für MSB?
3. Bestehen im Hinblick auf das Auftreten von Risikosurrogatparametern für MSB Unterschiede zwischen verschiedenen Altersgruppen?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Probanden

Für die Studie wurden insgesamt 46 Personen rekrutiert und unterteilt in zwei Probandenkollektive unterschiedlicher Altersgruppen, untersucht. Eingeschlossen wurden in der ersten Gruppe Probanden im Alter von 18 – 25 Jahren (12 weiblich, 12 männlich) in der zweiten Gruppe Probanden im Alter von 50 – 67 Jahren (5 weiblich, 12 männlich). Das Durchschnittsalter der ersten Gruppe betrug 22,8 Jahre, das Durchschnittsalter der zweiten Gruppe betrug 60,2 Jahre. Folgende Kriterien führten zum Ausschluss aus der Studie: fehlendes Sprachverständnis der deutschen Sprache, Konsum von Aufputschgetränken (Schwarz- oder Grüntee, Kaffee, etc.) am Messtag, geraucht am Tag der Messung (Nikotin, Cannabis), Muskelverletzung/ Bewegungseinschränkung im Bereich der oberen Extremitäten sowie der Schulter-Nacken-Region, Unwohlsein oder Schmerzen, Bluthochdruck >160 mmHg (systolisch), Body-Mass-Index > 30, anamnestisch Vorliegen folgender Erkrankungen: psychischer Erkrankungen (Depression, Angststörungen), anamnestisch Vorliegen neurologischer Erkrankungen (Schlaganfall, Schädelhirntrauma, Epilepsie, chronische Kopfschmerzen (täglich) oder Migräne, Multiple Sklerose), Diabetes mellitus, Myopathien, Parkinson, symptomatische, sensorische und/oder motorische Polyneuropathien, Einnahme von Medikamenten akut oder regelmäßig - innerhalb des letzten Jahres ( $\beta$ -Blocker, Antidepressiva, Analgetika, Antipsychotika, Antiepileptika, Anxiolytika). Die unterschriebene Einverständniserklärung jedes Probanden lag zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung vor. Es erfolgte der Hinweis, dass die Teilnahme an der Studie zu jedem Zeitpunkt, ohne Angabe von Gründen und ohne, dass dadurch für den Probanden ein Nachteil entsteht, abgebrochen werden kann. Der Ethikantrag für dieses Forschungsprojekt wurde von der zuständigen Ethikkommission positiv beantwortet (Projektnummer 274/2018BO2).



## **2.2 Messmethoden**

In der vorliegenden Arbeit wurde die Muskelaktivität durch Oberflächenelektromyographie mit bipolarer Ableitung bestimmt. Es wurde die Kraftentwicklung durch Druckkraftmesser aufgezeichnet. Während der Messung wurde die Raumtemperatur auf 22 °C reguliert. Des Weiteren wurden Parameter erfasst die jedoch nicht Gegenstand der Auswertung dieser Arbeit sind: die elektrische Aktivität der Vorderarmmuskulatur, Herzfrequenz, Reaktionszeit, Körpertemperatur, Luftfeuchtigkeit, intermittierend abgefragte subjektive geistige und muskuläre Anstrengung.

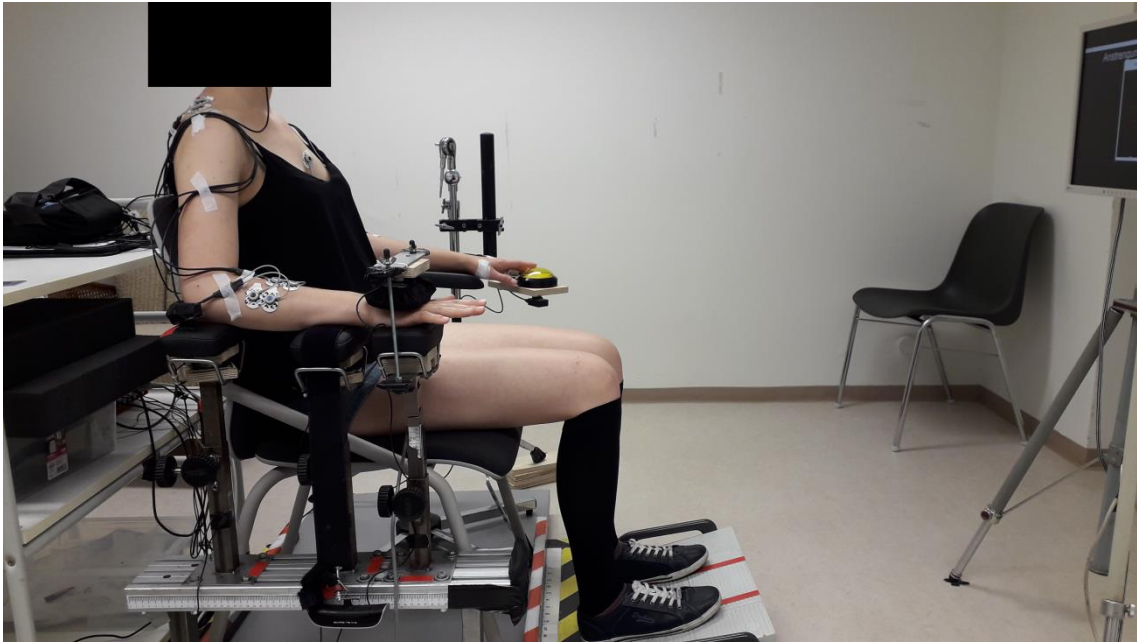
### **2.2.1 Oberflächenelektromyographie**

Die verwendeten Oberflächen-Elektroden, welche zur Ableitung des bipolaren Signals verwendet wurden, waren Ag/AgCl-Einmal-Elektroden (Convidien<sup>TM</sup>, KendallTMEKG Elektroden H93SG), in der Größe 4,2 x 2,4cm und einem Durchmesser der elektrisch leitenden Fläche von 15mm. Der Abstand der beiden Elektrodenmittelpunkte betrug ca. 2,5cm. Das von den Oberflächenelektroden registrierte Signal wurde differenzialverstärkt an das verwendete mobile Messgerät *PS12* (CE-zertifiziert) der Firma THUMEDI® GmbH & Co. KG gesendet, dort gefiltert (Hochpassfilter 2. Ordnung, -3 dB Roll-Off bei 32 Hz Cut-Off Frequenz, Tiefpassfilter 11. Ordnung, -3 dB Roll-Off bei 1200Hz Cut-Off Frequenz), mit 4096 Hz abgetastet, dann mittels Fast Fourier Transformation (1024 Punkte, Bartlett Fenster mit 50% Überlappung) vom Zeit- in den Frequenzbereich transformiert, anschließend erneut digital gefiltert (Hochpass 11. Ordnung, -3 db Roll-Off bei 32 Hz) und die durch die Stromversorgung (50Hz) bedingte Interferenz und Einflüsse des, mittels zweier EKG-Elektroden erfassten Herzschlages, aus dem Signal herausgerechnet. Dabei erfolgte gleichzeitig die Datenübertragung an eine Überwachungssoftware, sowie deren Hinterlegung auf einer Speicherkarte im microSD-Format (THUMEDI GmbH & Co. KG, 2017). Mithilfe der Überwachungssoftware konnten die registrierten Signale zeitgleich verfolgt und auf Plausibilität überprüft werden.

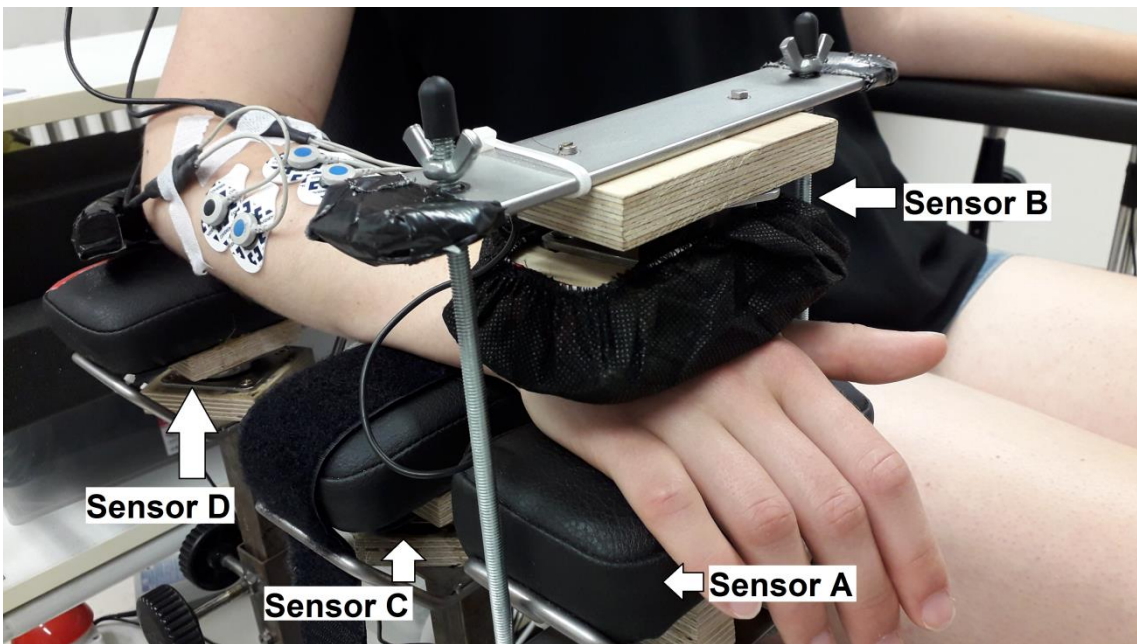
## 2.3 Studiendurchführung

### 2.3.1 Versuchsaufbau

Die Probanden saßen auf einem Stuhl. Beide Unterarme ruhten dabei auf Armlehnen, welche in der Höhe individuell an den jeweiligen Probanden angepasst wurden. Es wurde eine Flexion im Ellenbogengelenk von  $90^\circ$ , und eine Abduktion der Oberarme von  $40^\circ$  angestrebt. Das Handgelenk fand sich in  $5^\circ$  Pronationsstellung. Die Hand des dominanten Arms des Probanden lag zwischen gepolsterten Druckkraftsensoren über dem Handrücken (Sensor B, Tedeo-Huntleigh Model 615, Vishay Precision Group), und unter der Handfläche (Sensor A, Tedeo-Huntleigh Model 615, Vishay Precision Group). Weitere Druckkraftsensoren befanden sich unter dem Handgelenk (Sensor C, KM38, ME-Messsysteme GmbH) und unter dem Ellenbogen (Sensor D, KM38, ME-Messsysteme GmbH). Die Hand des dominanten Arms wurde zwischen den Sensoren A und B fixiert, wobei ein Anpressdruck der Sensoren zwischen 15-20 N angestrebt wurde. Der nichtdominante Arm lag analog zum dominanten Arm symmetrisch auf, wobei der Zeigefinger und der Mittelfinger der pronierten Hand auf einem konvexen Tastschalter auflag, durch dessen Druck die Probandenreaktion auf die kognitiven Aufgaben erfolgte (vgl. Abb. 1 und Abb. 2). Im Abstand von 1,5 m befand sich vor dem Probanden ein Bildschirm, auf welchem die Aufgabenstellung visualisiert wurde. Die Oberkante des Bildschirms befand sich dabei auf Augenhöhe des Probanden. Seitlich des Probanden war eine Videokamera angebracht. Die Kameraaufzeichnungen erlaubten es später, während der Datenaufbereitung, die Körperhaltung und die Körperbewegungen zu überprüfen.



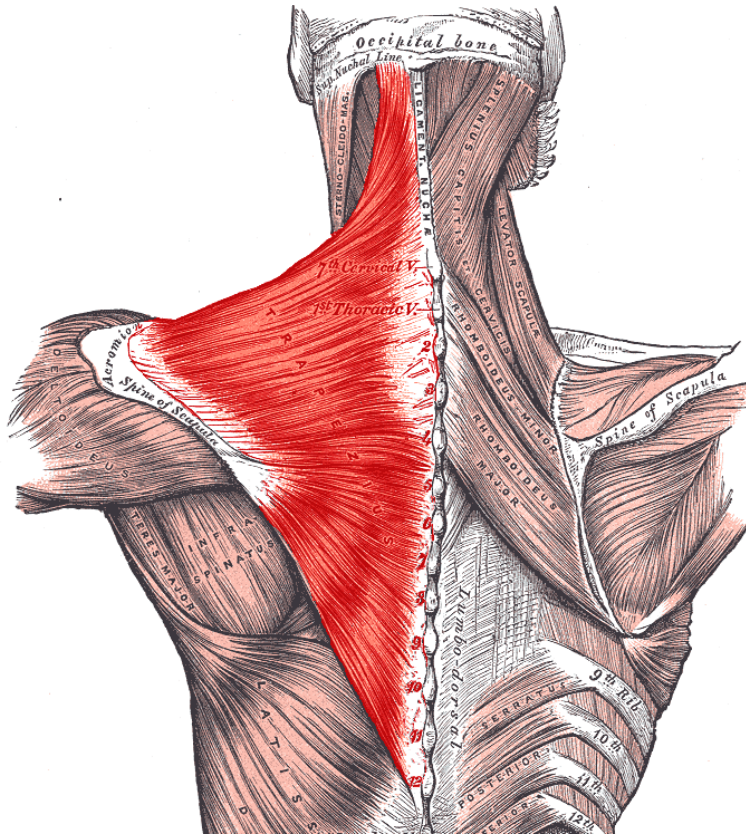
**Abb. 1:** Versuchsaufbau, Seitenansicht



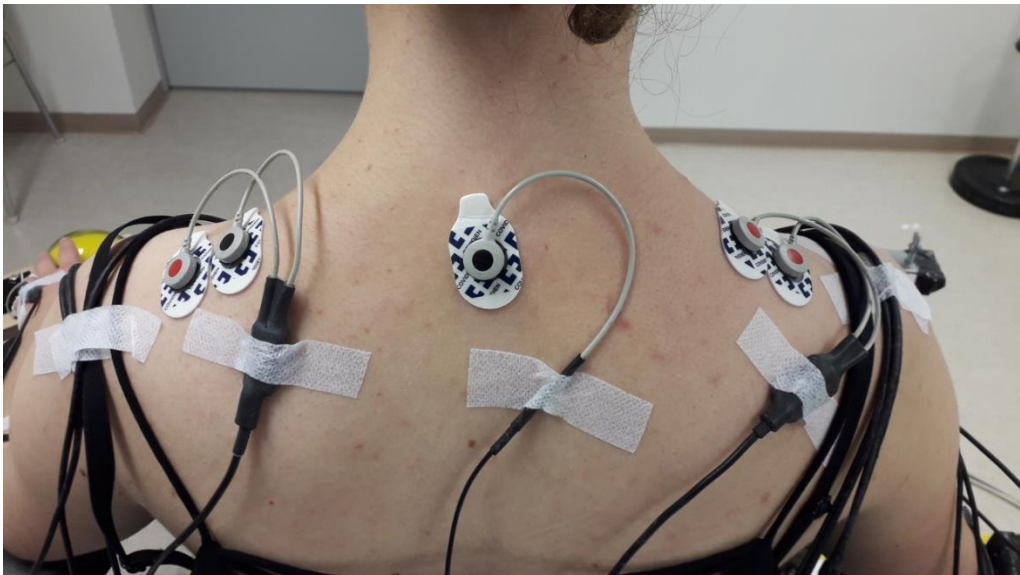
**Abb. 2:** Nahaufnahme mit Markierung der Messsensoren, Ansicht von schräg-vorne

### 2.3.2 Versuchsvorbereitung

Die Erfassung des OEMG-Signals erfolgte mit jeweils zwei Elektroden über der pars descendens des rechten und linken Trapezmuskels (M. trapezius) (s. Abb. 1). Um bei allen Probanden ein einheitliches Vorgehen zu gewährleisten, wurde folgender Algorithmus verwendet. Bei seitlich hängenden und im Ellenbogengelenk zu 90° angewinkelten Armen wurde zunächst der Dornfortsatz des siebten Halswirbels (vertebra prominens) getastet und mit einem hautverträglichen Stift markiert. Über dem siebten Halswirbel wurde eine Masseelektrode aufgeklebt, welche der Verminderung von Störsignalen und dem Schutz des Messgerätes vor elektrostatischen Entladungen diente (Steinhilber et al. 2013). Als nächstes erfolgte das Ertasten und Markieren des Acromions des Schulterblatts. Mit einem Maßband wurde die Mitte zwischen beiden Punkten bestimmt und der Punkt zwei Zentimeter distal davon markiert. Lateral und medial dieses Punkts wurden die zwei Elektroden aufgebracht, nachdem die Hautoberfläche an diesen Stellen zuvor mit einer abrasiven Paste (NuPrep® Skin Prep Gel) abgerieben wurde. Hierbei wurde darauf geachtet dass die Elektroden möglichst zentral über dem Muskelbauch positioniert waren, um auch bei einer Verkürzung des Muskels eine Verschiebung seitlich des Muskels zu verhindern und eine Ableitung über den Muskelfasern zu gewährleisten (vgl. Abb. 3 und Abb. 4) (Konrad, 2011).



**Abb. 3:** Anatomische Darstellung des linken Trapezmuskels (farbig hervorgehoben).  
 Quelle: By Mikael Häggström, used with permission,  
<https://doi.org/10.15347/wjm/2014.008>



**Abb. 4:** Nahaufnahme der über den Trapezmuskeln angebrachten Elektroden, mittig befindet sich die Masseelektrode, Ansicht von hinten

Die an den Elektroden hängenden Vorverstärker und Kabel wurden durch Pflaster (Fixomull®) fixiert, so dass keine Zugkraft auf die Elektroden einwirkte und das Signal bei Bewegungen nicht gestört wurde (Konrad, 2011; Steinhilber et al. 2013).

Auf dem dominanten Unterarm, der rechten Stirnseite und dem vierten und fünften Finger der nichtdominanten Hand wurden ebenfalls Elektroden zur Messung des Hautleitwiderstandes angebracht. In der Armlehnenkonstruktion des dominanten Arms waren Druckkraftsensoren eingebracht. Die von diesen Elektroden und Sensoren erfassten Signale sind nicht Teil der Betrachtungen der vorliegenden Arbeit.

### **2.3.3 Ablauf der Untersuchungstage**

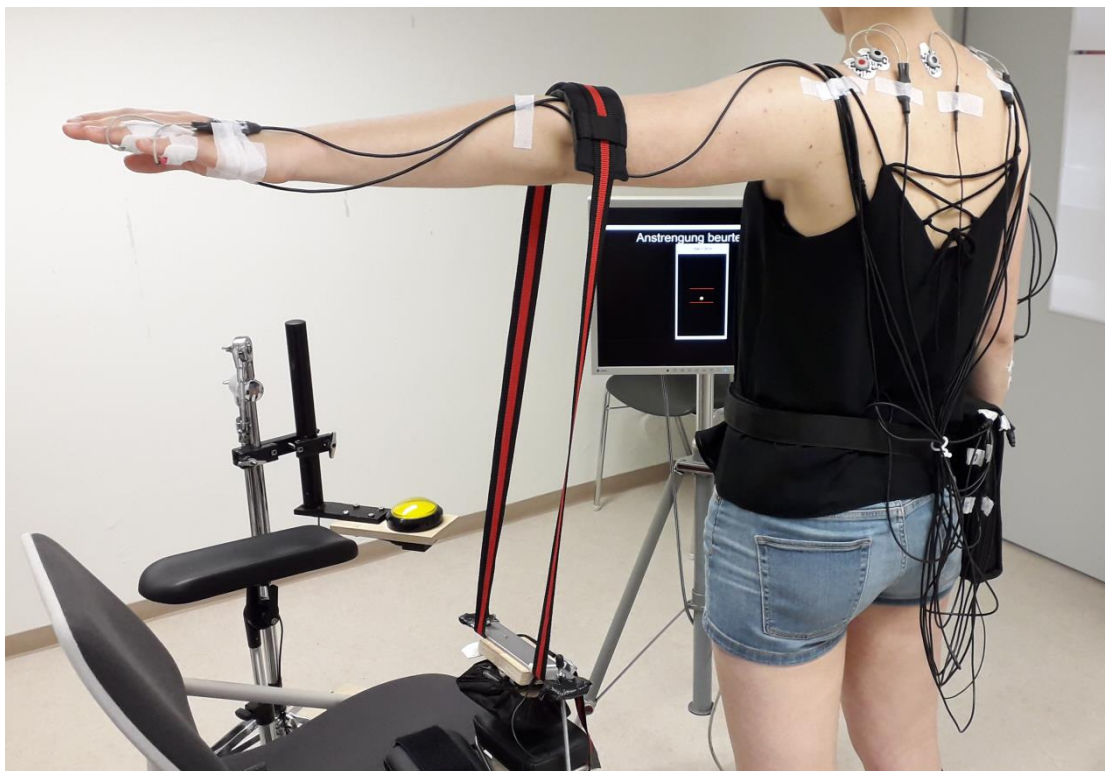
#### Übungstag

Am Übungstag, vor den eigentlichen Messtagen, erfolgte zunächst ein Aufklärungsgespräch mit Erläuterungen über den Ablauf der Studientage und der Messmethoden. Die schriftliche Einwilligung des Probanden in die Nutzung der erhobenen Daten wurde eingeholt. Es erfolgte dann die Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien. Anschließend wurde der Untersuchungssitz auf die anthropometrischen Dimensionen des Probanden angepasst. Hierbei wurde auf die symmetrische Positionierung beider Arme und Schultern geachtet. Die Positionen der Armlehnen und Sensoren wurden per Zentimetermaß abgemessen und notiert um anschließend an den Messtagen reproduziert werden zu können. Die möglichen Reihenfolgen in denen die Probanden die unterschiedlichen Untersuchungsbedingungen absolvierten wurden randomisiert. Vier mögliche Kombinationen der jeweils zwei unterschiedlichen Anforderungsniveaus für die motorische und kognitive Aufgabe waren möglich und wurden per Los zugeordnet. Darauf folgend erfolgt eine Übung aller vier Bedingungen über jeweils 2,5 Minuten. Mit abschließenden allgemeinen Hinweisen zum eigentlichen Messtag wurde der Proband verabschiedet.

## Erster und zweiter Messtag

Die beiden Messtage folgten dem gleichen Ablaufprotokoll. Für den ersten Messtag wurde, vor Beginn, der Untersuchungsraum auf 22°C temperiert. Zunächst führte der Proband, in Messposition, über 5 Minuten nochmals eine Übung der Studienaufgabe durch. Danach wurden die vorbereiteten Elektroden auf den zuvor beschriebenen Körperstellen angebracht. Darauf folgte eine Prüfung der Güte der OEMG-Ableitungen indem der Proband aufgefordert wurde Bewegungen auszuführen, die zur Kontraktion des jeweiligen Kennmuskels führten. Auf einem Bildschirm konnten die entstandenen Signale überprüft werden und bei unzureichender Signalqualität der Elektrodensitz korrigiert werden. Zunächst erfolgten dann Normalisierungsmessungen für jeden Kennmuskel. Dazu wurde, für die Normalisierung des OEMG-Signals der Trapezmuskeln, im Stehen, der Arm der entsprechenden Seite bis 90° abduziert. Ein gepolsterter Gurt wurde direkt proximal des Ellenbogengelenks um den Arm gelegt. Dieser Gurt war unten mit einem Zugkraftmesser verbunden. Durch isometrische Abduktion übte der Proband Zugkraft auf den Kraftsensor aus. Über einen Bildschirm erhielt er dabei eine visuelle Rückmeldung über die von ihm aufgewendete Kraft (s. Abb. 5). Zunächst wurden drei submaximale Kraftmessungen mit einer Zielkraft von 20 N durchgeführt. Die Dauer der Kraftaufbringung betrug dabei jedes Mal 4 Sekunden. Anschließend erfolgten drei Messungen bei maximaler Kraft. Die Messungen erfolgten jeweils im Abstand von 30 Sekunden. In der Folge wurden Normalisierungen der anderen Kennmuskeln, sitzend, in der späteren Messposition durchgeführt. Vor der ersten Messphase erfolgte nochmals eine Präsentation des Messablaufs, mit Abbildung auf dem, im Abstand von 1,5m, vor dem Probanden stehenden Bildschirm. Die Messphase begann dann mit einer Ruhemessung, bei der der Proband sich ruhig, über 5 Minuten, in der Messposition befand. Anschließend begann die erste, 30 Minuten dauernde Messphase, wobei die zugeloste, erste der vier Bedingungen untersucht wurde. Danach verblieb der Proband in Ruhe, über 10 weitere Minuten in Messposition. Nach 2,5 Minuten, 5 Minuten und 10 Minuten wurden noch einmal Maximalkräfte gemessen. Daran schloss sich eine 25minütige Ruhepause an, während derer dem Probanden in einem Sessel sitzend Wasser und ein Müsliriegel angeboten wurden. Während dieser

25 Minuten lagen Heizkissen, mit einer Temperatur von 54°C, auf den untersuchten Muskelpartien des dominanten Arms und der Schulter, um eine Regeneration der Muskeln zu begünstigen. Der Proband verblieb ungestört, allein im Raum und sah sich ein Entspannungsvideo mit Naturaufnahmen an. Während der folgenden 10 Minuten wurden, nun wieder in Messposition, drei Maximalkräfte der Handgelenksex tensoren, in Abständen von 30 Sekunden, gemessen. Dann wurde noch einmal der Messablauf präsentiert und es schloss sich eine erneute Ruhemessung über 5 Minuten an, bevor schließlich die zweite, 30minütige Messphase begann. Anschließend wurden alle Messelektroden entfernt und der Proband verabschiedet.



**Abb. 5:** Normalisierungsmessung des linken M. trapezius, Ansicht von schräg-hinten



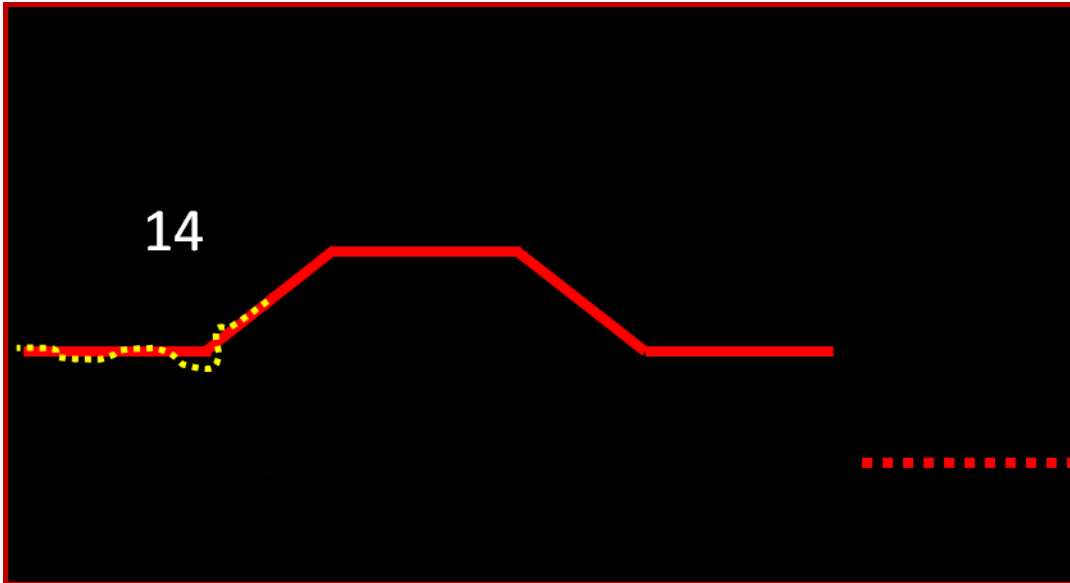
### 2.3.4 Der Messphasenablauf

Die vier verschiedenen experimentellen Bedingungen bestanden aus Kombinationen zweier unterschiedlicher Schwierigkeitsniveaus einer physischen und einer kognitiven Aufgabe. Für diese Schwierigkeitsniveaus werden folgende Abkürzungen verwendet, wobei der Buchstabe P für die physische Aufgabe und K für die kognitive Aufgabe steht; die Zahl 1 gibt dabei das niedrigere Niveau der kognitiven, beziehungsweise physischen Aufgabe und die Zahl 2 das höhere Niveau wieder:

physisch leicht + kognitiv leicht: P1K1,  
physisch leicht + kognitiv schwer: P1K2,  
physisch schwer + kognitiv leicht: P2K1,  
physisch schwer + kognitiv schwer: P2K2.

#### *Physische Aufgabe mit zwei Beanspruchungshöhen*

Durch Extension im Handgelenk wurden, durch den Probanden, sukzessive auf dem Bildschirm erscheinende gelbgefärbte Punkte vertikal verschoben. Eine höhere Kraftaufwendung verschob die Punkte nach oben, eine niedriger nach unten. Von rechts nach links bewegten sich rote Linien in die Bilddarstellung, welche unterschiedliche Kraftniveaus repräsentierten. Für die physisch leichtere Aufgabe lagen diese zwischen 4 – 9 % und im Durchschnitt bei 5 % der individuellen Maximalkraft, für die physisch schwierigere Aufgabe lagen die Kraftniveaus zwischen 10 – 15 % und im Durchschnitt bei 10 % der individuellen Maximalkraft. Die Aufgabe bestand darin, durch Dosierung der in der Handgelenksexension aufgebrauchten Kraft, die gelben Punkt mit der roten Kraftlinie zur Deckung zu bringen, so dass die Kraftaufwendung der Zielvorgabe entsprach (s. Abb. 6).



**Abb. 6:** beispielhafte Darstellung der Bildschirmanzeige der Trackingaufgabe, die roten Linien schieben sich sukzessive von rechts nach links ins Bild, Quelle: IASV, Studienunterlagen

#### *Kognitive Aufgabe mit zwei Schwierigkeitsstufen (N-Back-Test)*

Die kognitive Aufgabe lag darin, nacheinander eingeblendete, wechselnde Zahlen, in randomisierter Auftretensabfolge, wiederzuerkennen und dies mit der nichtdominanten Hand, durch Druck auf einen Tastschalter zu signalisieren. Die leichte kognitive Aufgabe bestand dabei in einem 0-back-Test, dem Erkennen einer dem Probanden vor Beginn der Messphase mitgeteilten Ziffer. Bei der kognitiv schwereren Aufgabe hingegen wurde ein 2-back-Test verwendet, bei dem die zu erkennende Zahl ständig wechselte. Dabei galt es den Tastschalter zu betätigen, wenn die aktuell eingeblendete Zahl der vorletzten eingeblendeten Zahl entsprach. Der Proband musste sich dafür also immer an die zwei vorangegangenen Zahlen erinnern (s. Abb. 7). Die Zahlenabfolge war dabei, bei allen Bedingungen, für jeden Probanden gleich. Die Bildschirmdarstellung erfolgte durch das Programm *Force and Brain* (Eigenentwicklung des IASV). Die 30 Minuten dauernden Messphasen bestanden aus sechs Fünfminutenblöcken, wobei die Kraftanforderung nur während der ersten 4 Minuten und 15 Sekunden erfolgte. Daran schloss sich jeweils eine kurze Phase ohne Zahleneinblendung an und, außer nach dem dritten Block, die Bewertung der geistigen und muskulären Anstrengung, durch den Probanden, auf einer Ordinalskala von 0 bis 10. Vor

Block 1, nach Block 3 und 6 wurde die Maximalkraft abgerufen, wobei dabei vorübergehend ein den Unterarm fixierender Gurt, mit einer per Zugkraftmesser justierten Kraft von 10 N angelegt wurde. Während der 4 Minuten und 15 Sekunden dauernden Phasen erfolgte durchgehend die Einblendung wechselnder Zahlen zur Bearbeitung der kognitiven Aufgabe. Zur gleichen Zeit wurden die verschiedenen Kraftlinien eingeblendet, so dass der Proband, durch Anpassung seiner Kraftaufwendung auf den Sensor, die dadurch vertikal verschobenen gelben Punkt mit den roten Kraftlinien zur Deckung brachte.

## Messphase

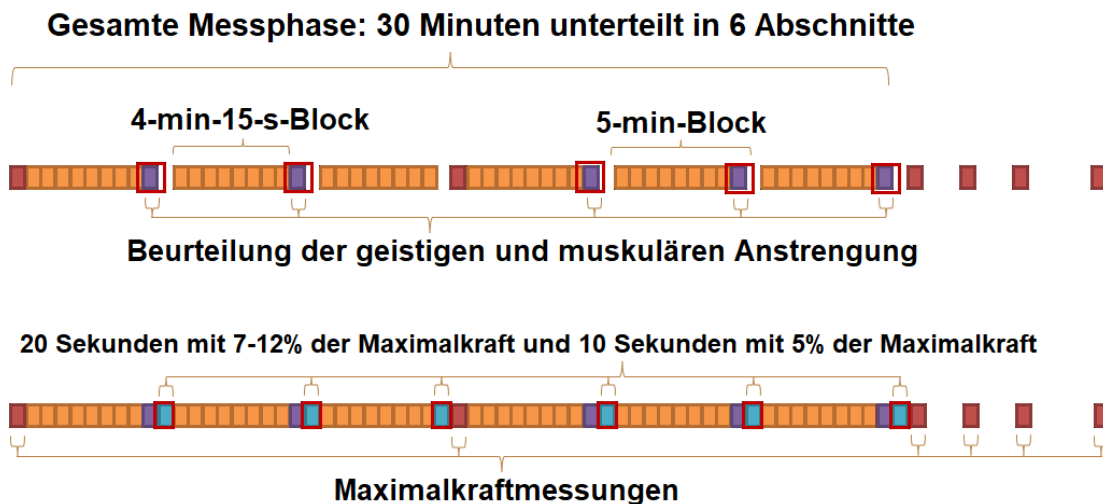
### – Unterschiedliche Gedächtnisaufgaben

- Gedächtnisaufgabe 1: 33 89 31 26 52 48 66 91 31 73
- Gedächtnisaufgabe 2: 41 32 41 78 41 93 68 55 68 10

So schnell wie möglich drücken, wenn die Zahl erscheint!

**Abb. 7:** schematische Darstellung der Gedächtnisaufgabe in der Präsentation für den Probanden; die hier gleichzeitig dargestellten Zahlen werden zeitlich nacheinander eingeblendet, Quelle: IASV, Studienunterlagen

Nach der Bewertung der kognitiven und physischen Anstrengung durch den Probanden, schloss sich eine weitere Phase von 20 Sekunden an, mit Kraftlinien von 7-12% der Maximalkraft und während der hierauf folgenden 10 Sekunden mit 5% der Maximalkraft (s. Abb. 8).



**Abb. 8:** Messphasenablauf, Quelle: IASV, Studienunterlagen

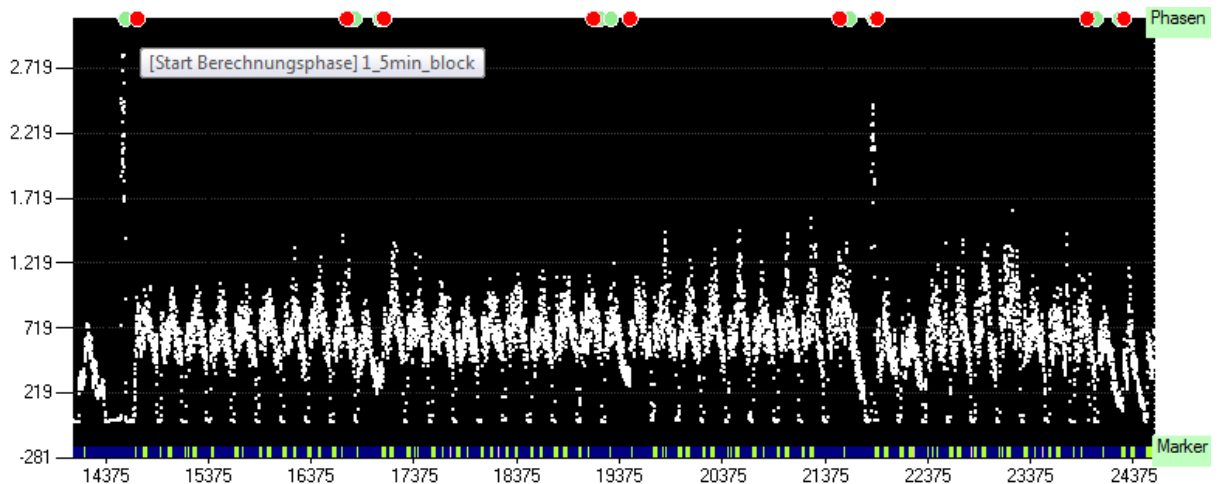
## 2.4 Datenaufbereitung

Die Aufbereitung der Daten begann zunächst mit der Definierung der Messabschnitte im, vom PS12-Gerät aufgezeichneten, OEMG-Signal. Verwendet wurde hierfür das Programm SABCOS, Version 4.30 (Copyright Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung, UKT Tübingen).

Das Setzen der Markierungen zur Definierung der Messabschnitte wurde hierbei unterstützt durch vom PS12-Gerät während der Messung gesetzte Markern, welche die Synchronisation der Aufgabenbearbeitung durch den Probanden mit dem OEMG-Signal ermöglichten. Markiert wurden die OEMG-Signalabschnitte der zur Normalisierung dienenden Maximalkraftmessungen beider Mm. Trapezii, zu Beginn eines Messtages und die 4 Minuten 15 Sekunden dauernden Abschnitte mit Kraftanforderung (s. Abb. 9). Zur Bestimmung der elektrischen Aktivität bei Maximalkraftaufwendung wurde der damit korrespondierende Abschnitt einer Dauer von 2-3 Sekunden, im OEMG-Signal markiert und die 90te Perzentile der darin liegenden Messwerte der elektrischen Aktivität berechnet. Die Maximalkraft wurde drei Mal im Abstand von 30 Sekunden bestimmt. In die Normalisierung ging die Messung mit den höchsten Werten ein. Für einen Proband ergeben sich für jede 30-minütige Messung, 6 Auswertungsblöcke, für welche jeweils der Medianwert für den Parameter elektrische Aktivität (eA), die HME, die 10te, 50te und 90te Perzentile der elektrischen Aktivität berechnet wurden. Die HME

bezeichnet dabei die Häufigkeit muskulärer Aktivität mit einer Höhe von  $\leq 0,5\%$  der MVE, wobei die minimale Dauer der eA 0,125s betrug, um die entsprechende Episode als muskuläre Entlastung zu qualifizieren.

Die Ausgabe der Messwerte erfolgt in eine Textdatei, welche in der Folge im Statistikprogramm JMP 13 (SAS Institute Inc.) eingelesen wurde.



**Abb. 9:** beispielhafte Darstellung des OEMG-Signals und Messphasenmarkierungen der Phasengrenzen, grüne und rote Punkte: Grenze der Berechnungsphase, grüne Vierecke: Synchronisationsmarker

Die elektrische Aktivität wurde in Relation zur elektrischen Aktivität bei willkürlicher Aufwendung der Maximalkraft (MVE, englisch: maximum voluntary electric activity) normalisiert, wobei sich hier relative, prozentuale Werte, bezogen auf die MVE ergeben, entsprechend der Berechnungsformel:

$$eA_{\text{normalisiert}} = \frac{eA}{MVE} * 100$$

## 2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm JMP 13 (SAS Institute Inc.).

Der Datensatz wurde überprüft auf Vollständigkeit und evtl. doppelte Daten. Anschließend wurden die Daten, anhand von Schiefe und Wölbung, visuell auf das

Vorliegen einer Normalverteilung untersucht. Da die Daten, welche für die Analyse der muskulären Ermüdung (Median der eA, Mf) und der muskulären Aktivierung (10., 50., und 90. Perzentile der eA) verwendet wurden, nicht normalverteilt waren und Bodenbildungseffekte der Daten auftraten, erfolgte die Entscheidung zur Logarithmierung der Daten mit dem zehnten dekadischen Logarithmus. Anschließend war die Schiefe und Wölbung  $< 1$  und es lag eine Normalverteilung vor. Durch die Logarithmierung erfolgte die Analyse im Rahmen eines multiplikativen Modells. Zur Bestimmung von Interaktionen zwischen kognitiver und physischer Belastung, dem Messzeitpunkt, sowie des Alters und die Auswirkungen dieser Variablen, auf die Parameter muskuläre Ermüdung (Median der eA, Mf) und muskuläre Aktivierung (10., 50., und 90. Perzentile der eA) wurden repeated measure ANOVAs durchgeführt.

Die Daten zur Häufigkeit muskulärer Entlastung (Häufigkeit der Muskelaktivität  $\leq 0,5\%MVE$ ) waren auch nach der Logarithmierung nicht normalverteilt. Es erfolgten hierzu nichtparametrische Tests (Wilcoxon-Test) und eine deskriptive statistische Analyse. Überprüft wurde ob der Messtag selbst, also die Durchführung der Messungen am ersten oder zweiten Messtag, eine Auswirkung auf die Ergebnisse hatte. Hier fand sich für keine der Variablen ein signifikanter Einfluss. Für die Analyse der muskulären Aktivität und muskulärer Ermüdung wurden die Messwerte zwischen dem ersten 5min-Block und dem letzten 5min-Block der Messphase verglichen. Die Analyse der muskulären Aktivierung (10., 50., und 90. Perzentile der eA) und der Häufigkeit muskulärer Entlastung bezog alle Messphasen mit ein. Die Daten werden i.F. unter Verwendung der Mittelwerte und Standardabweichungen, bzw. des Medians und des 25. und 75. Quartils, in tabellarischer Form präsentiert. Eine grafische Darstellung der Messwerte erfolgte zudem mit Hilfe von Boxplots und Balkendiagrammen.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Studienpopulation und Ausschlüsse

Die folgende Tabelle gibt eine Übersicht über die Studienpopulation, mit Informationen zu anthropometrischen Daten, durchschnittlicher MVE und Studienausschlüssen.

**Tab. 1:** Studienpopulation: Anthropometrische Daten zu Alter, Gewicht, Größe, MVE, Probandenanzahl, Studienausschlüsse

	<b>Gruppe 1</b> (18- 25 Jahre) (N = 24)		<b>Gruppe 2</b> (50- 67 Jahre) (N = 17)		<b>Gesamt</b> (Gruppe 1 +Gruppe 2) (N = 41)	
	Ø	Std.- abw.	Ø	Std.- abw.	Ø	Std.- abw.
<b>Alter</b> (Jahre)	22,8	2,1	60,2	5,6	38,2	5,6
<b>Gewicht</b> (kg)	69,7	9,1	70,5	9,1	70,0	9,1
<b>Größe</b> (cm)	173,4	9,3	170,6	6,8	172,2	8,5
<b>MVE</b> (µV)						
dominanter M. trapezius	2074,9	901,4	1478,7	734,7	1827,7	886,4
<b>MVE</b> (µV)						
nichtdominanter M. trapezius	1053,9	703,2	975,3	571,1	1021,3	652,8
<b>Anzahl</b> initial rekrutierter Pro- banden	25		21		46	
<b>Anzahl männli- cher</b> Probanden	12		12		24	
<b>Anzahl weibli- cher</b> Probanden	12		5		17	
<b>Ausschlüsse</b> mit Grund	1 Proband wegen zu starke Müdig- keit		4 Probanden: 1.zu hoher BMI, 2.Terminfindung nicht möglich 3 Rhizarthrose 4.fehlendes Inte- resse		5 Probanden	

Ø Durchschnitt, Std.-abw. Standardabweichung

## 3.2 Muskuläre Aktivität und Zeichen der Ermüdung

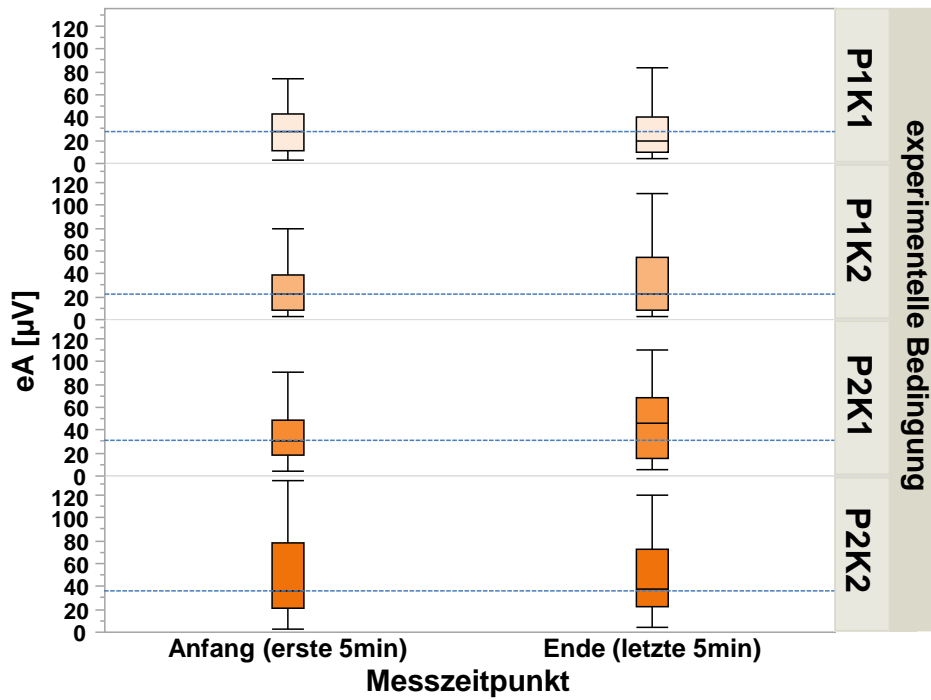
Im Folgenden erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der Untersuchung von Zeichen muskulärer Ermüdung, welche anhand der Veränderung der eA und der Mf zwischen dem Beginn der Messung -dem ersten 5min-Block und dem Ende der Messung -dem letzten 5min-Block, beurteilt wird. Anzeichen muskulärer Ermüdung bestehen hierbei bei einer Steigerung der eA bzw. einem Abfall der Mf über die Zeit.

### **Dominanter M. Trapezius:**

#### ***Elektrische Aktivität***

Tabelle 2 gibt die Wahrscheinlichkeiten für das Vorliegen von Einflussfaktoren auf die eA wieder; es wird ersichtlich, dass lediglich die experimentelle Bedingung einen signifikanten Einfluss auf die eA des dominanten M. trapezius hat ( $p < 0,0001$ ), wobei für die physisch anspruchsvolleren Bedingungen der Median der eA höher lag. Ein tendenzieller Einfluss auf die eA zeigte sich auch für den Messzeitpunkt, jedoch ist dieser nicht signifikant ( $p = 0,08$ ). Ein signifikanter Anstieg der eA, über die Messzeitpunkte, ist für keine der experimentellen Bedingungen zu erkennen ( $p = 0,2371$ ) (vgl. Tab. 2, Tab. 3 und Tab. 5). Die Abweichung der eA zwischen erstem und sechstem Messzeitblock ist, für den dominanten M. trapezius, in Abb. 10 dargestellt. Ein signifikanter Nebeneffekt des Alters auf die eA, im zeitlichen Verlauf, fand sich nicht ( $p = 0,9496$ ) (siehe Tab. 4).





**Abb. 10:** *dominanter M. trapezius*: Unterschied der eA [ $\mu\text{V}$ ] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 5)

**Tab. 2:** Ergebnisse der statistischen Analyse zum Einfluss der Variablen experimentelle Bedingung, Messzeitpunkt, Alter und Kombination dieser Variablen, auf die eA und Mf des dominanten und nichtdominanten M. trapezius

Statistische Ergebnisse der RM-ANOVA	Experimentelle Bedingung			Messzeitpunkt			Experimentelle Bedingung*MZP			Experimentelle Bedingung*MZP*Alter		
	Fg	F-Wert	p- Wert	Fg	F-Wert	p- Wert	Fg	F-Wert	p- Wert	Fg	F-Wert	p- Wert
dominanter M. trapezius												
- eA	3	16,5	<b>&lt;0,0001</b>	1	3,2	0,08	3	1,4	0,2	3	0,1	0,9
- Mf	3	4,6	<b>0,004</b>	1	12,6	<b>0,0005</b>	3	0,1	1,0	3	0,4	0,8
nichtdominanter M. trapezius												
- eA	<b>3</b>	3,0	<b>0,03</b>	<b>1</b>	8,9	<b>0,003</b>	3	0,5	0,7	3	0,7	0,5
- Mf	<b>3</b>	2,6	0,06	1	0,01	0,9	3	1,3	0,3	3	0,2	0,9

RM-ANOVA repeated measures analysis of variance, Fg Freiheitsgrade, MZP Messzeitpunkt, hervorgehobene Werte sind signifikant

**Tab. 3:** Änderung der eA und Mf zwischen Messzeitpunkt erste 5min und letzte 5min, nach *dominantem* und *nichtdominantem* M. trapezius und experimenteller Bedingung  
P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

		Differenz Messzeitpunkt Ende – Anfang (letzte 5min – erste 5min)											
		dominanter M. trapezius						nichtdominanter M. trapezius					
		eA [ $\mu$ V]			Mf [Hz]			eA [ $\mu$ V]			Mf [Hz]		
		Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q
Experimentelle Bedingung	P1K1	-2,6	-15,6	8,2	-2	-4	0	1,2	-1,8	8,2	0	-3	2
	P1K2	7,0	-2,2	14	-2	-6	0	0,2	-1,4	5	1	-5	5
	P2K1	7,2	-1	25,9	-2,5	-4	1	1,6	-0,4	4,6	1,5	-2	4
	P2K2	3,2	-11,2	17,2	-1	-5	0	0,6	-3,4	4,4	0	-3	2

25.Q 25. Quantil, 75.Q 75. Quantil

**Tab. 4:** Differenzen der eA und Mf zwischen Messzeitpunkt erste 5min und letzte 5min, nach dominantem und nicht dominantem M. trapezius, Alter und experimenteller Bedingung  
P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

		Differenz Messzeitpunkt Ende – Anfang (letzte 5min – erste 5min)											
		dominanter M. trapezius						nichtdominanter M. trapezius					
		eA [ $\mu$ V]			Mf [Hz]			eA [ $\mu$ V]			Mf [Hz]		
Experimentelle Bedingung	Alter	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q
P1K1	alt	-2,6	-17,4	1,2	-3	-5	0	1,6	-4,6	15,4	-5	-8,5	0,8
	jung	-2,2	-12,8	15,1	-1,5	-2,8	0,1	1	-1,4	6,2	0	-1	3
P1K2	alt	9,8	3,6	16,2	-2,5	-6	-1	0,2	-1,4	9	0	-6,5	3
	jung	1,4	-3,5	13,2	-1,8	-4,8	0	0,3	-1,8	4,8	3	-1,3	5
P2K1	alt	3,6	-1	17,4	-3	-4	0	0,8	-1,8	4,2	0	-4,3	4,8
	jung	12	-2,6	26,5	-1	-3,9	1,8	2,3	0,2	4,9	2	-2	4
P2K2	alt	-2,6	-17,4	1,2	-3	-5	0	1,6	-4,6	15,4	-5	-8,5	0,8
	jung	-2,2	-12,8	15,1	-1,5	-2,8	0,1	1	-1,4	6,2	0	-1	3

25.Q 25. Quantil, 75.Q 75. Quantil

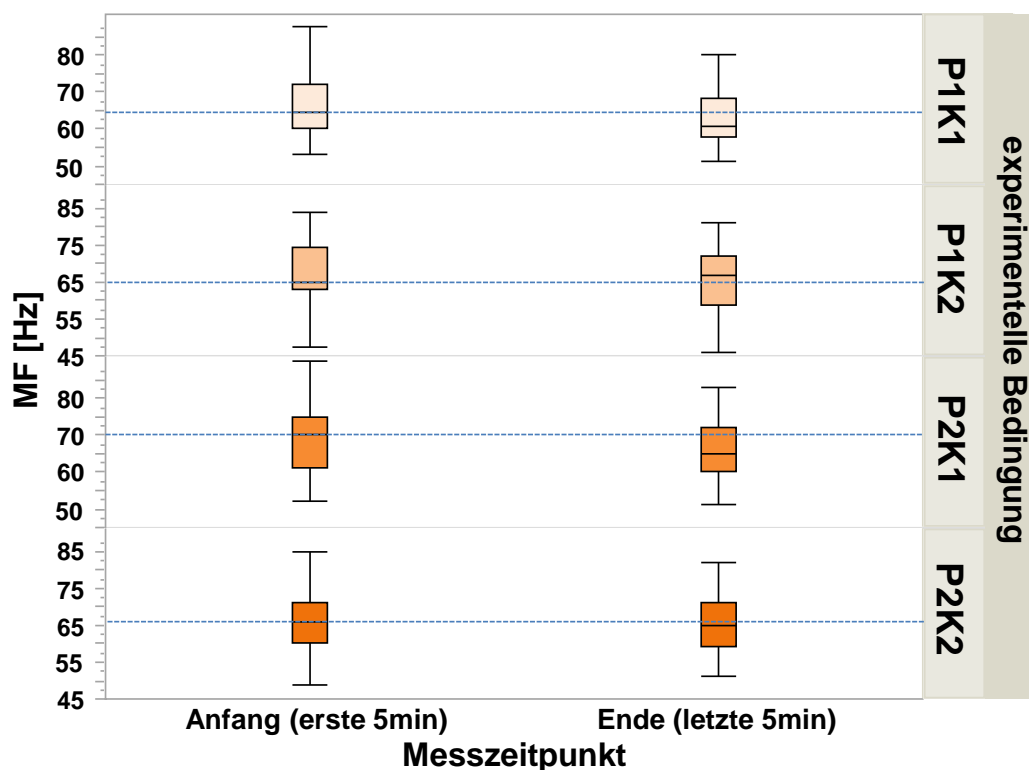
**Tab. 5:** *dominanter M. trapezius*: eA [ $\mu$ V] und Mf [Hz] nach Messzeitpunkt und experimenteller Bedingung  
P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

	eA [ $\mu$ V]				Mf [Hz]			
Experimentelle Bedingung	P1K1	P1K2	P2K1	P1K1	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2
Messzeitpunkt	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil
<b>1ter 5min-Block</b>	28,40/ 10,90/ 42,80	22,40/ 8,80/ 38,20	30,20/ 18,00/ 48,50	36,60/ 20,75/ 77,80	64,50/ 60,00/ 72,00	65,00/ 63,00/ 74,50	70,00/ 61,00/ 75,00	66,00/ 60,00/ 71,00
<b>2ter 5min-Block</b>	23,20/ 8,00/ 42,50	21,80/ 6,90/ 42,90	35,00/ 13,65/ 59,50	34,00/ 17,70/ 80,10	63,00/ 58,00/ 69,00	65,00/ 61,25/ 70,75	68,00/ 63,00/ 73,00	65,50/ 58,00/ 72,13
<b>3ter 5min-Block</b>	19,00/ 8,30/ 43,10	18,00/ 8,90/ 49,80	37,60/ 15,90/ 59,90	35,40/ 15,30/ 80,00	65,00/ 59,00/ 71,00	65,50/ 61,75/ 72,50	65,50/ 60,88/ 73,00	65,50/ 59,00/ 70,75
<b>4ter 5min-Block</b>	28,40/ 16,65/ 49,60	33,80/ 15,90/ 52,70	41,60/ 23,90/ 73,35	45,80/ 28,30/ 72,30	65,00/ 60,00/ 72,00	67,00/ 61,00/ 76,25	68,00/ 62,75/ 77,00	67,00/ 60,75/ 73,00
<b>5ter 5min-Block</b>	18,60/ 10,50/ 41,10	22,40/ 12,30/ 52,75	36,40/ 19,40/ 58,10	43,60/ 21,60/ 68,80	65,00/ 58,00/ 69,00	64,50/ 60,00/ 70,25	67,00/ 61,00/ 73,00	64,75/ 61,00/ 72,00
<b>6ter 5min-Block</b>	19,90/ 9,70/ 40,40	22,80/ 8,30/ 54,20	45,20/ 15,00/ 68,20	37,60/ 22,80/ 72,50	59,00/ 57,00/ 68,00	67,00/ 59,00/ 72,00	65,00/ 60,00/ 72,00	65,00/ 59,50/ 71,00
Ø Median	22,9	23,5	37,7	38,8	63,6	65,7	67,3	65,6

Ø Durchschnitt

## Medianfrequenz

Die experimentelle Bedingung hatte einen signifikanten Einfluss, auf die Mf des dominanten M. trapezius ( $p = 0,0040$ ) (s. Tab. 2). Ein signifikanter Einfluss auf die Mf zeigte sich auch für die Messzeitpunkte ( $p = 0,0005$ ). Dabei fand sich eine tendenzielle Reduktion der Mf zwischen dem ersten und dem letzten Messblock. Ein signifikanter Abfall der Mf, über die Messzeitpunkte, ist jedoch für keine der experimentellen Bedingungen zu erkennen ( $p = 0,9583$ ) (vgl. Tab. 2, Tab. 3 und Tab. 5). Die Abweichung der Mf zwischen erstem und sechstem Messzeitblock ist, für den dominanten M. trapezius, in Abb. 1 dargestellt. Ein Einfluss des Alters auf die Mf, im zeitlichen Verlauf, fand sich nicht ( $p = 0,7505$ ) (s. Tab. 4). Insgesamt zeigt sich für den dominanten M. trapezius eine Tendenz der Abnahme der Mf, über die Zeit, welche jedoch in den Einzelbedingungen nicht sichtbar wird.

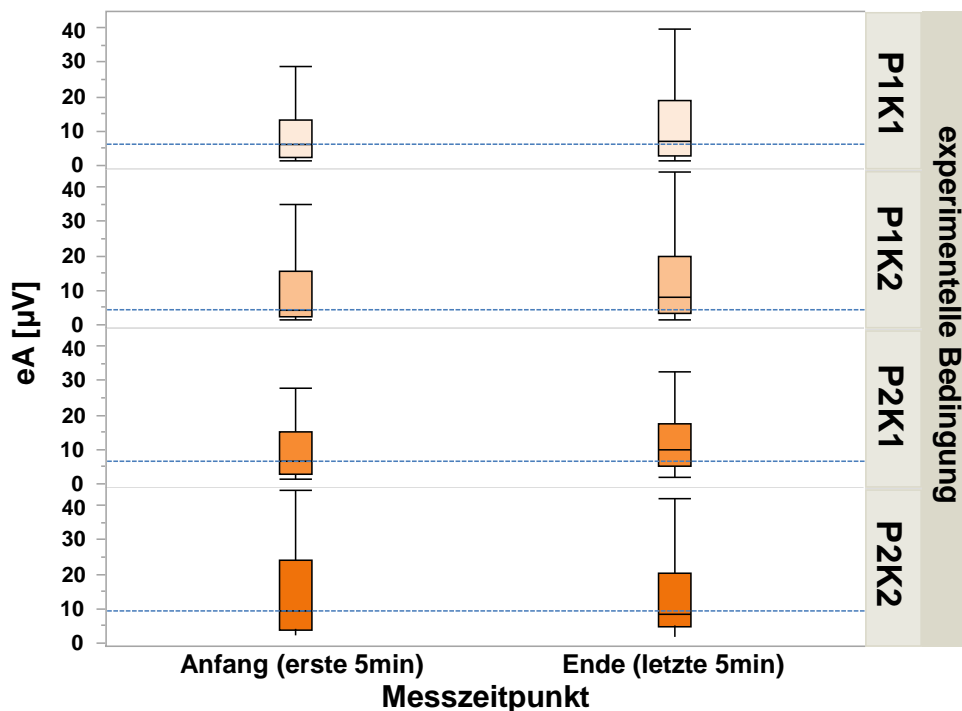


**Abb. 11:** *dominanter M. trapezius*: Unterschied der Mf [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 5)

## Nichtdominanter M. trapezius:

### Elektrische Aktivität

Tabelle 2 gibt die Wahrscheinlichkeiten für das Vorliegen von Einflussfaktoren auf die eA des nichtdominanten M. trapezius wieder; es wird ersichtlich, dass die experimentelle Bedingung und der Messzeitpunkt einen signifikanten Einfluss auf die eA des nichtdominanten M. trapezius haben ( $p = 0,0300$ ;  $p = 0,0031$ ). Ein signifikanter Anstieg der eA über die Messzeit ist jedoch für keine der einzelnen experimentellen Bedingungen zu erkennen ( $p = 0,6578$ ) (vgl. Tab. 2, Tab. 3 und Tab. 5). Die Abweichung der eA zwischen erstem und sechstem Messzeitblock ist für den nichtdominanten M. trapezius in Abb. 12 dargestellt. Ein signifikanter Einfluss des Alters auf die eA im zeitlichen Verlauf fand sich nicht ( $p = 0,5236$ ). Insgesamt zeigte sich für den nichtdominanten M. trapezius eine Tendenz der Steigerung der eA über die Zeit, die in den Einzelbedingungen nicht sichtbar wird.



**Abb. 12:** nichtdominanter M. trapezius: Unterschied der eA [ $\mu\text{V}$ ] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 6)

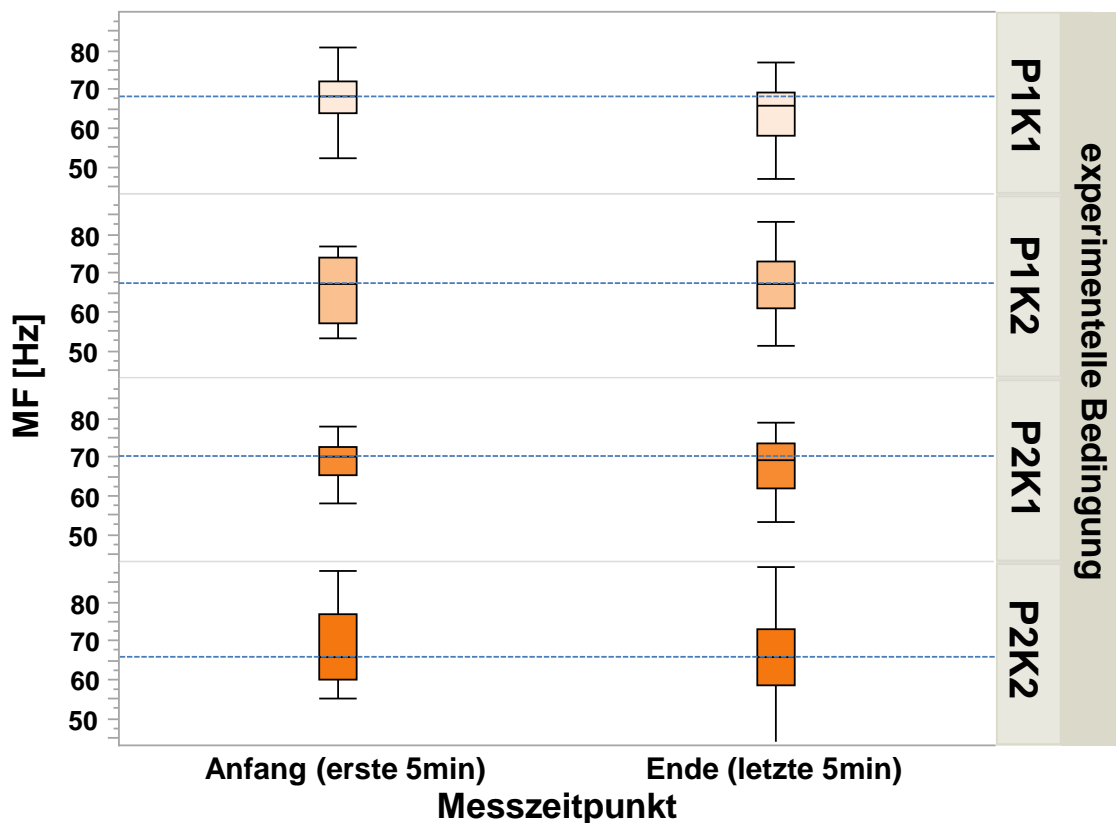
**Tab. 6:** nichtdominanter *M. trapezius*: eA [ $\mu$ V] und Mf [Hz] nach Messzeitpunkt und experimenteller Bedingung P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

	eA [ $\mu$ V]				Mf [Hz]			
Experimentelle Bedingung	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2
Messzeitpunkt	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil
<b>1ter 5min-Block</b>	6,20/ 2,50/ 13,40	4,40/ 2,60/ 15,80	6,80/ 2,90/ 15,30	9,00/ 3,60/ 24,10	68,00/ 64,00/ 72,00	67,00/ 57,00/ 74,00	70,00/ 65,25/ 72,75	66,00/ 60,00/ 77,00
<b>2ter 5min-Block</b>	4,40/ 2,40/ 15,80	5,80/ 2,90/ 14,20	6,80/ 2,50/ 15,90	9,40/ 4,10/ 21,90	69,00/ 61,00/ 74,00	69,00/ 57,50/ 71,50	66,50/ 65,00/ 72,50	66,00/ 58,00/ 71,00
<b>3ter 5min-Block</b>	6,80/ 2,90/ 14,80	8,60/ 2,60/ 17,90	9,00/ 3,00/ 18,40	9,00/ 4,10/ 22,90	63,50/ 57,00/ 70,00	67,00/ 57,75/ 72,25	69,00/ 64,00/ 72,00	66,00/ 60,00/ 74,00
<b>4ter 5min-Block</b>	7,40/ 2,90/ 18,60	8,30/ 2,90/ 22,15	11,20/ 3,90/ 19,55	12,80/ 4,50/ 26,90	66,00/ 63,00/ 71,25	69,00/ 66,25/ 73,75	68,00/ 63,00/ 74,00	69,00/ 63,00/ 75,50
<b>5ter 5min-Block</b>	5,80/ 2,60/ 12,30	7,80/ 3,10/ 21,85	8,80/ 3,80/ 15,40	11,60/ 4,50/ 23,40	64,00/ 60,25/ 68,00	68,00/ 64,50/ 73,50	66,00/ 60,75/ 69,50	66,00/ 60,50/ 71,50
<b>6ter 5min-Block</b>	7,20/ 3,10/ 18,90	8,20/ 3,30/ 19,90	10,00/ 5,10/ 17,30	8,00/ 4,80/ 20,10	66,00/ 58,00/ 69,00	67,00/ 61,00/ 73,00	69,00/ 62,00/ 73,50	66,00/ 58,50/ 73,25
Ø Median	6,3	7,2	8,8	10,0	66,1	67,8	68,1	66,5

Ø Durchschnitt

### Medianfrequenz

Weder die experimentelle Bedingung noch der Messzeitpunkt haben einen signifikanten Einfluss auf die Mf des nichtdominanten M. trapezius ( $p = 0,0583$ ,  $p = 0,9025$ ) (s. Tab. 2). Ein signifikanter Abfall der Mf, über die Zeit, ist für keine der experimentellen Bedingungen zu erkennen ( $p = 0,2928$ ) (vgl. Tab. 2, Tab. 3). Die Abweichung der Mf zwischen erstem und sechstem Zeitblock ist, für den nichtdominanten M. trapezius, in Abb. 13 dargestellt. Ein Nebeneffekt des Alters auf die Mf, im zeitlichen Verlauf, fand sich nicht ( $p = 0,9166$ ). Insgesamt zeigt sich keine Tendenz der Abnahme der Mf, über die Zeit.



**Abb. 13:** nichtdominanter M. trapezius: Unterschied der Mf [ $\mu$ V] zwischen den Messzeitpunkten erster 5min-Block und letzter 5min-Block. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht



## **Zusammenfassung der Ermüdungsanalyse:**

In den Analysen der eA und Mf des dominanten M. trapezius fanden sich Tendenzen, die auf Ermüdung im Muskel hindeuten; signifikant wurden diese Effekte in den Einzelbedingungen jedoch nicht. Für den nichtdominanten M. trapezius fanden sich nur in der Analyse der eA Tendenzen die auf Ermüdung im Muskel hindeuten, jedoch nicht in der Mf-Analyse. Auch diese Effekte wurden in den Einzelbedingungen nicht signifikant.

### **3.3 Muskuläre Aktivierung**

Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse der Untersuchung der muskulären Aktivierung dargestellt. Der statische Anteil muskulärer Aktivierung ist der Schwellenwert der eA welcher während 90% der Messdauer überschritten wird und damit der zehnten Perzentile der muskulären Aktivität entspricht. Die 90. Perzentile gibt die Spitzenaktivität wieder und die 50. Perzentile den Median der muskulären Aktivität.

## **10. Perzentile der elektrischen Aktivität**

### ***Dominanter M. trapezius***

Für den dominanten M. trapezius unterscheidet sich das 10. Perzentil der normalisierten eA [%MVE] signifikant zwischen den physischen Anforderungen leicht vs. schwer ( $p < 0,0001$ , s. Abb. 14). Die eA in der 10. Perzentile war dabei in der schwereren physischen Anforderung höher. Knapp signifikant ist der Einfluss des Messzeitpunkts auf die 10. Perzentile der eA, wobei ein signifikanter Unterschied nur zwischen dem dritten und vierten Messblock besteht ( $p = 0,05$ ), jedoch nicht innerhalb der einzelnen experimentellen Bedingungen (vgl. Tab. 7 und Tab. 8). Die kognitive Anforderung und das Alter hatten keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 7). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\*Messzeitpunkt) wurde verworfen (vgl. Tab. 7). Es lässt sich feststellen, dass der statische Anteil der Muskelaktivität des dominanten M. trapezius höher ist wenn die physische Anforderung hoch war im Vergleich zur geringen physischen Anforderung.

**Tab. 7:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius:* Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 10. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter

Variable	dominanter M.trap.			nichtdominanter M. trap.		
	Fg	F-Wert	p-Wert	Fg	F-Wert	p-Wert
Kognitiv (leicht vs. schwer)	1	0,9	0,3	1	7,0	<b>0,009</b>
Physisch (leicht vs. schwer)	1	66,2	<b>&lt;0,0001</b>	1	18,9	<b>&lt;0,0001</b>
Messzeitpunkt	5	2,3	<b>0,05</b>	5	1,6	0,2
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)	1	0,04	0,8	1	1,5	0,2
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,7	0,6	5	0,7	0,6
Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,4	0,8	5	0,3	0,9
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,4	0,8	5	0,2	0,9
Alter*Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,3	0,9	5	0,3	0,9
Alter*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,7	0,6	5	0,3	0,9

Fg Freiheitsgrade, M. trap. M. trapezius, hervorgehobene Werte sind signifikant

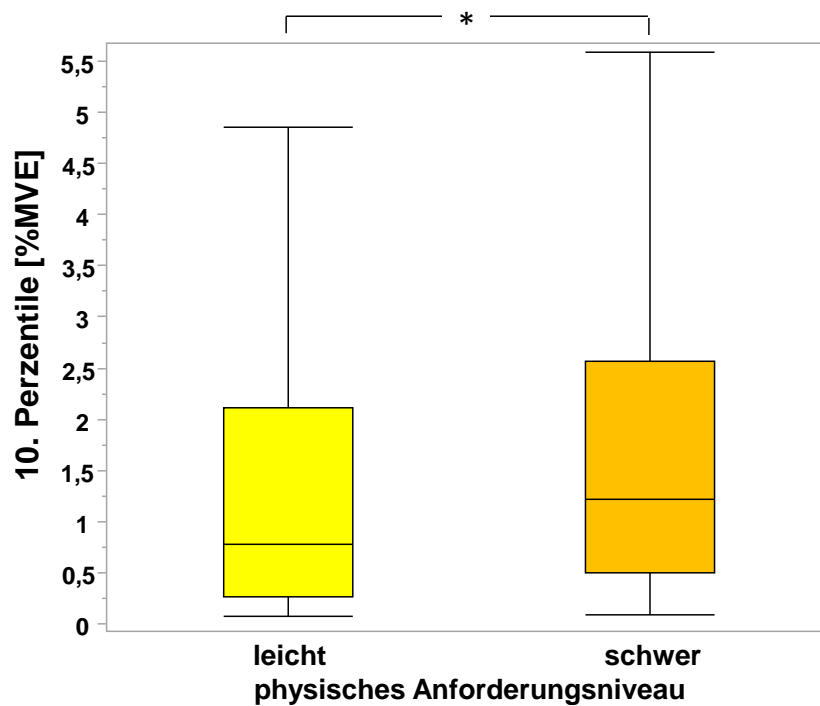
### **Nichtdominanter M. trapezius**

Für den nichtdominanten M. trapezius unterscheidet sich das 10. Perzentil der normalisierten eA [%MVE] signifikant zwischen den Anforderungen physisch leicht vs. schwer ( $p < 0,0001$ , s. Abb. 16) sowie kognitiv leicht vs. schwer ( $p = 0,009$ , s. Abb. 17) und lag im jeweils höheren Anforderungsniveau höher. Der Messzeitpunkt und das Alter hatten keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 7). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\*Zeit) konnte nicht angenommen werden (vgl. Tab. 7). Es lässt sich feststellen, dass der statische Anteil der Muskelaktivität des nichtdominanten M. trapezius höher ist, bei der schweren physischen als auch der schweren kognitiven Anforderung, im Vergleich zur leichten physischen bzw. leichten kognitiven Anforderung.

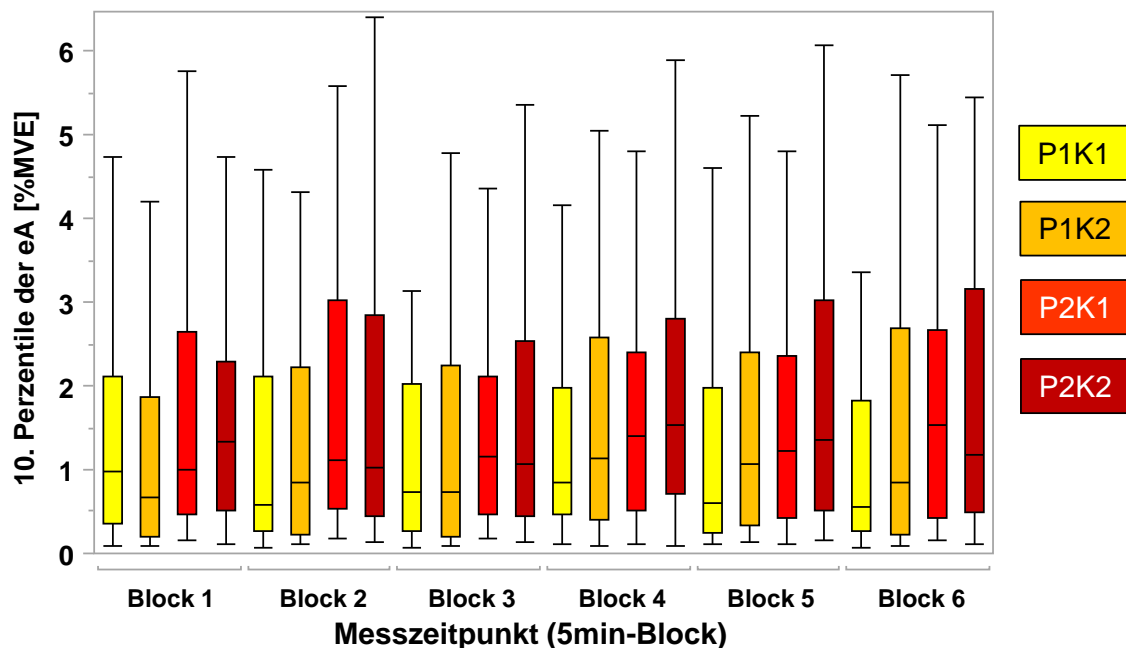
**Tab. 8:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius*: 10. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

Experimentelle Bedingung	dominanter M. trap.				nichtdominanter M. trap.			
	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2
Messzeitpunkt (5min-Block)	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q
Block 1	0,97/ 0,35/ 2,12	0,66/ 0,20/ 1,86	1,00/ 0,47/ 2,64	1,32/ 0,51/ 2,29	0,36/ 0,17/ 1,38	0,37/ 0,19/ 2,07	0,54/ 0,23/ 1,46	0,57/ 0,25/ 1,97
Block 2	0,58/ 0,27/ 2,11	0,58/ 0,27/ 2,11	0,84/ 0,21/ 2,22	1,12/ 0,52/ 3,02	0,50/ 0,18/ 1,45	0,44/ 0,22/ 1,29	0,47/ 0,23/ 1,71	0,56/ 0,27/ 1,56
Block 3	0,73/ 0,25/ 2,01	0,73/ 0,20/ 2,25	1,16/ 0,47/ 2,10	1,05/ 0,44/ 2,53	0,40/ 0,20/ 0,90	0,77/ 0,20/ 1,33	0,69/ 0,28/ 1,40	0,74/ 0,30/ 1,59
Block 4	0,84/ 0,45/ 1,98	1,12/ 0,39/ 2,57	1,40/ 0,50/ 2,39	1,52/ 0,70/ 2,80	0,62/ 0,18/ 1,44	0,73/ 0,18/ 2,91	0,69/ 0,28/ 1,59	1,06/ 0,21/ 2,22
Block 5	0,60/ 0,23/ 1,98	1,05/ 0,34/ 2,39	1,21/ 0,41/ 2,34	1,36/ 0,51/ 3,01	0,31/ 0,18/ 0,97	0,53/ 0,19/ 2,02	0,71/ 0,23/ 1,26	0,90/ 0,25/ 2,39
Block 6	0,55/ 0,26/ 1,82	0,83/ 0,21/ 2,68	1,53/ 0,42/ 2,65	1,17/ 0,48/ 3,15	0,43/ 0,25/ 1,09	0,57/ 0,18/ 1,75	0,71/ 0,27/ 1,36	0,70/ 0,28/ 1,66
Ø Median	0,71	0,82	1,19	1,25	0,43	0,56	0,63	0,75

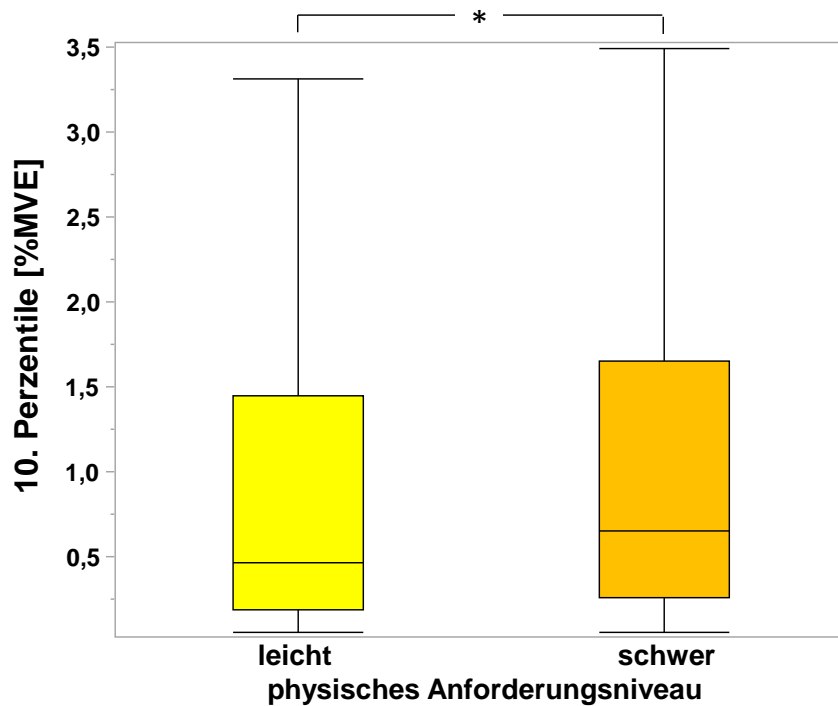
Med. Median, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, M.trap M. trapezius, Ø Durchschnitt



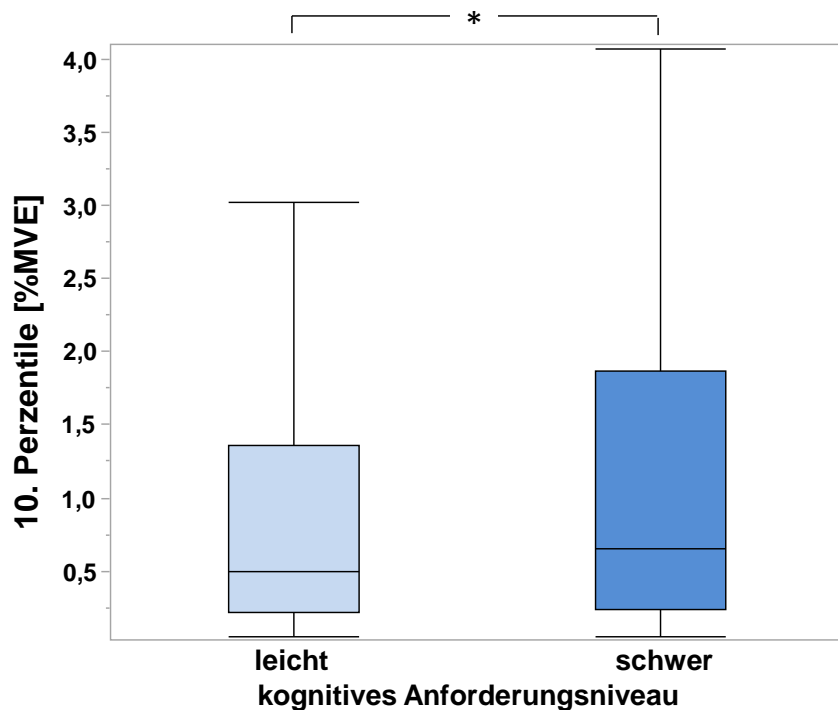
**Abb. 14:** *dominanter M. trapezius*: die 10. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den physischen Anforderungsniveaus leicht vs. schwer (vgl. Tab. 7); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



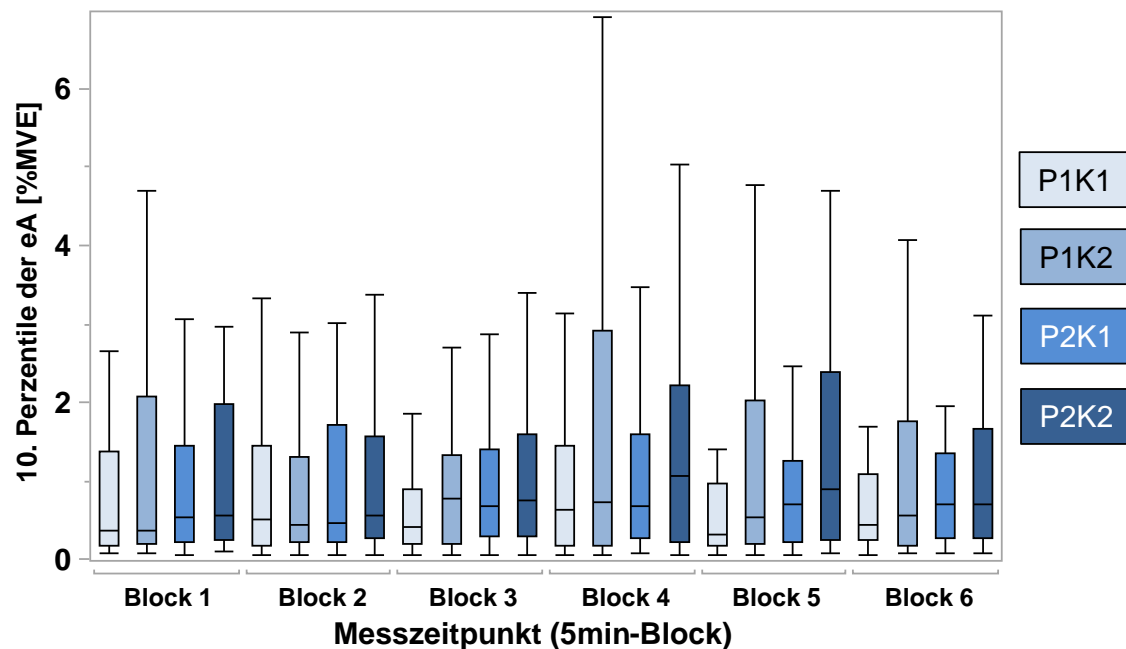
**Abb. 15:** *dominanter M. trapezius*: die 10. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen Messzeitpunkten und experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 8)



**Abb. 16:** nichtdominanter *M. trapezius*: Unterschied der 10. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer (vgl. Tab. 7); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 17:** nichtdominanter *M. trapezius*: Unterschied der 10. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus kognitiv leicht/schwer (vgl. Tab. 7); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 18:** nichtdominanter *M. trapezius*: die 10. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Messphasen und den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 8)

## 50. Perzentile der elektrischen Aktivität

### *Dominanter M. trapezius*

Für den dominanten *M. trapezius* unterscheidet sich die 50. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] signifikant zwischen den Anforderungsniveaus physisch leicht vs. schwer ( $p < 0,0001$ ) (s. Abb. 19). Im physisch höheren Anforderungsniveau war auch der Median der eA höher. Signifikant war auch der Einfluss des Messzeitpunkts auf die 50. Perzentile der eA ( $p < 0,0001$ ), jedoch nicht innerhalb der einzelnen experimentellen Bedingungen (vgl. Tab. 9 und Tab. 10). Das kognitive Anforderungsniveau und das Alter hatten keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 9). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\* Messzeitpunkt) konnte ebenfalls nicht bestätigt werden (vgl. Tab. 9).

**Tab. 9:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius:* Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 50. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter

Variable	dominanter M. trap.			nichtdominanter M. trap.		
	Fg	F-Wert	p-Wert	Fg	F-Wert	p-Wert
Kognitiv (leicht vs. schwer)	1	0,3	0,6	1	6,2	<b>0,01</b>
Physisch (leicht vs. schwer)	1	126,8	<b>&lt;0,0001</b>	1	23,7	<b>&lt;0,0001</b>
Messzeitpunkt	5	5,4	<b>&lt;0,0001</b>	5	3,7	<b>0,003</b>
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)	1	0,04	0,8	1	0,02	0,9
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,5	0,8	5	0,6	0,7
Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,9	0,5	5	0,2	1,0
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,4	0,8	5	0,3	0,9
Alter*Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,5	0,8	5	0,3	0,9
Alter*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,1	1,0	5	0,2	0,9

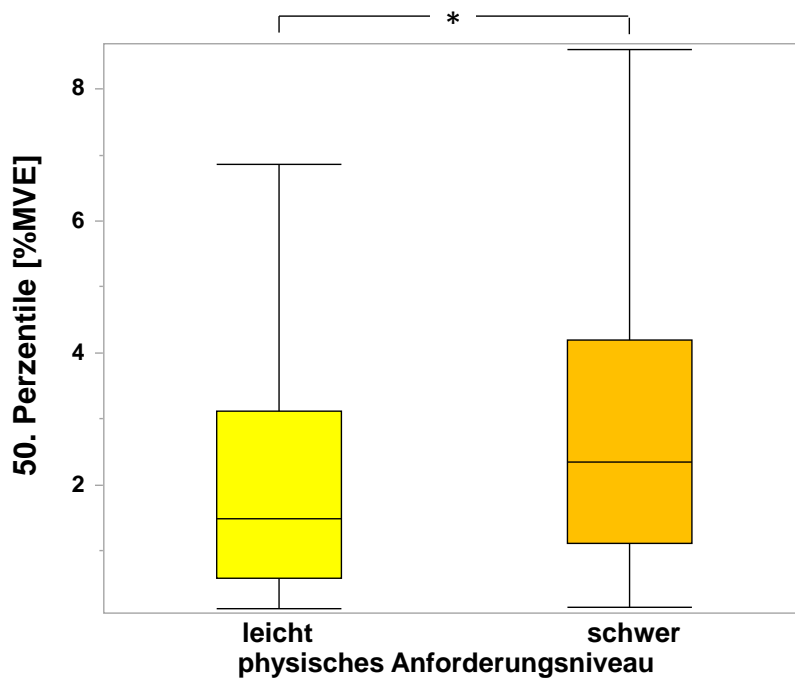
Fg Freiheitsgrade, M. trap. M. trapezius, hervorgehobene Werte sind signifikant

**Tab. 10:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius*: 50. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

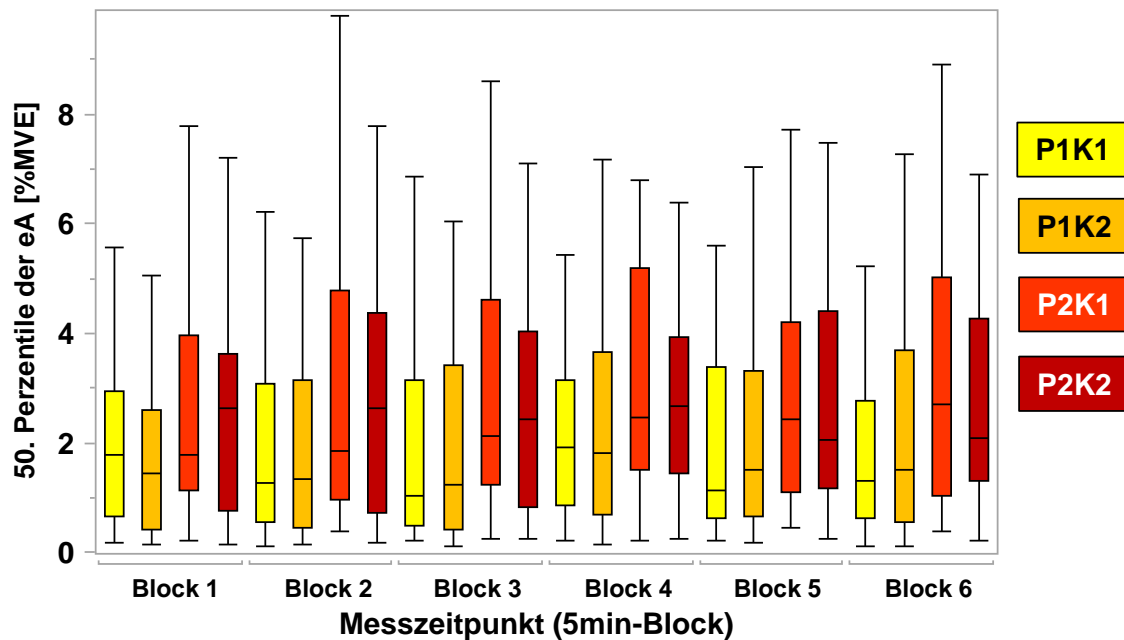
	dominanter M. trap.				nichtdominanter M. trap.			
Experimentelle Bedingung	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2
<b>Messzeitpunkt (5min-Block)</b>	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q
<b>Block 1</b>	1,79/ 0,64/ 2,95	1,42/ 0,42/ 2,60	1,77/ 1,13/ 3,97	2,63/ 0,75/ 3,61	0,63/ 0,28/ 2,21	0,73/ 0,24/ 2,38	0,85/ 0,35/ 2,00	0,92/ 0,51/ 2,80
<b>Block 2</b>	1,26/ 0,54/ 3,06	1,34/ 0,44/ 3,14	1,84/ 0,95/ 4,77	2,64/ 0,73/ 4,37	0,69/ 0,23/ 2,31	0,88/ 0,30/ 2,18	0,78/ 0,32/ 2,23	1,15/ 0,54/ 2,35
<b>Block 3</b>	1,03/ 0,48/ 3,16	1,23/ 0,42/ 3,42	2,13/ 1,22/ 4,61	2,41/ 0,83/ 4,04	0,72/ 0,40/ 2,18	1,10/ 0,33/ 2,04	1,08/ 0,50/ 1,98	1,20/ 0,52/ 2,82
<b>Block 4</b>	1,90/ 0,86/ 3,13	1,82/ 0,70/ 3,66	2,47/ 1,50/ 5,20	2,68/ 1,45/ 3,92	0,99/ 0,36/ 2,31	1,04/ 0,34/ 3,97	1,14/ 0,63/ 2,17	1,48/ 0,81/ 2,76
<b>Block 5</b>	1,13/ 0,63/ 3,37	1,51/ 0,64/ 3,30	2,41/ 1,08/ 4,22	2,04/ 1,17/ 4,41	0,73/ 0,35/ 1,67	1,18/ 0,36/ 2,88	1,10/ 0,44/ 1,95	1,36/ 0,52/ 3,00
<b>Block 6</b>	1,30/ 0,62/ 2,76	1,51/ 0,55/ 3,67	2,70/ 1,04/ 5,02	2,10/ 1,30/ 4,27	1,04/ 0,38/ 2,03	1,18/ 0,29/ 2,44	1,16/ 0,69/ 2,23	1,27/ 0,41/ 2,27
Ø Median	1,4	1,5	2,2	2,4	0,8	1,0	1,0	1,2

Med. Median, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, M.trap M. trapezius, Ø Durchschnitt





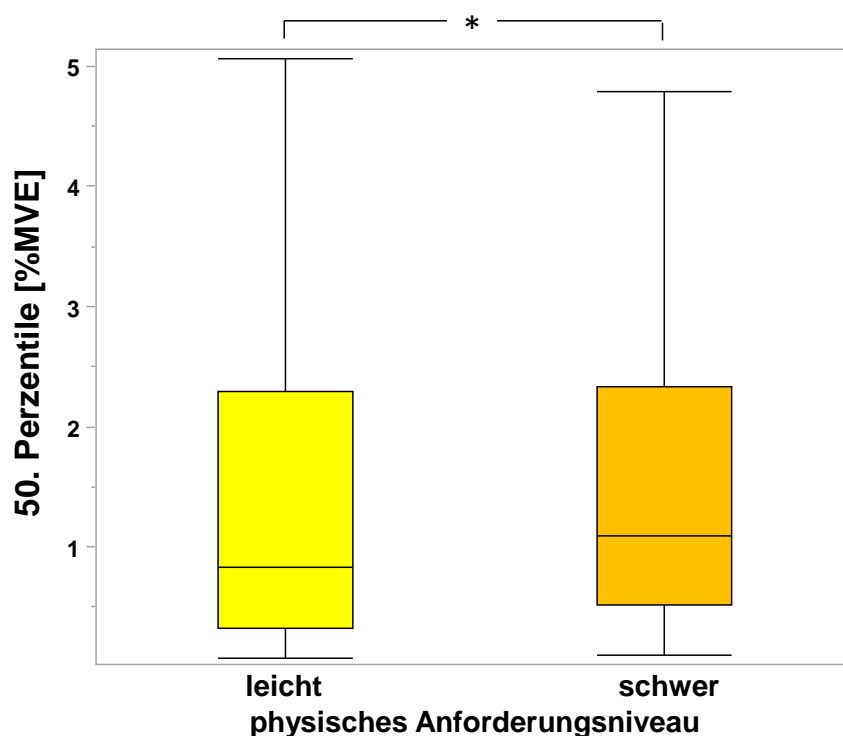
**Abb. 19:** *dominanter M. trapezius*: Unterschied der 50. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer (vgl. Tab. 9); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



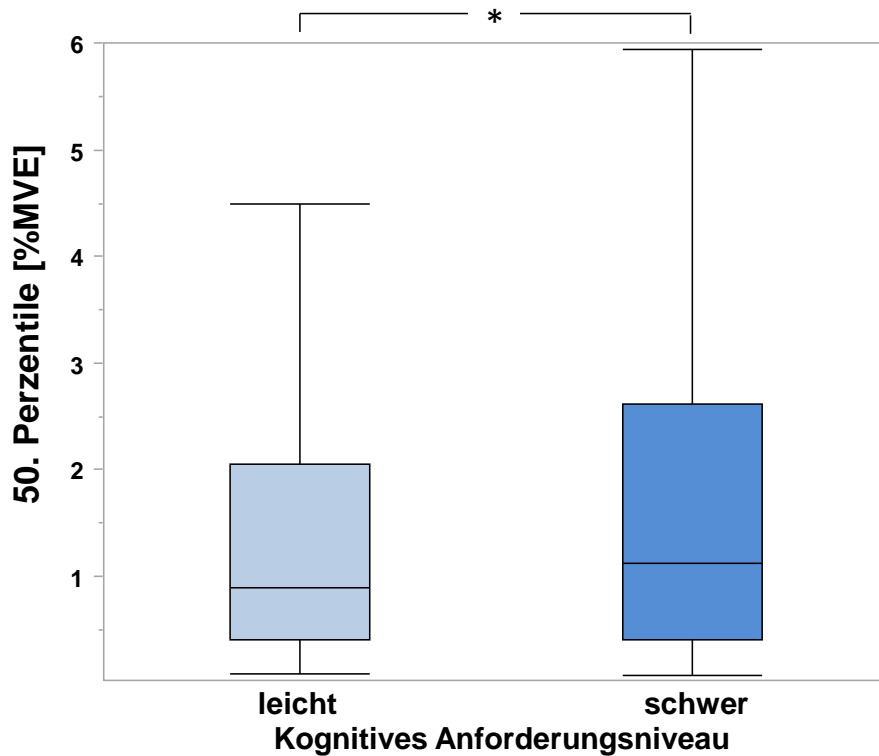
**Abb. 20:** *dominanter M. trapezius*: die 50. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Messphasen und den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 10)

### **Nichtdominanter *M. trapezius***

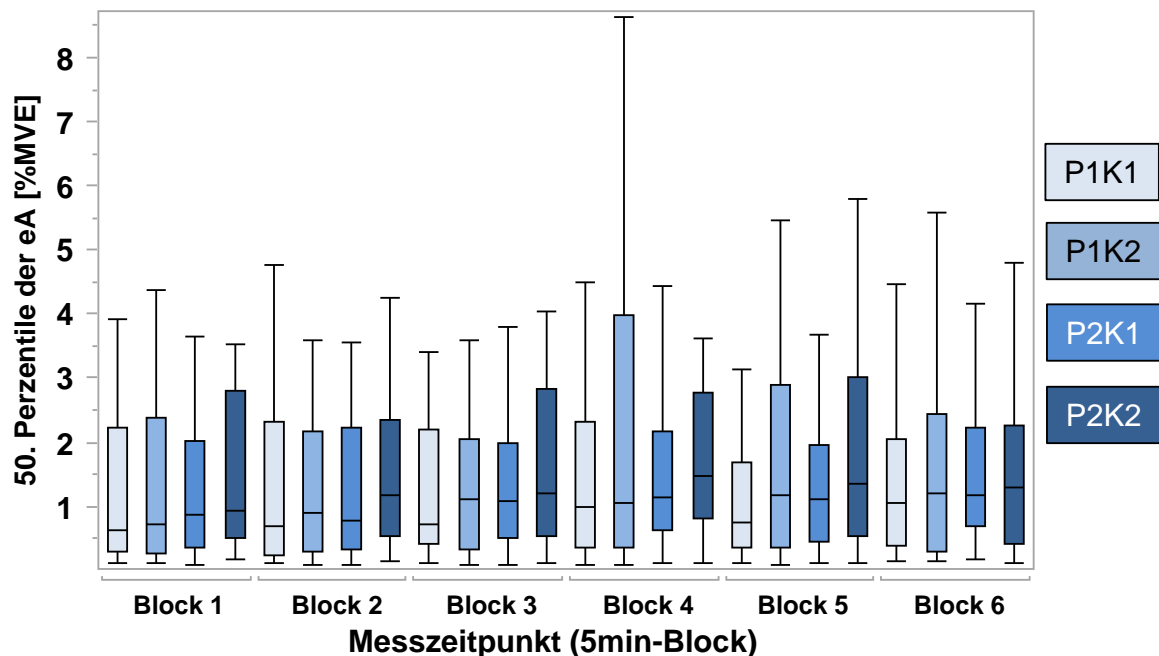
Für den nichtdominanten *M. trapezius* unterscheidet sich das 50. Perzentil der normalisierten eA [%MVE] signifikant zwischen den Anforderungsniveaus physisch leicht vs. schwer ( $p < 0,0001$ ) (s. Abb. 19) sowie kognitiv leicht vs. schwer ( $p = 0,0130$ ) (s. Abb. 20). Auch der Messzeitpunkt hatte einen signifikanten Einfluss auf die 50. Perzentile, wobei sich hierbei der 1. und 2. 5min-Block signifikant vom 4. 5min-Block unterscheidet ( $p = 0,0028$ ), jedoch nicht innerhalb der einzelnen experimentellen Bedingungen. Das Alter hatte keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 9). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\*Messzeitpunkt) wurde widerlegt (vgl. Tab. 9). Es lässt sich feststellen, dass die 50. Perzentile der eA des nichtdominanten *M. trapezius* höher ist, beim schweren physischen als auch dem schweren kognitiven Anforderungsniveau, im Vergleich zum leichten physischen bzw. leichten kognitiven Anforderungsniveau.



**Abb. 21:** nichtdominanter *M. trapezius*: die 50. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer (vgl. Tab. 9); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 22:** nichtdominanter *M. trapezius*: die 50. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus kognitiv leicht/schwer (vgl. Tab. 9); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 23:** nichtdominanter *M. trapezius*: die 50. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab. 10)

## **90. Perzentile der elektrischen Aktivität**

### ***Dominanter M. trapezius***

Für den dominanten M. trapezius war das 90. Perzentil der normalisierten eA [%MVE] im physisch höheren Anforderungsniveaus, gegenüber dem leichtern, signifikant höher ( $p < 0,0001$ ) (s. Abb. 25). Signifikant war der Einfluss des Messzeitpunkts auf die 90. Perzentile der eA; im 4., 5. und 6. Messblock lagen die Werte, gegenüber den ersten beiden Messblöcken, signifikant höher. ( $p < 0,0001$ , vgl. Tab. 12). Das kognitive Anforderungsniveaus und das Alter hatten keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 11). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\* Messzeitpunkt) wurde widerlegt (vgl. Tab. 11).

### ***Nichtdominanter M. trapezius***

Für den nichtdominanten M. trapezius war das 90. Perzentil der normalisierten eA [%MVE] signifikant höher im Anforderungsniveaus physisch schwer vs. leicht ( $p < 0,0001$ ) (s. Abb. 26). Das kognitive Anforderungsniveau hatte keinen Einfluss. Der Messzeitpunkt hatte ebenfalls einen signifikanten Einfluss auf die 90. Perzentile, wobei sich hierbei der 1. und 2. 5min-Block signifikant vom 4. und 6. 5min-Block unterscheidet ( $p = 0,0005$ ), jedoch nicht innerhalb der einzelnen experimentellen Bedingungen. Das Alter hatte keinen signifikanten Einfluss (vgl. Tab. 11).

Die Hypothese einer Dreifachinteraktion (kognitiv\*physisch\*Messzeitpunkt) wurde widerlegt (vgl. Tab. 11). Es lässt sich feststellen, dass die 90. Perzentile der eA des nichtdominanten M. trapezius höher ist, beim schweren physischen Anforderungsniveaus, im Vergleich zum leichten physischen Anforderungsniveaus.

**Tab. 11:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius:* Ergebnisse der statistischen Analyse der Abhängigkeit der 90. Perzentile der eA [%MVE] von den Variablen experimentelles Anforderungsniveau kognitiv leicht vs. schwer, physisch leicht vs. schwer, dem Messzeitpunkt und den Interaktionen zwischen den Anforderungsniveaus, dem Messzeitpunkt und dem Alter

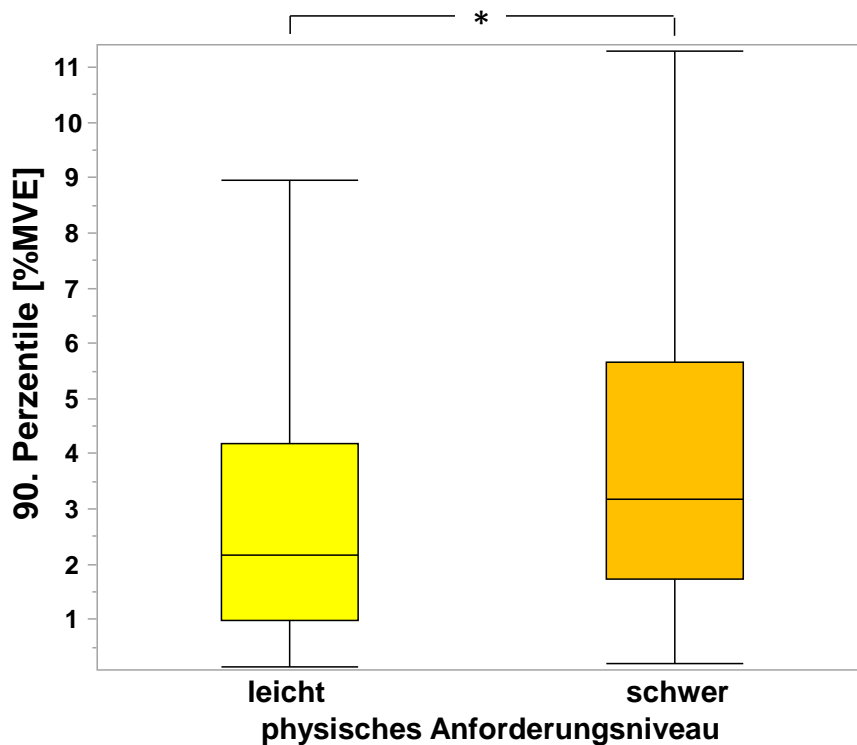
Variable	dominanter M. trap.			nichtdominanter M. trap.		
	Fg	F-Wert	p-Wert	Fg	F-Wert	p-Wert
Kognitiv (leicht vs. schwer)	1	3,7	0,05	1	0,7	0,4
Physisch (leicht vs. schwer)	1	148,3	<b>&lt;0,0001</b>	1	23,6	<b>&lt;0,0001</b>
Messzeitpunkt	5	8,4	<b>&lt;0,0001</b>	5	4,5	<b>0,0005</b>
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)	1	0,2	0,6	1	0,004	1,0
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,7	0,6	5	0,9	0,5
Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	1,0	0,4	5	0,2	1,0
Kognitiv (leicht vs. schwer)*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,5	0,8	5	0,5	0,8
Alter*Kognitiv (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,3	1,0	5	0,5	0,8
Alter*Physisch (leicht vs. schwer)*Messzeitpunkt	5	0,5	0,8	5	0,2	1,0

Fg Freiheitsgrade, M. trap. M. trapezius, hervorgehobene Werte sind signifikant

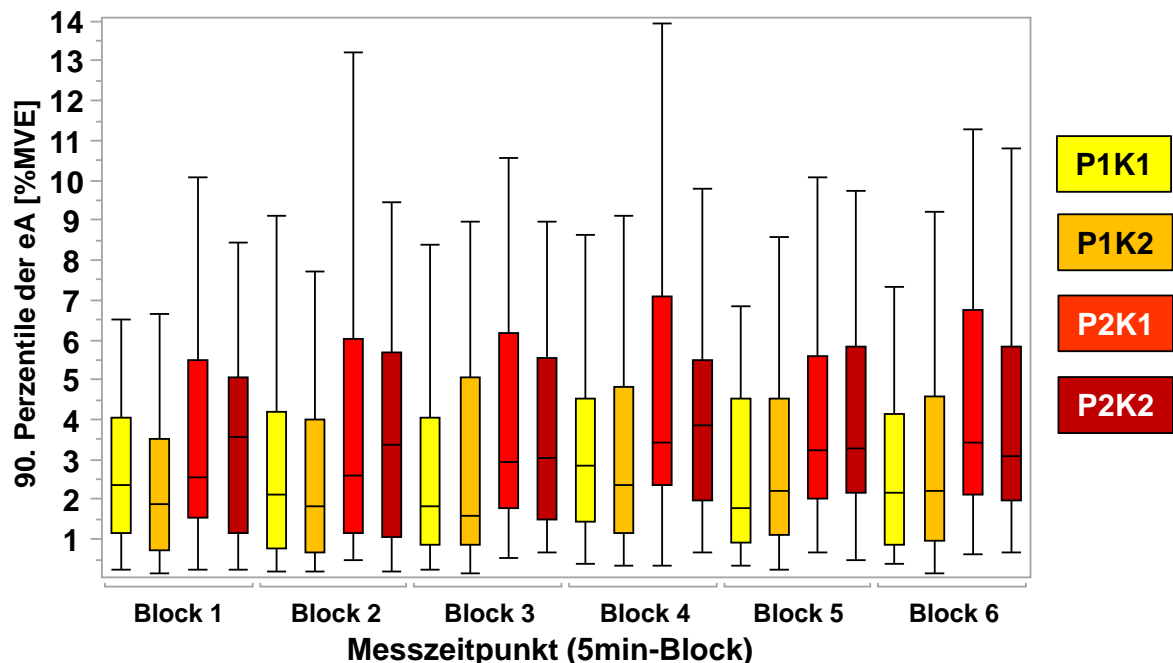
**Tab. 12:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius*: 50. Perzentile der normalisierten eA [%MVE] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

Experimentelle Bedingung	dominanter M. trap.				nichtdominanter M. trap.			
	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2	P1K1	P1K2	P2K1	P2K2
<b>Messzeitpunkt (5min-Block)</b>	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q
<b>Block 1</b>	2,33/ 1,15/ 4,06	1,85/ 0,73/ 3,49	2,55/ 1,51/ 5,49	3,56/ 1,13/ 5,07	1,39/ 0,54/ 3,37	1,19/ 0,44/ 3,05	1,48/ 0,61/ 2,80	1,41/ 0,74/ 4,10
<b>Block 2</b>	2,11/ 0,78/ 4,16	1,80/ 0,65/ 3,98	2,58/ 1,17/ 6,04	3,35/ 1,06/ 5,68	1,02/ 0,48/ 2,89	1,48/ 0,46/ 2,89	1,43/ 0,74/ 2,93	1,68/ 0,80/ 3,23
<b>Block 3</b>	1,81/ 0,88/ 4,02	1,59/ 0,86/ 5,06	2,93/ 1,79/ 6,18	3,04/ 1,47/ 5,52	1,42/ 0,66/ 3,79	1,39/ 0,48/ 2,91	1,52/ 0,91/ 2,89	1,68/ 0,93/ 3,49
<b>Block 4</b>	2,85/ 1,42/ 4,51	2,36/ 1,14/ 4,83	3,43/ 2,34/ 7,11	3,87/ 1,97/ 5,51	1,60/ 0,80/ 3,40	1,52/ 0,49/ 4,80	2,12/ 1,09/ 3,14	2,20/ 1,31/ 3,50
<b>Block 5</b>	1,77/ 0,90/ 4,55	2,20/ 1,12/ 4,52	3,22/ 2,02/ 5,58	3,25/ 2,16/ 5,83	1,18/ 0,56/ 2,34	1,53/ 0,64/ 3,96	1,59/ 0,88/ 2,60	2,06/ 1,32/ 4,29
<b>Block 6</b>	2,16/ 0,87/ 4,15	2,20/ 0,95/ 4,59	3,42/ 2,13/ 6,76	3,07/ 1,99/ 5,84	1,68/ 0,57/ 2,90	1,79/ 0,61/ 3,07	2,12/ 1,05/ 3,66	1,77/ 0,90/ 3,00
Ø Median	2,2	2,0	3,0	3,4	1,4	1,5	1,7	1,8

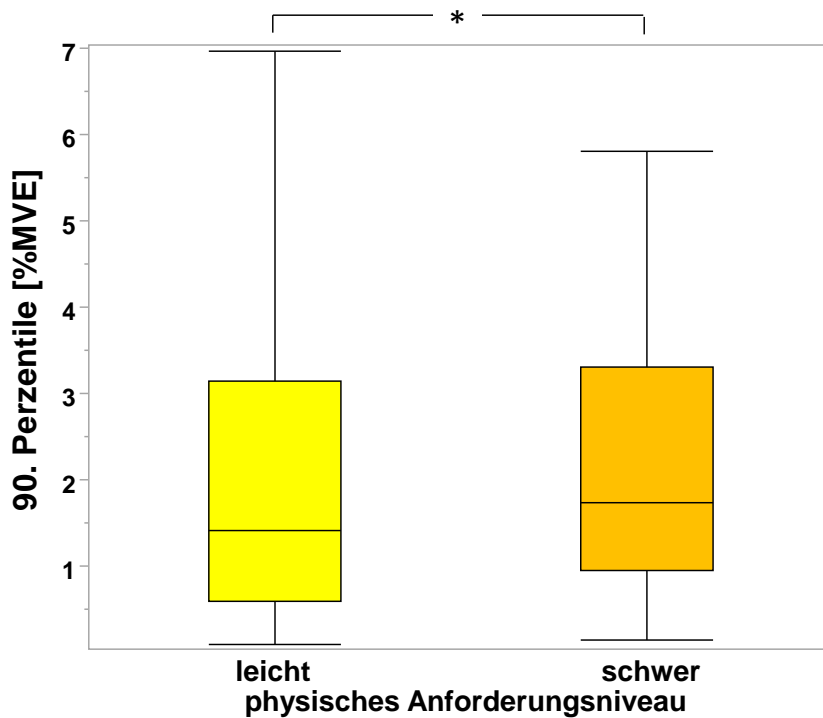
Med. Median, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, M.trap M. trapezius, Ø Durchschnitt



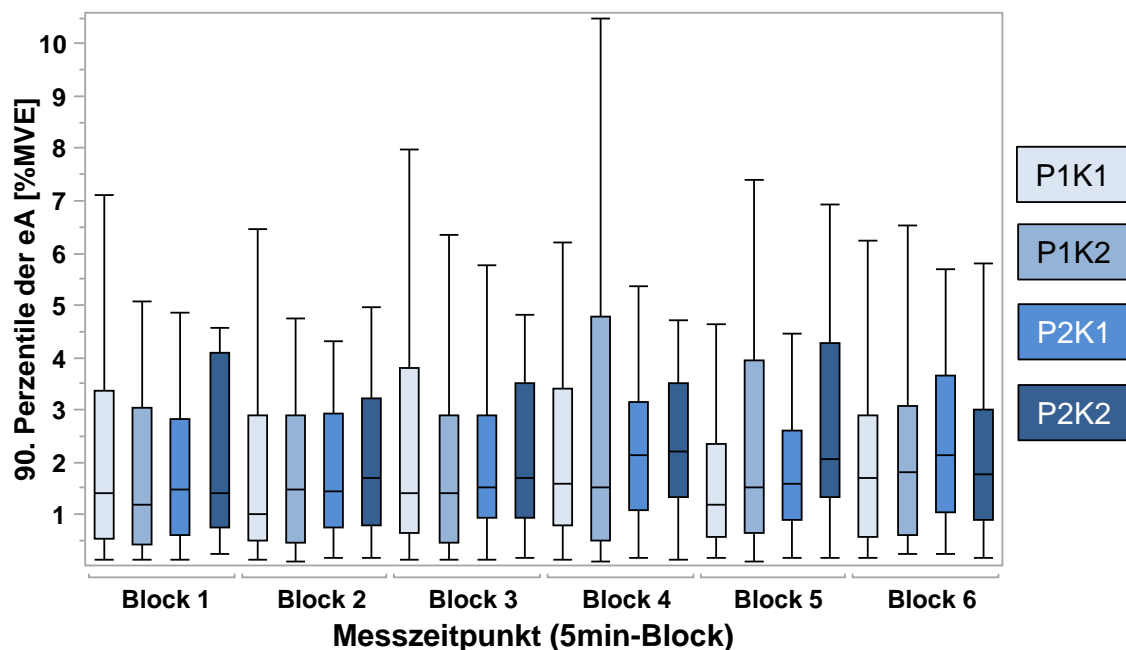
**Abb. 24:** *dominanter M. trapezius*: die 90. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer (vgl. Tab. 11) ); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 25:** *dominanter M. trapezius*: die 90. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab 12)



**Abb. 26:** nichtdominanter *M. trapezius*: nichtdominanter *M. trapezius* die 90. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den Anforderungsniveaus physisch leicht/schwer (vgl. Tab. 11); \*signifikanter Unterschied, getestet durch repeated measure ANOVA



**Abb. 27:** nichtdominanter *M. trapezius*: die 90. Perzentile der eA [%MVE]. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer (vgl. Tab 12)



### **3.4 Analyse der Häufigkeit muskulärer Entlastung**

Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse der Untersuchung der Häufigkeit muskulärer Entlastung dargestellt. Die der vorliegenden Arbeit zugrundeliegende Registrierung muskulärer Entlastung bezieht sich auf die Häufigkeit muskulärer Aktivität mit einer Höhe von  $\leq 0,5\%$  der MVE, wobei die minimale Dauer der eA dabei 0,125s betrug, um die entsprechende Episode als muskuläre Entlastung zu qualifizieren.

#### ***Dominanter M. Trapezius***

Für den dominanten M. trapezius bestand eine signifikant höhere Häufigkeit muskulärer Entlastung (HME), also muskulärer Aktivität  $\leq 0,5\%$  der MVE, im niedrigen physischen Anforderungsniveau, gegenüber dem höheren ( $p = 0,001$ , s. Tab. 13, Tab. 15 und Abb. 30). Ein signifikanter Unterschied zwischen den kognitiven Anforderungsniveaus (leicht vs. schwer) bestand nicht (s. Tab. 13). Der prozentuale Anteil muskulärer Entlastung an den jeweiligen Messphasen unterschied sich bezogen auf das Alter (alt vs. jung), wobei bei den jungen Probanden ein höherer prozentualer Anteil muskulärer Entlastung vorlag (s. Tab. 17, Abb. 29).

#### ***Nichtdominanter M. trapezius***

Für den nichtdominanten M. trapezius war die HME im physisch und kognitiv niedrigen Anforderungsniveau, gegenüber dem entsprechenden höheren Anforderungsniveau, signifikant höher ( $p = 0,03/ p = 0,02$ ; s. Tab. 13 und Tab. 14). Ein signifikanter Unterschied zeigte sich auch zwischen den experimentellen Bedingungen ( $p = 0,01$ ; s. Tab. 13), wobei in den Bedingungen P2K2 und P2K1 gegenüber der Bedingung P1K1 eine signifikant geringere HME bestand. Auch in der Bedingung P2K2 gegenüber P1K1 zeigte sich in P2K2 eine geringere HME (s. Tab. 15 und Abb. 32). Der prozentuale Anteil muskulärer Entlastung an den jeweiligen Messphasen unterschied sich bezogen auf das Alter (alt vs. jung), wobei bei den jungen Probanden ein höherer prozentualer Anteil muskulärer Entlastung vorlag (s. Tab. 17, Abb. 29). Der prozentuale Anteil muskulärer

Entlastung über alle Messphasen und experimentellen Bedingungen, war für den nichtdominanten M. Trapezius, gegenüber dem dominanten M. trapezius, höher (s. Abb. 33).

**Tab. 13:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius:* Analyse der HME nach experimentellen Anforderungsniveaus kognitiv leicht vs. schwer und physisch leicht vs. schwer:

Anforderungsniveau	Häufigkeit muskulärer Entlastung							
	dominanter M. trap.				nichtdominanter M. trap.			
	Median	25.Q	75.Q	Sig. d. U. (p-Wert)	Median	25.Q	75.Q	Sig. d. U. (p-Wert)
kognitiv leicht	40	0	389,25	0,3	202	0	1431,75	<b>0,02</b>
kognitiv schwer	27	0	329,25		55,5	0	1237,75	
physisch leicht	41,5	0	723,25	<b>0,001</b>	233,5	0	1665	<b>0,03</b>
physisch schwer	24,5	0	191,75		81,5	0	989,5	

M. Trap. M. trapezius, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, Sig. d. U. Signifikanz der Unterschiede, hervorgehobene Werte sind signifikant

**Tab. 14:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius:* HME nach experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

exper. Bed.	Häufigkeit muskulärer Entlastung					
	dominanter M. trap.			nichtdominanter M. trap.		
	Median	25.Q	75.Q	Median	25.Q	75.Q
P1K1	61	0	667,25	410	1	1660,75
P1K2	30,5	0	810,5	57	0	1682,75
P2K1	23,5	0	192,5	102	0	1158,5
P2K2	24,5	0	193	55,5	0	941,25

exper. Bed. experimentelle Bedingung, M. Trap. M. trapezius, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil

**Tab. 15:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius*: Nichtparametrische Vergleiche der HME nach experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer, für jedes Paar mittels Wilcoxon-Test

experimentelle Bedingungen	Häufigkeit muskulärer Entlastung					
	dominanter M. trap.			nichtdominanter M. trap.		
	Mittlere Differenz der HME	Std.- Fehlerdiff.	Signifikanz p der Unterschiede	Mittlere Differenz der HME	Std.- Fehlerdiff.	Sig. d. U. p-Wert
P1K2 vs. P1K1	-8,18	12,62	0,5	3,50	12,58	0,8
P2K2 vs. P2K1	-9,63	12,61	0,4	-10,07	12,50	0,4
P2K1 vs. P1K2	-17,80	12,62	0,2	-14,73	12,62	0,2
P2K2 vs. P1K2	-25,87	12,53	<b>0,04</b>	-25,86	12,62	<b>0,04</b>
P2K1 vs. P1K1	-32,83	12,68	<b>0,01</b>	-28,60	12,70	<b>0,02</b>
P2K2 vs. P1K1	-39,15	12,61	<b>0,002</b>	-41,89	12,65	<b>0,0009</b>

M. Trap. M. trapezius, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, Sig. d. U. Signifikanz der Unterschiede, hervorgehobene Werte sind signifikant

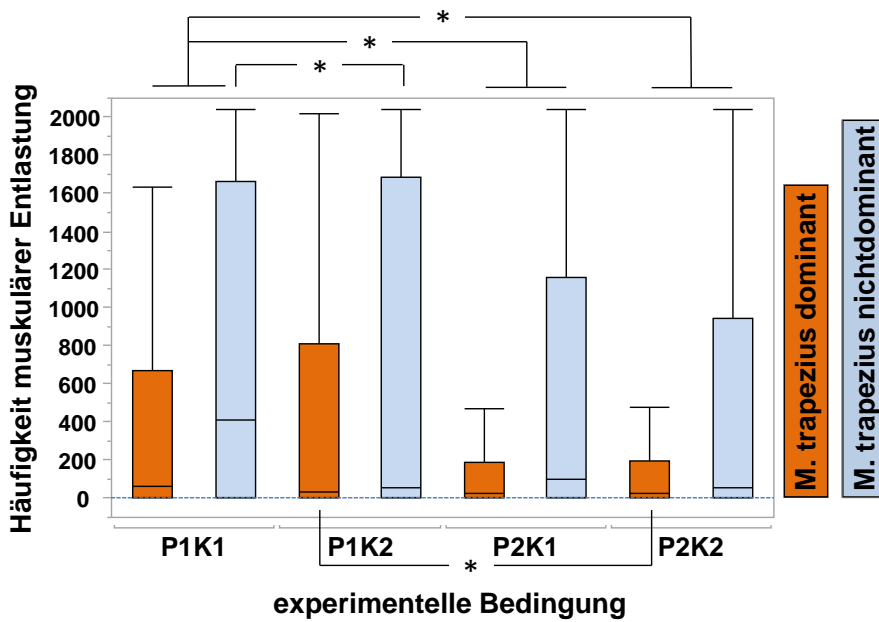
**Tab. 16:** *dominanter und nichtdominanter M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase [%] nach Messzeitpunkt und experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer

	prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase [%]											
	dominanter M. trap.						nichtdominanter M. trap.					
	Experimentelle Bedingung											
	P1K1		P1K2		P2K1		P2K2		P1K1		P2K2	
Messzeitpunkt	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q	Med./ 25.Q/ 75.Q
Block 1	0,49 0,00 30,76	2,21 0,00 58,46	0,93 0,00 9,17	1,18 0,00 9,61	30,69 0,00 81,10	19,12 0,00 95,00	9,46 0,00 81,18	2,70 0,00 48,21				
Block 2	7,40 0,00 42,18	0,88 0,00 65,37	1,37 0,00 8,68	1,76 0,00 17,92	8,58 0,02 90,42	2,16 0,00 87,33	10,74 0,00 73,48	4,80 0,00 46,23				
Block 3	2,01 0,25 51,67	1,37 0,00 62,43	0,88 0,00 10,42	2,60 0,00 12,97	16,72 0,00 61,23	0,49 0,00 73,01	4,46 0,00 58,43	2,70 0,00 39,78				
Block 4	2,89 0,10 15,44	0,78 0,00 22,21	2,35 0,00 9,85	0,20 0,00 5,17	3,33 0,00 74,14	0,15 0,00 81,47	4,22 0,00 34,95	3,24 0,00 37,35				
Block 5	2,94 0,00 35,32	1,23 0,00 36,40	1,08 0,17 13,80	0,59 0,00 8,92	30,34 1,84 82,62	4,31 0,00 77,01	5,00 0,00 60,88	0,44 0,00 46,20				
Block 6	6,27 0,05 35,96	5,98 0,00 36,42	2,06 0,07 13,95	1,03 0,00 10,47	14,26 0,05 78,28	1,23 0,00 84,22	2,01 0,02 42,38	2,40 0,00 64,02				
Ø Median/ Ø 25.Q Ø 75.Q	3,67 0,07 35,22	2,08 0,00 46,88	1,45 0,04 10,98	1,23 0,00 10,84	17,32 0,32 77,97	4,58 0,00 83,01	5,98 0,00 58,55	2,71 0,00 46,97				

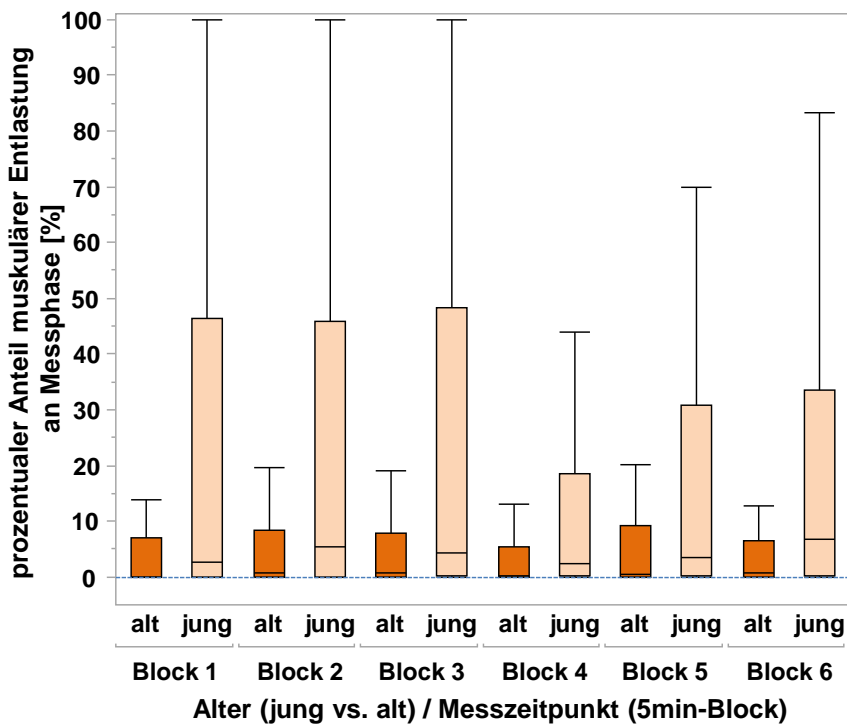
M. Trap. M. trapezius, Med. Median, 25.Q 25. Quartil, 75.Q 75. Quartil, Ø Durchschnitt über alle Messzeitpunkte

**Tab. 17:** dominanter und nichtdominanter M. trapezius: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung [%] an Messphase, nach Alter alt vs. jung und Messzeitpunkt

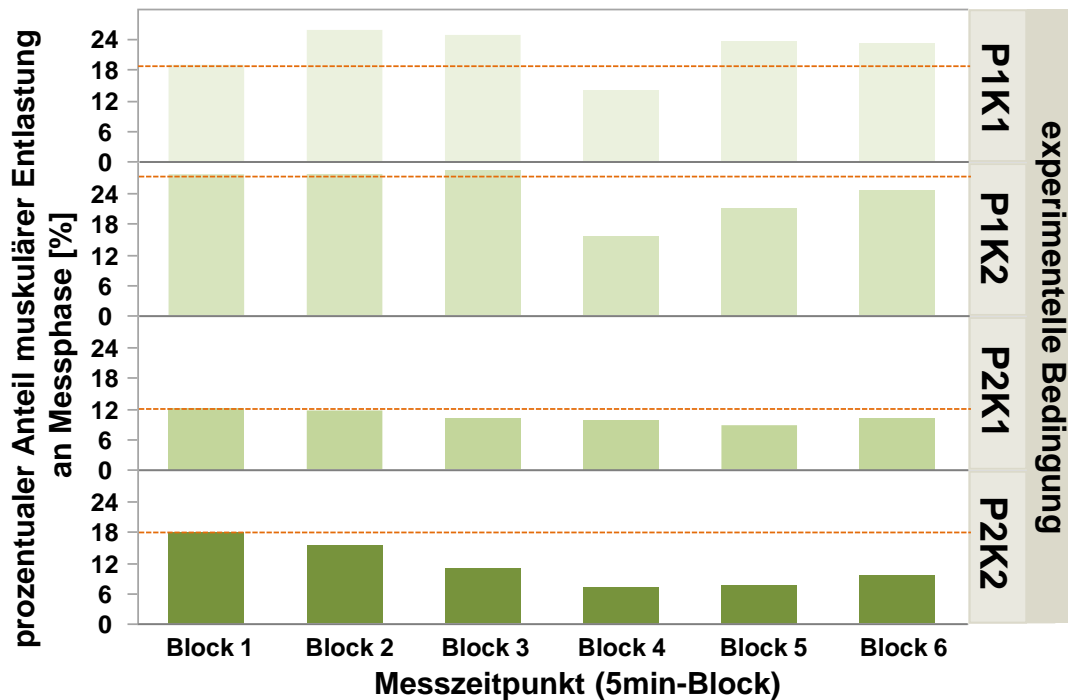
prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase [%]												
	dominanter M. trap.						nichtdominanter M. trap.					
Messzeitpunkt (5min-Block)												
	Block 1	Block 2	Block 3	Block 4	Block 5	Block 6	Block 1	Block 2	Block 3	Block 4	Block 5	Block 6
Alter	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil	Median/ 25.Quantil/ 75.Quantil
alt	0,02/ 0,00/ 7,03	0,6618/ 0,0000/ 8,3824	0,68/ 0,00/ 7,91	0,22/ 0,00/ 5,28	0,39/ 0,00/ 9,26	0,63/ 0,00/ 6,56	3,92/ 0,00/ 51,91	4,92/ 0,00/ 47,13	3,35/ 0,00/ 23,66	1,81/ 0,00/ 21,11	3,25/ 0,00/ 37,72	5,17/ 0,00/ 42,13
jung	2,72/ 0,00/ 46,34	5,3431/ 0,0000/ 45,7475	4,19/ 0,06/ 48,29	2,47/ 0,09/ 18,55	3,50/ 0,24/ 30,80	6,81/ 0,14/ 33,44	31,76/ 0,00/ 96,22	19,46/ 0,00/ 96,77	7,40/ 0,00/ 91,31	5,93/ 0,00/ 85,79	15,80/ 0,00/ 84,65	3,79/ 0,00/ 86,77



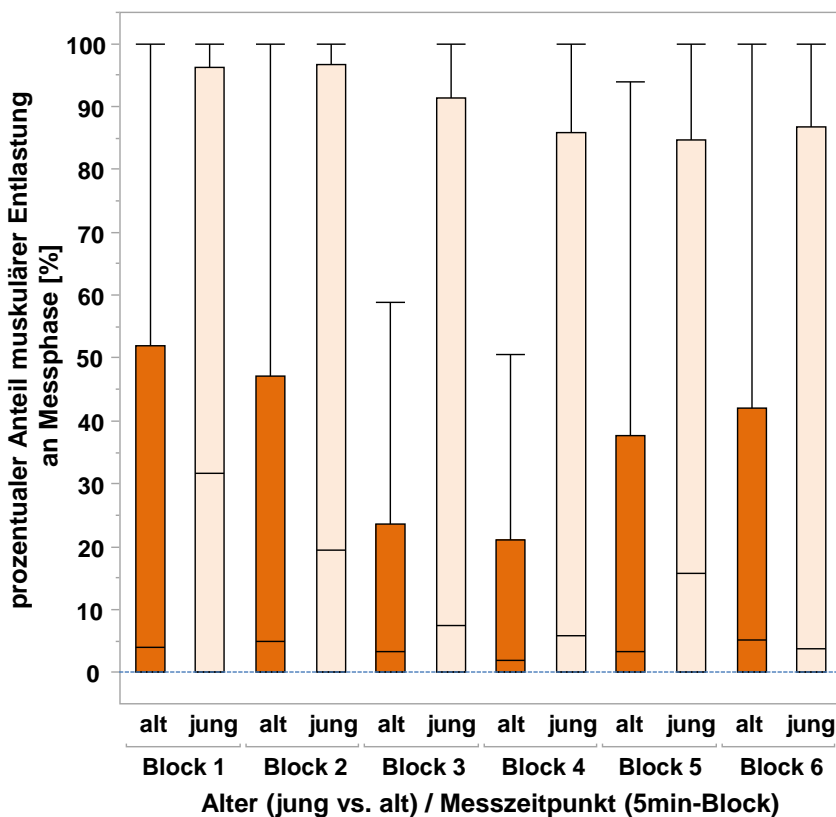
**Abb. 28:** *dominanter M. trapezius*: Häufigkeit muskulärer Entlastung nach experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil; \*signifikanter Unterschied zwischen den über die Linien verbundenen Bedingungen, getestet mittels Wilcoxon-Test



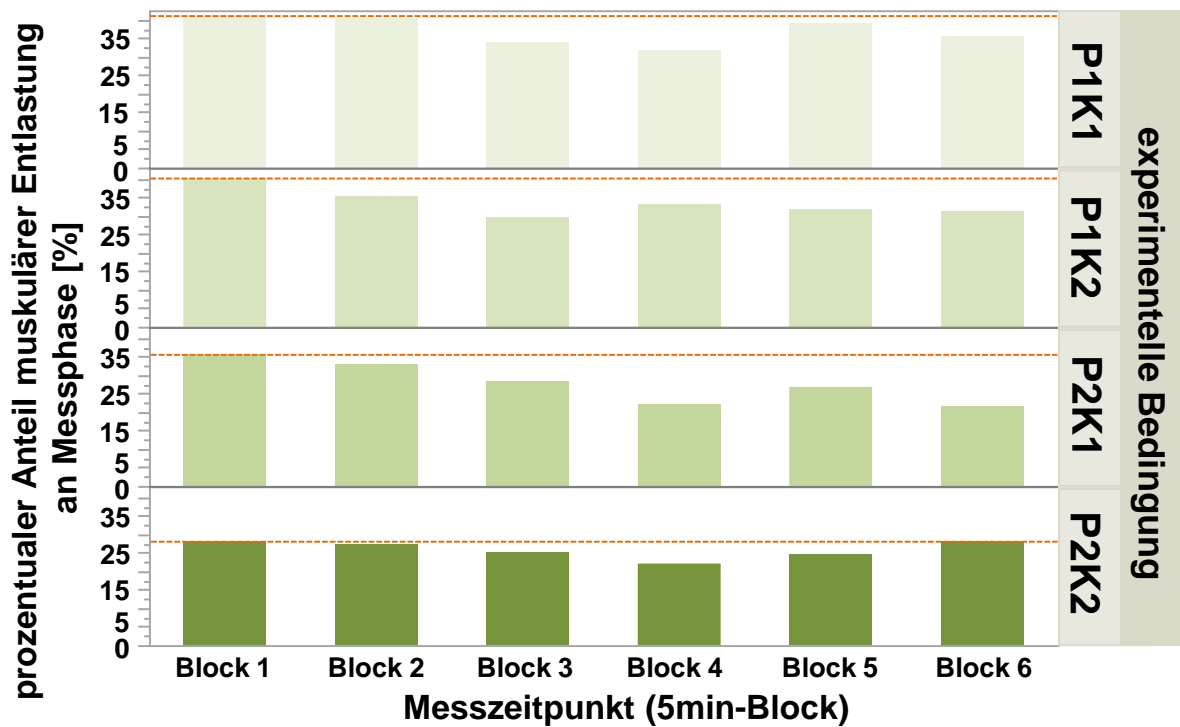
**Abb. 29:** *dominanter M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase, nach Alter und Messzeitpunkt (5min-Block). Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil, aufgeteilt nach dem Alter und dem Messzeitpunkt



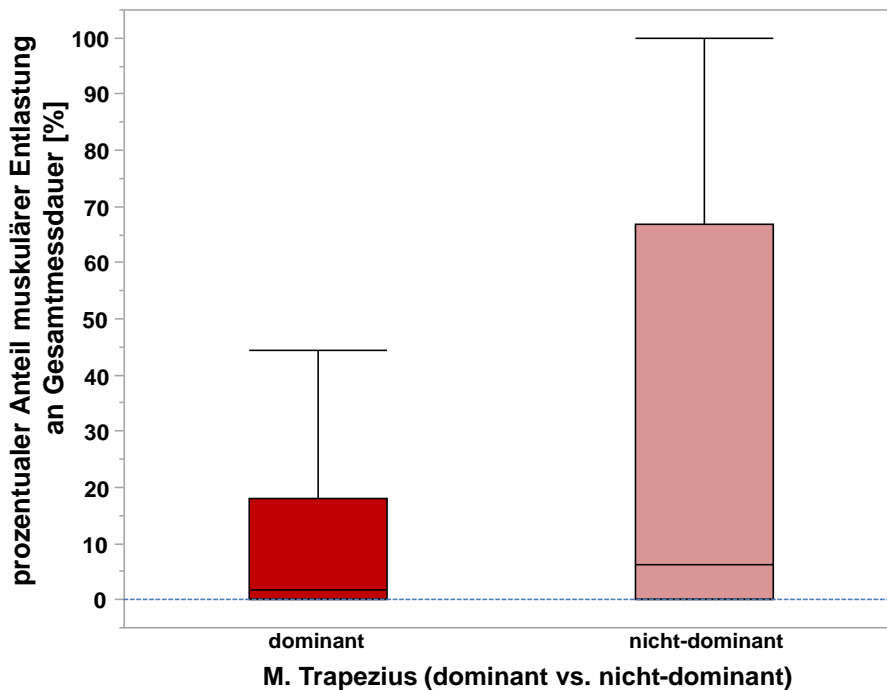
**Abb. 30:** *dominanter M. trapezius*: Mittelwerte des prozentualen Anteils muskulärer Entlastung, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer. Die gestrichelte Linie stellt das Startniveau dar



**Abb. 31:** *nichtdominanter M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Messphase. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil, aufgeteilt nach dem Alter und dem Messzeitpunkt

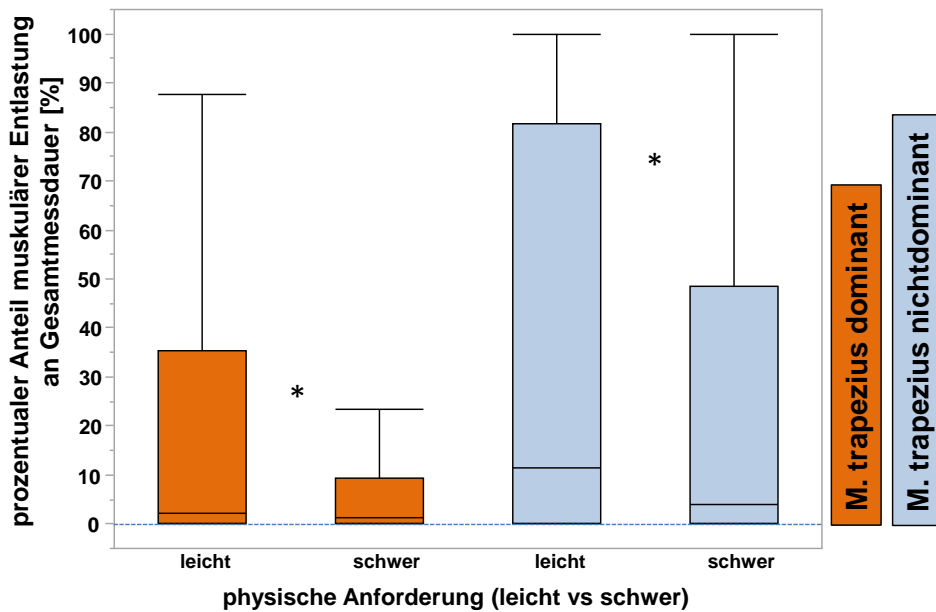


**Abb. 32:** nichtdominanter *M. trapezius*: Mittelwerte des prozentualen Anteils muskulärer Entlastung, aufgeteilt nach den jeweiligen experimentellen Bedingungen  
 P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, P1K2 physisch leicht, kognitiv schwer, P2K1 physisch schwer, kognitiv schwer, P2K2 physisch schwer, kognitiv schwer. Die gestrichelte Linie stellt das Startniveau dar

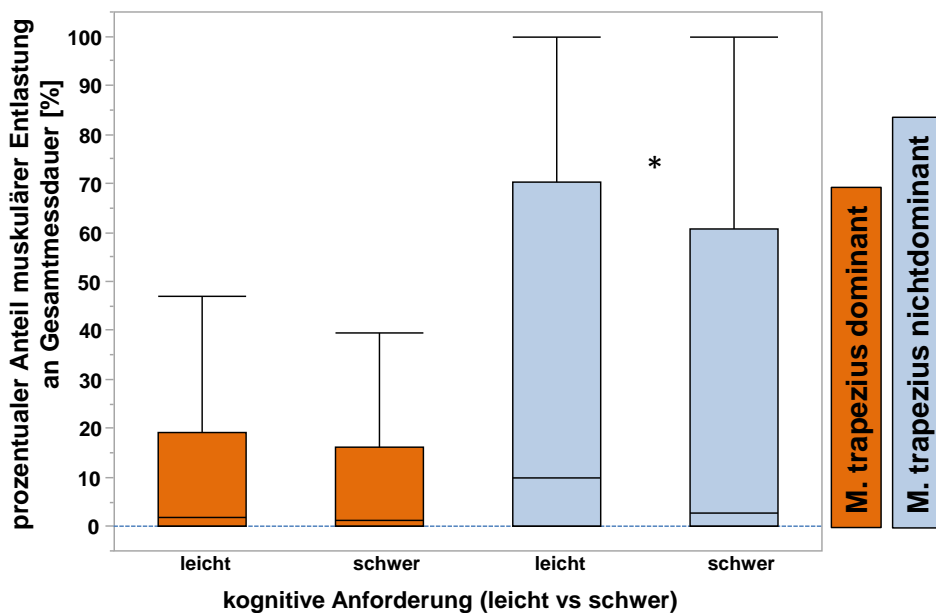


**Abb. 33:** Vergleich dominanter vs. nichtdominanter *M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung über alle experimentellen Bedingungen. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75. Quartil





**Abb. 34:** Vergleich dominanter vs. nichtdominanter *M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Gesamtmessdauer, aufgeteilt nach physischem Anforderungsniveau leicht vs. schwer. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil; \*signifikanter Unterschied, getestet mittels Wilcoxon-Test



**Abb. 35:** Vergleich dominanter vs. nichtdominanter *M. trapezius*: prozentualer Anteil muskulärer Entlastung an Gesamtmessdauer, aufgeteilt nach kognitivem Anforderungsniveau leicht vs. schwer. Dargestellt als Median mit dem 25. und 75.Quartil; \*signifikanter Unterschied, getestet mittels Wilcoxon-Test

## 4 Diskussion

### 4.1 Ausprägung von Surrogatparametern für muskuloskelettale Beschwerden

Die Fragestellungen, die in dieser Studie beantwortet werden sollen sind: Gibt es einen Einfluss der psychischen und physischen Belastung auf die Ausprägung von Risikosurrogatparameter für MSB? Haben Interaktionen der Variablen physisches Anforderungsniveau, kognitives Anforderungsniveau, Messzeitpunkt, einen Einfluss auf die Ausprägung von Risikosurrogatparametern für MSB? Bestehen im Hinblick auf das Auftreten von Risikosurrogatparametern für MSB Unterschiede zwischen verschiedenen Altersgruppen? Im Folgenden werden die gewonnenen Ergebnisse für die Risikosurrogatparameter muskuläre Ermüdung, muskuläre Aktivierung und die Häufigkeit muskulärer Entlastung, diskutiert.

#### 4.1.1 Muskuläre Ermüdung

Insgesamt fanden sich, für beide Trapezmuskeln nur Tendenzen muskulärer Ermüdung, die jedoch in den Einzelbedingungen nicht sichtbar wurden.

Für den dominanten M. trapezius zeigte sich, für das physisch hohe Anforderungsniveau, ein Absinken der Mf über die Zeit. Ein weiteres Indiz muskulärer Ermüdung, der gleichzeitige Anstieg der eA, fand sich jedoch nicht. Einschränkend kommt weiterhin hinzu, dass das Absinken der Mf in den Einzelbedingungen nicht sichtbar wurde.

Für den nichtdominanten M. trapezius fand sich hingegen ein Anstieg der eA über die Untersuchungszeit, jedoch ohne gleichzeitigen Abfall der Medianfrequenz. Auch zeigte sich der Anstieg der eA nicht in den einzelnen experimentellen Bedingungen.

Da davon auszugehen ist, dass die Kraftanforderung für den nichtdominanten M. trapezius, über den Messverlauf gleich blieb, könnte eine Erhöhung der eA auch ohne einen gleichzeitigen Abfall der Medianfrequenz, als muskuläre Ermüdung gedeutet werden (Steinhilber et al. 2013). Für den nichtdominanten M. trapezius war die eA in den experimentellen Bedingungen mit physisch hohem Anforderungsniveaus höher als in den Bedingungen mit niedrigerem Anforderungsniveau. Zwischen den

unterschiedlichen kognitiven Belastungsniveaus und den Altersgruppen, zeigten sich für beide Trapezmuskeln keine Unterschiede.

In einer Studie von Kimura et al., in welcher ein Versuchsaufbau verwendet wurde, in dem die Probanden, sitzend, über 100 min auf einer Schreibmaschine tippten, fanden sich für den rechten M. trapezius ein signifikanter Anstieg der eA und ein signifikanter Abfall der Mf über die Messzeit (Kimura et al. 2007). Wobei allerdings zu beachten ist, dass bei diesem Experiment, am Handgelenk der Probanden ein Gewicht von 1kg angebracht war und die eA und Mf nicht kontinuierlich während der Aufgabendurchführung gemessen wurden, sondern alle 25 Minuten eine Messung bei Schultererelevation, bei 30% der MVC erfolgte.

In einer Arbeit von Bosch et al. in der Arbeiter in einer Fabrik an einem Sitzarbeitsplatz Katheter zusammensetzten und die Muskelaktivität der Trapezmuskeln bei 5% MVC angenommen wurde und die Messungen über einen gesamten Arbeitstag erfolgten, zeigten sich in den ersten 4,5 Stunden des Arbeitstages ein signifikanter Anstieg der eA, allerdings ohne Abfall der Medianfrequenz (Bosch et al. 2007). In einem zweiten Teil der Studie, in dem die Probanden aus Arbeitern an einem Fließband bestanden, die unter vorgegebenem Rhythmus kleinere Fertigungsteile aufeinander steckten, wurde die durchschnittliche Muskelaktivität der Trapezmuskeln auf 15% MVC geschätzt. In diesem Beobachtungskontext fand sich in den ersten 4,5 Stunden ein signifikanter Anstieg der eA bei gleichzeitig signifikantem Abfall der Mf. Es zeigt sich hier der Zusammenhang zwischen der Höhe des Anforderungsniveaus und der beobachteten Muskelermüdungseffekte. In unserem experimentellen Versuchsaufbau war die Zuhilfenahme der Trapezmuskeln, für die Durchführung der experimentellen Aufgabe, nicht erforderlich. Der Median der eA lag dabei, deutlich niedriger als bei Bosch et al., zwischen 1,0- 2,7% MVE für den dominanten und 0,6 – 1,4% MVE für den nichtdominanten M. trapezius, wobei der jeweils geringere Werte bei physisch niedrigem Anforderungsniveau und der jeweils höhere Wert bei physisch höherem Anforderungsniveau auftrat (s. Tab. 10). In einer Studie von Bansevicius et al., mit Probanden die über eine Stunde eine Auswahl Aufgabe am Computer, mit niedrigem kognitiven Anforderungsniveau ausführten, fanden sich Anzeichen von Ermüdung in Form eines Anstiegs der eA ( $p = 0,07$ ), wobei der Median der eA mit 1,5 – 3,9  $\mu\text{V}$  deutlich geringer war als in der vorliegenden Arbeit, mit einer eA im Median, unter der experimentellen Bedingung P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht, von 22,1  $\mu\text{V}$  bzw. 6,3  $\mu\text{V}$  (dominant und

nichtdominant) (vgl. Tab. 5, Tab. 6). Außerdem zeigte sich in jener Studie, zwischen der Erhöhung der eA im Verlauf des Messzeitraums und der Intensität des subjektiv angegebenen Schmerzempfindens, für den rechten M. trapezius, zudem ein signifikanter Zusammenhang. Es lässt sich also annehmen, dass muskuläre Ermüdung der Trapezmuskeln auch bei niedrigerer eA als in der vorliegenden Arbeit, auftreten kann. Dass dieser Effekt in den Einzelbedingungen nicht sichtbar wurde, trotz höherer Muskelaktivität, könnte evtl. durch die im Vergleich niedrigere Dauer der Exposition bedingt sein. Es fällt auf, dass die Messwerte der eA, die in der vorliegenden Studie erhoben wurden, mit zunehmender physischer Anforderung eine größere Streuung zeigten (25. – 75. Quartile), wobei dieser Effekt für den dominanten Trapezmuskel stärker auftrat, als für den nichtdominanten. Es könnte angenommen werden, dass hier eine interindividuell unterschiedliche Einbeziehung des M. trapezius in die Durchführung der physischen Aufgabe der Handgelenksdorsalextension, erfolgte, also unterschiedliche Bewältigungsstrategien vorlagen. Vorstellbar ist auch eine interindividuell unterschiedliche Stressreaktion auf die verschiedenen physischen Anforderungsniveaus, welche wiederum zu einer stärkeren Aktivierung des Trapezmuskels führt. Ein Indiz für diese Annahme ist die auch im auf der gegenüberliegenden Körperseite befindlichen, nichtdominanten M. trapezius, höhere eA in den experimentellen Bedingungen mit hohem physischen Anforderungsniveau (s. Tab. 2, Tab. 6). Als prozentualer Anteil der MVE betrachtet, ist die Streuung der Werte der eA insgesamt mit denen der oben erwähnten Studie von Bansevicius et al. vergleichbar.

#### **4.1.2 Muskuläre Aktivierung**

Das 10. Perzentil der eA gibt den statistischen Anteil der Muskelaktivität wieder (Jonsson, 1988; Zhang et al. 2011). Für den dominanten M. trapezius lag der Median des 10. Perzentils der eA, je nach experimenteller Bedingung, zwischen 0,55 und 1,53 % der MVE und für den Nichtdominanten zwischen 0,31 und 1,06 % der MVE. Bei der physisch schweren Anforderung waren die Werte, gegenüber der leichten Anforderung, für den dominanten und nichtdominanten M. trapezius signifikant höher.

Zusätzlich zeigten sich für den nichtdominanten M. trapezius signifikant höhere Werte der 10. Perzentile, für das schwere kognitive Anforderungsniveau, gegenüber dem leichten kognitiven Anforderungsniveau.

Insgesamt auffällig ist auch hier die große Streuung der Werte der 10. Perzentile der eA zwischen dem 25. Quartil und 75. Quartil; sie reichten von 0,23 bis 2,12% MVE für den dominanten und 0,17 bis 1,45% MVE für den nichtdominanten M. trapezius, in der experimentellen Bedingung P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht. Für die physisch schwere, kognitiv schwere Aufgabe P2K2 lagen diese Werte bei 0,44 – 3,15 bzw. bei 0,21 – 2,39% MVE. Dies bedeutet, dass für einen Teil der Probanden die von Jonsson et al., zur Vermeidung von MSB, empfohlene Schwelle von 2 % der MVE, überschritten wurde und dies sowohl für den dominanten, als auch nichtdominanten Trapezmuskel (Jonsson, 1982) (vgl. Tab. 7, Tab. 8). Knapp signifikant war der Einfluss des Messzeitpunkts auf die 10. Perzentile der eA des dominanten Trapezmuskels, wobei ein signifikanter Unterschied nur zwischen dem dritten und vierten Messblock bestand ( $p = 0,0466$ , vgl. Tab. 8). Das kognitive Anforderungsniveau und das Alter hatten keinen signifikanten Einfluss auf die 10. Perzentile der eA (vgl. Tab. 7). Die Hypothese einer Dreifachinteraktion kognitiv\*physisch\*Messzeitpunkt) bestätigte sich nicht (vgl. Tab. 7).

Es lässt sich feststellen, dass der statische Anteil der Muskelaktivität des dominanten M. trapezius höher ist, bei der schweren physischen Aufgabe, im Vergleich zur leichten physischen Aufgabe. Dass eine höhere Aktivierung der Vorderarmmuskulatur mit einer stärkeren Aktivierung des Trapezmuskels korreliert ist, wurde auch in einer Studie von Tomatis et al. beobachtet (Tomatis et al. 2012). Das Phänomen einer kontralateralen Koaktivierung des Trapezmuskels wurde, in einem vergleichbaren Versuchsaufbau, von Schnoz et al. beschrieben (Schnoz et al. 2000). In einer Studie von Veiersted et al. wurde die Trapezmuskelaktivierung von Verpackungsarbeiterinnen, für 3 verschiedene Arbeitsplätze, mit unterschiedlichen physischen Anforderungsniveaus, untersucht. Dabei, lag der Median des statischen Aktivierungsniveaus in beiden Aufgaben mit höherem physischen Anforderungsniveau deutlich höher gegenüber dem Arbeitsplatz mit niedrigem Anforderungsniveau und entspricht damit qualitativ den auch in der vorliegenden Arbeit beobachteten Unterschieden muskulärer Aktivierung bei unterschiedlich hohen physischen Anforderungsniveaus (Veiersted et al. 1990). Vergleichbar waren auch die Medianwerte der statischen Muskelaktivierung, welche bei Veiersted et al. für die ersten beiden Arbeitsaufgaben bei 1,4% MVE / 1,3% MVE (rechte Seite / linke Seite) bzw. 2,8% MVE / 2,0% MVE (rechte Seite / linke Seite) und in der Arbeitsaufgabe mit niedrigerem physischen Anforderungsniveau, bei 0,3%

MVE / 0,5% MVE lagen. In der vorliegenden Studie ergaben sich für die experimentelle Bedingung P2K1 physisch schwer, kognitiv leicht, statische Aktivierungsniveaus (Median) von 1,19% MVE / 0,75% MVE (dominant / nichtdominant) und für die physisch weniger anspruchsvollere Bedingung P1K1 physisch leicht, kognitiv leicht 0,43% MVE / 0,63% MVE (dominant / nichtdominant) (vgl. Tab. 8). Da die von Veiersted et al. identifizierten Niveaus statischer Muskelaktivierung zwar in der Gruppe mit NSB signifikant höher war als in der Gruppe ohne NSB, sich die Werte in ihrer Spannweite jedoch überlappen (Probanden mit NSB: 1,9% MVE, Spannweite 0,9 – 2,5; Probanden ohne NSB: 1,3% MVE, Spannweite 0,4 – 1,8), kann anhand der Vergleichswerte nicht darauf geschlossen werden, ob und welche Probanden im Versuchsaufbau ein relevant erhöhtes Risiko für die Entwicklung von MSB aufwiesen. Die Autoren stellten zudem auch selbst fest, dass kein Kausalzusammenhang ableitbar war. Jedoch bestanden in einer prospektiven Folgestudie zwischen den Probanden, welche i.d.F. NSB entwickelten und den beschwerdefreien Probanden, in den ersten 10 Wochen nach Neueinstellung in einer Fabrik und Beginn der Arbeitstätigkeit, signifikante Unterschiede, mit einem höheren statischen Aktivierungsniveau bei den Probanden die im Verlauf NSB entwickelten. Durch den prospektiven Charakter der Studie, sahen die Autoren hier einen Hinweis auf einen Kausalzusammenhang (Veiersted et al. 1993). Einschränkend ist dabei festzustellen, dass diese Unterschiede in den folgenden 50 Beobachtungswochen nicht mehr auftraten.

Für die 50. Perzentile der eA zeigten sich ähnliche Effekte, wie für die 10. Perzentile, für beide Trapezmuskeln. Es bestanden für beide Muskeln signifikant höhere Werte für das physisch hohe, gegenüber dem physisch niedrigen Anforderungsniveau. Für den nichtdominanten M. trapezius, waren die Werte auch für das kognitiv hohe Anforderungsniveau größer, gegenüber dem niedrigen Anforderungsniveau. Für die 50. Perzentile der eA wurde auch der Einfluss des Messzeitpunkts, diesmal für beide Muskeln, signifikant, wobei hier für den 1. und 2. 5min-Messblock signifikant niedrigere Werte, als für den 5. Messblock vorlagen. In einer Arbeit von Wang et al., in der eine Tastatureingabeaufgabe am Computer ausgeführt wurde, mit verschiedenen physischen und kognitiven Anforderungsniveaus, erzeugt durch eine zusätzliche Subtraktionsaufgabe, zeigten sich ebenfalls für beide Trapezmuskeln signifikant höhere Aktivierungsniveaus in der 50. Perzentile der eA, im physisch höheren, gegenüber dem physisch niedrigeren Anforderungsniveau (Wang et al. 2011). Im Unterschied zur

vorliegenden Arbeit, führte zusätzlich höhere kognitive Anforderung, nicht im linken, sondern nur im rechten Trapezmuskel zu einem höheren Aktivierungsniveau. In der vorliegenden Arbeit lag der Median des 50. Perzentile der eA für den dominanten M. trapezius, je nach experimenteller Bedingung, zwischen 1,03 und 2,70% der MVE und für den nichtdominanten zwischen 0,63 und 1,48 % der MVE. Die Werte der 50. Perzentile der eA zwischen dem 25. Quartil und 75. Quartil reichten von 0,48 bis 2,12% MVE für den dominanten und 0,17 bis 1,45% MVE für den nichtdominanten M. trapezius, in der experimentellen Bedingung physisch leicht, kognitiv leicht. Für die physisch schwere, kognitiv schwere Aufgabe lagen diese Werte bei 0,44 – 3,15 bzw. bei 0,21 – 2,39% MVE.

Die Beobachtungen für die 90. Perzentile der eA beider Trapezmuskeln decken sich qualitativ mit denen der 50. Perzentile der eA: sowohl das physische Anforderungsniveau, als auch der Messzeitpunkt hatten auf diese einen signifikanten Einfluss. Im höheren physischen Anforderungsniveau zeigten sich höhere Werte der 90. Perzentile der eA, sowie im 5. und 6. Messblock, gegenüber dem 1. und 2. Messblock, für den nichtdominanten M. trapezius. Für den dominanten M. trapezius lagen die Werte im 4., 5. und 6. Messblock signifikant höher, gegenüber den ersten beiden Messblöcken. Die Werte der 90. Perzentile der eA zwischen dem 25. Quartil und 75. Quartil reichten von 0,78 bis 4,55% MVE für den dominanten und 0,48 bis 3,79% MVE für den nichtdominanten M. trapezius, in der experimentellen Bedingung physisch leicht, kognitiv leicht. Wie auch für die 10. und 50. Perzentile, nahmen die Werte, mit der Höhe der Anforderungsniveaus, graduell zu. Für die physisch schwere, kognitiv schwere Aufgabe lagen die Werte der 90. Perzentile der eA bei 1,06 – 5,84 bzw. bei 0,74 – 4,29% MVE für die nichtdominante Seite. Im Vergleich mit einer Arbeit von Szeto et al., in der die muskuläre Aktivierung der Trapezmuskeln, von Probanden mit und ohne NSB, im Rahmen von drei verschiedenen Computeraufgaben, unter Benutzung von Tastatur und/oder Computermaus, bei niedrigem kognitiven Anforderungsniveau, untersucht wurde, fanden sich, gegenüber der vorliegenden Arbeit, deutlich höhere Werte für beide Trapezmuskeln. So lag die 10. Perzentile der eA, je nach Aufgabe, zwischen 4 – 9% MVE für den rechten M. trapezius und 3 – 8% MVE für den Linken. Die Werte für die 90. Perzentile der eA lagen bei 7 – 15% MVE für den rechten und 4 – 12% MVE für den linken M. trapezius. Hierbei zeigte sich eine über alle Aufgaben konstant höhere muskuläre Aktivierung, in der 10. und 90. Perzentile, für beide Seiten, in der

Gruppe mit NSB, gegenüber der Kontrollgruppe und eine höhere Aktivierung des rechten, gegenüber dem linken M. trapezius, welche mit Steigerung des Anforderungsniveaus der Aufgaben zunahm (Szeto et al. 2009). Da diese Unterschiede jedoch in der erwähnten Arbeit nicht signifikant wurden, lassen sich daraus keine festen Grenzwerte für die Höhe der eA, ab der MSB auftreten, ableiten, sondern lediglich ein Gruppenunterschied feststellen und in dieser Hinsicht, kein Vergleich zur vorliegenden Arbeit ziehen. Wohl aber bestätigen sich die auch in der vorliegenden Arbeit gefundenen Seitenunterschiede. Bemerkenswert ist zudem, dass in der vorliegenden Arbeit, für den statischen Anteil der muskulären Aktivierung (10. Perzentile der eA) des nichtdominanten M. trapezius, signifikant höhere Werte für das kognitiv hohe, gegenüber dem kognitiv niedrigeren Anforderungsniveau auftraten. Eine erhöhte muskuläre Aktivierung, ohne dass die Aufgabendurchführung eine Beteiligung des M. trapezius erfordert, zeigte sich auch in einer Arbeit von Schnoz, Läubli, Krüger et al. Dabei fand sich bei einigen Probanden keine erhöhte Aktivierung des M. trapezius, wobei erwogen wurde, dass deren Bewegungsmuster optimaler für die Aufgabendurchführung waren bzw. umgekehrt die Bewegungsmuster der anderen Probanden suboptimal (Schnoz et al. 2000). Auch wurde von den Autoren ein Einfluss der Körperhaltung und daraus folgend unterschiedlicher muskulärer Aktivität zur posturalen Kopfstabilisierung diskutiert. Obwohl in der vorliegenden Arbeit keine Vergleiche auf individueller Ebene erfolgten, könnte die hohe Streuung der Messwerte, die von etwa der Hälfte des Medians, im 25. Quartil, bis zum 1,5fachen des Medians der eA im 75. Quartil reichten, in diesem Sinne, unterschiedlicher motorische Bewegungsmuster, gedeutet werden. Wobei damit ggf. unterschiedlich hohe Risiken zur Entwicklung von MSB verbunden sein könnten. Die höhere muskuläre Aktivierung bei höherem kognitiven Anforderungsniveau zeigte sich auch in früheren Studienergebnissen (Lundberg et al. 1994). Unklar ist allerdings warum dieser Effekt nur für den nichtdominanten M. trapezius signifikant wurde.

Wie auch in der Arbeit von Bansevicius et al., in der explizit auch der Einfluss des Alters auf die Höhe der muskulären Aktivierung untersucht wurde, fanden sich keine Unterschiede zwischen den beiden Altersgruppen (Bansevicius et al. 1997). In einer Studie von Laursen et al. hingegen, fanden sich jedoch Unterschiede zwischen den Altersgruppen, wobei sich bei den älteren Probanden eine stärkere muskuläre Aktivierung zeigte. Die Autoren erwähnten, als möglichen Erklärungsansatz, eine im Alter,



gegenüber Jüngeren reduzierte Muskelmasse und eine zur Aufgabenbewältigung notwendige stärkere Aktivierung, relativ zur MVE.

### **4.1.3 Häufigkeit muskulärer Entlastung**

Insgesamt war die HME, also der muskulären Aktivität  $\leq 0,5\%$ , für den nichtdominanten, gegenüber dem dominanten M. trapezius, höher.

Für den dominanten, als auch für den nichtdominanten M. trapezius war die HME, bei leichtem physischen gegenüber dem schweren physischen Anforderungsniveau, signifikant höher. Dieser Effekt zeigte sich auch in den unterschiedlichen experimentellen Bedingungen, wobei sich für die physisch schweren experimentellen Bedingungen, eine signifikant geringere HME zeigte, als für die physisch leichten experimentellen Bedingungen; dieser Effekt bestand für beide Trapezmuskeln (s. Tab. 15). Hansson et al. fanden im Vergleich zwischen der Ausführung von Büroarbeiten und reinen Schreivarbeiten mit der Computertastatur mit niedrigerem physischen Anforderungsniveaus, verglichen mit Reinigungstätigkeiten mit höherem physisch Anforderungsniveau, ebenfalls signifikant höhere HME. Eine Unterscheidung zwischen dominanter und nichtdominanter Seite erfolgte hierbei allerdings explizit nicht (Hansson et al. 2000). In den in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen, war die HME, im Gegensatz zum dominanten M. trapezius, im nichtdominanten auch im kognitiv niedrigeren Anforderungsniveau, gegenüber dem kognitiv hohen Anforderungsniveau, höher. Letztere Beobachtung, bezogen auf das kognitive Anforderungsniveau für den nichtdominanten M. trapezius, fand sich auch in der Studie von Blangsted et al; allerdings wurden die Unterschiede dort nicht signifikant und die zusätzliche mentale Anforderung wurde durch einen Stressor, in Form eines, den Versuch begleitenden, bewusst unfreundlichen Verhaltens des Versuchsleiter gegenüber den Probanden erzeugt (Blangsted et al. 2004).

In der vorliegenden Arbeit fanden sich keine Interaktionen zwischen den Variablen, mit einem Einfluss auf die HME. In keiner der gefundenen Arbeiten zur HME wurden Interaktionen zwischen kognitiven und physischen Anforderungsniveaus untersucht. Insofern existieren keine Vergleichswerte. Die oben angestellten Vergleiche zu anderen Studien beziehen sich auf die HME, die in diesen als *Gap* bezeichnet wurden und deren Definition von den in dieser Arbeit verwendeten Kriterien zur Bestimmung der HME insofern abweicht, dass in diesen, um als muskuläre Entlastung registriert zu

werden, die eA mindestens über 0,2s unterhalb 0,5% MVE liegen musste. Da außerdem in vergleichbaren Arbeiten statt Median und Quartilen, Mittelwerte und Maximalwerte der HME angegeben wurden, und unerwähnt bleibt, ob eine Normalverteilung vorlag und dies in der vorliegenden Arbeit nicht der Fall war, konnte, wie oben geschehen, nur ein qualitativer, aber kein quantitativer Vergleich der Ergebnisse erfolgen. Anders verhält sich dies in Bezug auf eine Studie von Veiersted et al., in der die Medianwerte aufgeführt wurden. Veiersted et al. untersuchten 1990 die Trapezmuskelaktivität von Verpackungsarbeiterinnen und fanden eine mediane HME von 4,8 pro Sekunde, mit einer Varianzbreite von 0,7 – 20 /s, wobei die Angaben für die HME, nicht für beide Körperseiten getrennt vorlagen (Veiersted et al. 1990). Wenn man aus den Medianwerten von Tab. 14 (s. oben) die HME pro Minute errechnet, ergibt sich, gemittelt über alle experimentellen Bedingungen, für die dominante Seite ein Wert von 1,16/s (0 – 15,52 in der 25. bzw. 75. Quartile) und für die nichtdominante von 5,2/s (0,25 – 45,36 in der 25. bzw. 75. Quartile). In der Arbeit von Veiersted et al., zeigten Probanden mit NSB innerhalb der letzten 12 Monate eine mediane HME von 0,9/s (0,7 – 7,7) und Probanden ohne Beschwerden, eine signifikant höhere, von 8,4/s (1,9 – 20). Die in der vorliegenden Arbeit ermittelten HME liegen damit in einem Bereich, für welchen laut Veiersted et al. ein signifikanter Zusammenhang zum Auftreten von MSB besteht. In der vorliegenden Arbeit wurde, durch die technische Umsetzung der Aufzeichnung bedingt, eine Episode einer Dauer von 0,125s, mit einer mittleren eA  $\leq$  0,5% MVE, als muskuläre Entlastung registriert. Wenn man dies mit den Werten von Veiersted et al. vergleicht, welche eine Dauer von 0,2s als untere Grenze für eine muskuläre Entlastung ansetzten, wäre anzunehmen, dass die HME, im Verhältnis zu jenen Werten eher zu hoch bemessen sind bzw. höher bemessen sind, als wenn ebenfalls eine Dauer von 0,2 s als untere Grenze verwendet worden wäre. Obwohl aus den von Veiersted et al. erhobenen Zusammenhängen keine Kausalität abgeleitet werden kann, könnte dies als, aufgrund der um den Faktor 9 höheren Medianwerte bei Probanden mit NSB gegenüber den beschwerdefreien, ein Hinweis auf eine Größenordnung für einen Wertebereich, in dem MSB auftreten, gedeutet werden. Dieser Bereich ist jedoch, wegen der Überlappung der Spannweiten der Messwerte, sehr unscharf und es könnten damit nur Proband deren HME deutlich von den Medianwerten abweichen, einer Risikogruppe zugeordnet werden. Im Unterschied zu den anderen Risikoparametern, für die keine Unterschiede zwischen den Altersgruppen bestanden, zeigte

sich für beide Trapezmuskel eine höhere HME für die Gruppe der jüngeren Probanden, gegenüber der Gruppe der älteren Probanden; dieser Effekt bestand über alle Messzeitpunkte (Tab. 17, Abb. 29). Diese Beobachtung ist analog zu den Ergebnissen von Laursen et al., welche, in einer kognitiv-physischen Aufgabe ebenfalls signifikant höhere HME für die Gruppe der jüngeren Probanden gemessen hatten. Ein Erklärungsansatz ist hierbei die in höherem Alter tendenziell reduzierte Muskelmasse und eine niedrigere Anzahl motorischer Einheiten, welche nach dem Schichtmodell (s. Abschnitt 2.4), im Rahmen der Rotation zwischen den motorischen Einheiten, seltener entlastet werden. Insgesamt fanden sich große interindividuelle Unterschiede. Für einige Probanden, in der 25. Quartile, zeigte sich überhaupt keine muskuläre Entlastung, während andere Proband, in der 75. Quartile, Werte bis zum 22fachen des Medians aufwiesen (s. Tab. 16). Die hohe interindividuelle Variabilität fand sich auch in anderen Studien, wobei die Ausprägung geringer war (Blangsted et al. 2004; Hägg & Åström, 1997; Jensen et al. 1993; Luttmann et al. 2010; Veiersted et al. 1990).

Die hohen interindividuellen Unterschiede, welche sich für alle Risikosurrogatparameter fanden, könnten auf individuelle, im Vergleich, suboptimale Muskelaktivierungsmuster bzw. Bewegungsstrategien hinweisen (Veiersted et al. 1990). Einige Individuen scheinen dabei ein höheres Risiko zur Entwicklung von MSB aufzuweisen, als andere. Im Hinblick auf Interventionen zur Risikoreduktion von MSB am Arbeitsplatz, könnte ein Ziel zukünftiger Forschungsarbeiten darin bestehen, Risikosurrogatparameter auf individueller Ebene zu bestimmen. Dies wäre evtl. ein Ansatz um Maßnahmen zur Verringerung von arbeitsplatzbezogenen MSB, gezielt auf eine Risikopopulation besonders gefährdetet Arbeitnehmer, zu konzentrieren und deren Effektivität damit zu erhöhen. Eine Einschätzung, wie valide Risikoabschätzungen auf individueller Ebene, unter Verwendung der oben diskutierten Risikosurrogatparameter, durchführbar sind und welche Interventionsstrategien zu relevanten Verringerungen dieser Surrogatparameter und damit verbunden, von MSB, führen können, bleibt zukünftigen Forschungsarbeiten vorbehalten.

## **4.2 Limitationen**

Da die Bestimmung der MVE bei maximaler Kraftaufwendung in Armabduktion, zur Normalisierung der eA diente, könnten interindividuelle Unterschiede in der

Ausführung dieser Bewegung einen relevanten Einfluss auf die gewonnenen Ergebnisse haben. Bei einigen Probanden wurden dabei ruckartige Bewegungen beobachtet, was zu erhöhten Werten der MVE führen würde und i.d.F. zu einer zu geringen Einschätzung der relativen eA. Wenn dieses dem Versuchsleiter auffiel, wurde die Messung wiederholt. Auch eine unbemerkte Verlagerung des Körperschwerpunkts über die Medianebene hinaus würde, wenn sie in die entgegengesetzte Richtung des abduzierten Arms erfolgt, der Proband sich also in den Gürtel hinein lehnt, durch die zusätzliche Ausnutzung der Schwerkraft, zu abweichenden, ggf. erhöhten MVEs führen (Läubli, 2013). Des Weiteren ist die Generierung der Maximalkraft abhängig von der individuellen Motivation des Probanden und kann daher vom tatsächlich erreichbaren maximalen Wert abweichen. Eine weitere Verfälschung der Messergebnisse, könnte entstanden sein, durch Überlagerung der eA der Trapezmuskeln, mit der eA anderer, angrenzender Muskeln, wie dem M. supraspinatus, oder dem M. rhomboideus. Allerdings zeigte sich in einem theoretischen Model von Fuglevand et al., dass 90% des EMG-Signals aus muskulärer Aktivität von Muskelfasern stammten, die sich in einer Entfernung von 10-12 mm zu den Elektroden befanden (Fuglevand et al. 1992). Die Elektrodenplatzierung stellt damit eine weitere potenzielle Fehlerquelle dar. Zwar wurde das Prozedere der Platzierung insofern standardisiert, indem der Mittelpunkt zwischen den beiden Elektrode 2 cm lateral der Mitte des Abstands zwischen siebtem Halswirbel und Akromion platziert wurde, jedoch können hier Messfehler aufgetreten sein und auch interindividuelle, anatomische Unterschiede, zu Abweichungen geführt haben. Darüber hinaus könnte auch die Asymmetrie in der Größe der Probandengruppen eine Auswirkung auf die Ergebnisse gehabt haben. Da höhere Schwierigkeiten bei der Rekrutierung älterer Probanden bestanden, war diese Gruppe mit 17 Probanden kleiner, als die jüngere Gruppe mit 24 Probanden.

## **5 Zusammenfassung**

In der vorliegenden Arbeit wurde die Ausprägung von Risikosurrogatparametern für muskuloskelettale Beschwerden (MSB) in den Trapezmuskeln beider Seiten, anhand von elektromyographischen Messungen, im Rahmen eines Laborexperiments mit

einer kombinierten psychischen und physischen Belastung, im Vergleich zwischen einer jüngeren und einer älteren Probandengruppe, untersucht.

Die untersuchten Surrogatparameter waren: muskuläre Ermüdung, muskuläre Aktivierung und die Häufigkeit muskulärer Entlastung. Die experimentelle Aufgabe, welche im Sitzen ausgeführt wurde, bestand darin, per Dorsalextension im Handgelenk des dominanten Arms, eine dosierte Kraftaufwendung auf zwei unterschiedlichen Zielniveaus zu erzeugen. Gleichzeitig bearbeiteten die Probanden eine kognitive Aufgabe, die darin bestand eingeblendete Zahlen auf einem gegenüberstehenden Computerbildschirm zu erkennen und sofort, per Druck auf einen Tastschalter, mit der nichtdominanten Hand, zu bestätigen. Die leichtere kognitive Aufgabe war ein 0-back-Test und die schwerere ein 2-back-Test.

Es fanden sich dabei Tendenzen muskulärer Ermüdung für den dominanten M. trapezius, nicht jedoch auf der nichtdominanten Seite.

Die muskuläre Aktivierung zeigte sich, bei beiden Trapezmuskeln, von der Höhe des physischen Anforderungsniveaus abhängig und lag höher bei stärkerer Anforderung. Dieser Effekt zeigte sich beidseits im 10., 50. und 90. Perzentil. Für den nichtdominanten Trapezmuskel war die muskuläre Aktivierung außerdem abhängig vom kognitiven Anforderungsniveau; im höheren kognitiven Anforderungsniveau fand sich dabei eine stärkere muskuläre Aktivierung im 10. und 50. Perzentil.

Die Häufigkeit muskulärer Entlastung (HME) war für beide Trapezmuskeln abhängig vom physischen Anforderungsniveau. Dabei zeigten sich die Muskeln in den niedrigeren Anforderungsniveaus häufiger entlastet, als in den höheren. Für den nichtdominanten Trapezmuskel fand sich zudem eine höhere HME bei niedrigerer kognitiver Anforderung.

Ein Einfluss des Alters bestand nur für die HME. Hier zeigte die Gruppe der jüngeren Probanden eine größere HME. Diskutiert wurde für diesen Effekt eine Einordnung im Rahmen des theoretischen Schichtmodells zur Physiologie anhaltender muskulärer Kontraktionen von Minerbi & Vulfson.

Signifikante Interaktionen zwischen den einzelnen Bedingungen fanden sich nicht. Hohe Spannweiten der Messwerte bei den einzelnen Probanden deuteten darauf hin, dass individuell sehr unterschiedliche Dispositionen zur Entwicklung von MSB im Rahmen von physischen und psychischen Beanspruchungen bestehen.

Die Ergebnisse weisen auf ein zunehmendes Risiko für MSB in der Nackenmuskulatur, bei steigendem physischen und psychischen Anforderungsniveau hin. Dabei war das beidseitige Auftreten der Effekte, bei nur einseitiger physischer Belastung, erkennbar.

## 6 Literaturverzeichnis

- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008) Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiol Rev*, 88(1), 287-332.
- Aptel, M., Cail, F. & Aublet-Cuvelier, A. (2011) *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur*, 64, Institut national de recherche et de sécurité, France.
- Avin, K. G., Law, F. & A, L. (2011) Age-related differences in muscle fatigue vary by contraction type: a meta-analysis. *Phys Ther*, 91(8), 1153-1165.
- Baker, J. S., McCormick, M. C. & Robergs, R. A. (2010) Interaction among skeletal muscle metabolic energy systems during intense exercise. *J Nutr Metab*, 2010.
- Bansevicus, D., Westgaard, R. H. & Jensen, C. (1997) Mental stress of long duration: EMG activity, perceived tension, fatigue, and pain development in pain-free subjects. *Headache: The Journal of Head Face Pain*, 37(8), 499-510.
- Blangsted, A. K., Sjøgaard, K., Christensen, H. & Sjøgaard, G. (2004) The effect of physical and psychosocial loads on the trapezius muscle activity during computer keying tasks and rest periods. *Eur J Appl Physiol*, 91(2-3), 253-258.
- Bosch, T., De Looze, M. & Van Dieen, J. (2007) Development of fatigue and discomfort in the upper trapezius muscle during light manual work. *Ergonomics*, 50(2), 161-177.
- Bray, S. R., Graham, J. D., Ginis, K. A. M. & Hicks, A. L. (2012) Cognitive task performance causes impaired maximum force production in human hand flexor muscles. *Biol Psychol*, 89(1), 195-200.
- Bron, C. & Dommerholt, J. D. (2012) Etiology of myofascial trigger points. *Curr Pain Headache Rep*, 16(5), 439-44.
- Bruno Garza, J. L., Eijkelhof, B. H., Huysmans, M. A., Catalano, P. J., Katz, J. N., Johnson, P. W., van Dieen, J. H., van der Beek, A. J. & Dennerlein, J. T. (2013) The effect of over-commitment and reward on trapezius muscle activity and shoulder, head, neck, and torso postures during computer use in the field. *Am J Ind Med*, 56(10), 1190-1200.
- Buckl, P. & Devereux, J. (1999) *Work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders*, 31,. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities: European Agency for Safety and Health at Work.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2018a) *Ätiologie und Epidemiologie arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen*, 2018a. Online: <https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeit-und-Gesundheit/Muskel-Skelett-Erkrankungen/Aetiologie.html> [Zugriff 13.6.2019].
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2018b) *Zeitdruck und Co – Wird Arbeiten immer intensiver und belastender?* Online: [https://www.baua.de/DE/Angebote/Publikationen/Fakten/BIBB-BAuA-26.pdf?\\_\\_blob=publicationFile&v=6](https://www.baua.de/DE/Angebote/Publikationen/Fakten/BIBB-BAuA-26.pdf?__blob=publicationFile&v=6) [Zugriff 28.8.2019].

- Candotti, C., Loss, J., La Torre, M., Melo, M., Araújo, L. & Marcks, V. (2009) Use of electromyography to assess pain in the upper trapezius and lower back muscles within a fatigue protocol. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 13(2), 144-151.
- Cassou, B., Derriennic, F., Monfort, C., Norton, J. & Touranchet, A. (2002) Chronic neck and shoulder pain, age, and working conditions: longitudinal results from a large random sample in France. *J Occup Environ Med*, 59(8), 537-544.
- Christie, A., Snook, E. M. & Kent-Braun, J. A. (2011) Systematic review and meta-analysis of skeletal muscle fatigue in old age. *Medicine science in sports exercise*, 43(4), 568.
- Cobb, S. & Forbes, A. (1923) Electromyographic studies of muscular fatigue in man. *American Journal of Physiology*, 65(2), 234-251.
- Degens, H., Salmons, S. & Jarvis, J. (1998) Intramuscular pressure, force and blood flow in rabbit tibialis anterior muscles during single and repetitive contractions. *Eur J Appl Physiol*, 78(1), 13-19.
- Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (2019) *ICD-10-WHO*, 2019. Online: <https://www.dimdi.de/static/de/klassifikationen/icd/icd-10-gm/kode-suche/htmlgm2017/block-m70-m79.htm#M79> [Zugriff 15.7.2019].
- Ekberg, K., Eklund, J., Tuveesson, M.-A., Örtengren, R., Odenrick, P. & Ericson, M. (1995) Psychological stress and muscle activity during data entry at visual display units. *J Work & Stress*, 9(4), 475-490.
- EU Institute for Occupational Safety and Health (2016) *Assessment of physical workloads to prevent work-related MSDs* 2016. Online: [https://oshwiki.eu/wiki/Assessment\\_of\\_physical\\_workloads\\_to\\_prevent\\_work-related\\_MSDs](https://oshwiki.eu/wiki/Assessment_of_physical_workloads_to_prevent_work-related_MSDs) [Zugriff 7.5.2019].
- European Agency for Safety and Health at Work (2007) *Hazards and risks leading to work-related neck and upper limb disorders (WRULDs)*, 2007. Online: [https://osha.europa.eu/sites/default/files/publications/documents/en/publications/e-facts/efact16/E-fact\\_16\\_-\\_Hazards\\_and\\_risks\\_leading\\_to\\_work-related\\_neck\\_and\\_upper\\_limb\\_disorders\\_-WRULDs.pdf](https://osha.europa.eu/sites/default/files/publications/documents/en/publications/e-facts/efact16/E-fact_16_-_Hazards_and_risks_leading_to_work-related_neck_and_upper_limb_disorders_-WRULDs.pdf) [Zugriff 28.8.2019].
- European Agency for Safety and Health at Work (2013) *New risks and trends in the safety and health of women at work*, 155,. Luxembourg: Publications Office of the European Union: European Agency for Safety and Health at Work.
- Fuglevand, A. J., Winter, D. A., Patla, A. E. & Stashuk, D. (1992) Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing. *Biol Cybern*, 67(2), 143-153.
- Gandevia, S. (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, 81(4), 1725-1789.
- Gerwin, R. D., Dommerholt, J. & Shah, J. P. (2004) An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Curr Pain Headache Rep*, 8(6), 468-475.
- Goudy, N. & McLean, L. (2006) Using myoelectric signal parameters to distinguish between computer workers with and without trapezius myalgia. *Eur J Appl Physiol*, 97(2), 196-209.



- Hägg, G. M. & Åström, A. (1997) Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders. *Int Arch Occup Environ Health*, 69(6), 423-432.
- Hansson, G.-Å., Nordander, C., Asterland, P., Ohlsson, K., Strömberg, U., Skerfving, S. & Rempel, D. (2000) Sensitivity of trapezius electromyography to differences between work tasks—influence of gap definition and normalisation methods. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(2), 103-115.
- Hanvold, T. N., Waersted, M., Mengshoel, A. M., Bjertness, E., Stigum, H., Twisk, J. & Veiersted, K. B. (2013) The effect of work-related sustained trapezius muscle activity on the development of neck and shoulder pain among young adults. *Scand J Work Environ Health*, 39(4), 390-400.
- Herin, F., Vézina, M., Thaon, I., Soulat, J.-M. & Paris, C. (2014) Predictive risk factors for chronic regional and multisite musculoskeletal pain: a 5-year prospective study in a working population. *PAIN*, 155(5), 937-943.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Hiraoka, K., Mori, N. & Horino, H. (2013) Immediate effect of visual attention on corticospinal excitability in the upper trapezius muscle. *Percept Mot Skills*, 117(1), 211-214.
- Jensen, C., Nilsen, K., Hansen, K. & Westgaard, R. (1993) Trapezius muscle load as a risk indicator for occupational shoulder-neck complaints. *Int Arch Occup Environ Health*, 64(6), 415-423.
- Jonsson, B. (1982) Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. *J Hum Ergol*, 11(1), 73-88.
- Jonsson, B. (1988) The static load component in muscle work. *Eur J Appl Physiol*, 57(3), 305-310.
- Kadefors, R., Forsman, M., Zoéga, B. & Herberts, P. (1999) Recruitment of low threshold motor-units in the trapezius muscle in different static arm positions. *Ergonomics*, 42(2), 359-375.
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hänninen, O. & Airaksinen, O. (1998) Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(4), 412-417.
- Kenny, G. P., Yardley, J. E., Martineau, L. & Jay, O. (2008) Physical work capacity in older adults: implications for the aging worker. *Am J Ind Med*, 51(8), 610-625.
- Kimura, M., Sato, H., Ochi, M., Hosoya, S. & Sadoyama, T. (2007) Electromyogram and perceived fatigue changes in the trapezius muscle during typewriting and recovery. *Eur J Appl Physiol*, 100(1), 89-96.
- Kitahara, T., Schnoz, M., Läubli, T., Wellig, P. & Krueger, H. (2000) Motor-unit activity in the trapezius muscle during rest, while inputting data, and during fast finger tapping. *Eur J Appl Physiol*, 83(2), 181-189.

- Konrad, P. (2011) *EMG-Fibel - Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*, 2019, [eBook]. Köln: Fa. Velamed Medizintechnik.
- Läubli, T. (2013) Elektromyographische Untersuchungen des Trapezmuskels (pars descendens) bei sieben verschiedenen Normalisierungspositionen und bei maximaler Schultererelevation (Resultate einer Studienarbeit von Gion-Pitschen Gross und Gian Andri Rauch, 2007). *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 63(5), 246-249.
- Lundberg, U., Kadefors, R., Melin, B., Palmerud, G., Hassmén, P., Engström, M. & Dohns, I. E. (1994) Psychophysiological stress and EMG activity of the trapezius muscle. *Int J Behav Med*, 1(4), 354-370.
- Luttmann, A., Schmidt, K.-H. & Jäger, M. (2010) Working conditions, muscular activity and complaints of office workers. *Int J Ind Ergonom*, 40(5), 549-559.
- Meeusen, R. & Watson, P. (2007) Amino acids and the brain: do they play a role in "central fatigue"? *Int J Sport Nutr Exerc Metab*, 17(s1), S37-S46.
- Mehta, R. K. & Agnew, M. J. (2012) Effects of physical and mental demands on shoulder muscle fatigue. *Work*, 41(Supplement 1), 2897-2901.
- Mehta, R. K., Nussbaum, M. A. & Agnew, M. (2012) Muscle-and task-dependent responses to concurrent physical and mental workload during intermittent static work. *Ergonomics*, 55(10), 1166-1179.
- Mehta, R. K. & Parasuraman, R. (2014) Effects of mental fatigue on the development of physical fatigue: a neuroergonomic approach. *Human factors*, 56(4), 645-656.
- Minerbi, A. & Vulfsons, S. (2018) Challenging the Cinderella Hypothesis: A New Model for the Role of the Motor Unit Recruitment Pattern in the Pathogenesis of Myofascial Pain Syndrome in Postural Muscles. *Rambam Maimonides Med J*, 9(3).
- Mork, P. J. & Westgaard, R. H. (2006) Low-amplitude trapezius activity in work and leisure and the relation to shoulder and neck pain. *J Appl Physiol*, 100(4), 1142-9.
- Murphy, R. M., Stephenson, D. G. & Lamb, G. D. (2004) Effect of creatine on contractile force and sensitivity in mechanically skinned single fibers from rat skeletal muscle. *Am J Physiol-Cell Physiol*, 287(6), C1589-C1595.
- National Research Council (2001) *Musculoskeletal disorders and the workplace: low back and upper extremities*, 291. Washington, D.C.: National Academies Press.
- Nawab, S. H., Chang, S.-S. & De Luca, C. J. (2010) High-yield decomposition of surface EMG signals. *Clinical neurophysiology*, 121(10), 1602-1615.
- Niu, S. (2010) Ergonomics and occupational safety and health: An ILO perspective. *Appl Ergon*, 41(6), 744-753.
- Nordander, C., Hansson, G.-Å., Rylander, L., Asterland, P., Byström, J. U., Ohlsson, K., Balogh, I. & Skerfving, S. (2000) Muscular rest and gap frequency as EMG measures of physical exposure: the impact of work tasks and individual related. *Ergonomics*, 43(11), 1904-1919.
- Nybo, L. (2003) CNS fatigue and prolonged exercise: effect of glucose supplementation. *Medicine science in sports exercise*, 35(4), 589-594.

Nybo, L., Dalsgaard, M. K., Steensberg, A., Møller, K. & Secher, N. H. (2005) Cerebral ammonia uptake and accumulation during prolonged exercise in humans. *J Physiol*, 563(1), 285-290.

Okunribido, O. & Wynn, T. (2010) *Ageing and work-related musculoskeletal disorders: A review of the recent literature*. Buxton: Health and Safety Executive.

Østensvik, T., Veiersted, K. B. & Nilsen, P. (2009a) Association between numbers of long periods with sustained low-level trapezius muscle activity and neck pain. *Ergonomics*, 52(12), 1556-1567.

Østensvik, T., Veiersted, K. B. & Nilsen, P. (2009b) A method to quantify frequency and duration of sustained low-level muscle activity as a risk factor for musculoskeletal discomfort. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2), 283-294.

Pape, H.-C., Kurtz, A. & Silbernagl, S. (2018) *Physiologie*, 133-168. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Punnett, L. & Wegman, D. H. (2004) Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(1), 13-23.

Reaz, M. B. I., Hussain, M. & Mohd-Yasin, F. (2006) Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online*, 8(1), 11-35.

Reuter, I. (2017) *Muskelermüdung*, 2017. Online: <http://www.lexikon-orthopaedie.com/pdx.pl?dv=0&id=01476> [Zugriff 17.6.2019].

Roy, S. H., De, C. L. & Casavant, D. A. (1989) Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9), 992-1001.

Roy, S. H., De Luca, C. J., Snyder-Mackler, L., Emley, M. S., Crenshaw, R. L. & Lyons, J. P. (1990) Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sport Exer*, 22(4), 463-9.

Sandsjö, L., Melin, B., Rissén, D., Dohns, I. & Lundberg, U. (2000) Trapezius muscle activity, neck and shoulder pain, and subjective experiences during monotonous work in women. *Eur J Appl Physiol*, 83(2-3), 235-238.

Savinainen, M., Nygård, C.-H. & Ilmarinen, J. (2004) Workload and physical capacity among ageing municipal employees - a 16-year follow-up study. *Int J Ind Ergon*, 34(6), 519-533.

Scherer, M. & Chenot, J.-F. (2016) *DEGAM S1 Handlungsempfehlung Nackenschmerzen*, 2016. Online: [https://www.degam.de/files/Inhalte/Leitlinien-Inhalte/Dokumente/DEGAM-S1-Handlungsempfehlung/053-007\\_Nackenschmerz/053-007I\\_DEGAM%20LL%20Nackenschmerz\\_170110.pdf](https://www.degam.de/files/Inhalte/Leitlinien-Inhalte/Dokumente/DEGAM-S1-Handlungsempfehlung/053-007_Nackenschmerz/053-007I_DEGAM%20LL%20Nackenschmerz_170110.pdf) [Zugriff 28.8.2019].

Schleifer, L. M., Spalding, T. W., Kerick, S. E., Cram, J. R., Ley, R. & Hatfield, B. D. (2008) Mental stress and trapezius muscle activation under psychomotor challenge: a focus on EMG gaps during computer work. *Psychophysiology*, 45(3), 356-365.

Schnoz, M., Läubli, T. & Krueger, H. (2000) Co-activity of the trapezius and upper arm muscles with finger tapping at different rates and trunk postures. *Eur J Appl Physiol*, 83(2-3), 207-214.

- Sejersted, O. M. & Sjøgaard, G. (2000) Dynamics and consequences of potassium shifts in skeletal muscle and heart during exercise. *Physiol Rev*, 80(4), 1411-1481.
- Smith, J. L., Martin, P. G., Gandevia, S. C. & Taylor, J. L. (2007) Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol*, 103(2), 560-568.
- Sørensen, V. B., Wroblewski, H., Galatius, S., Haunsø, S. & Kastrup, J. (2000) Assessment of continuous skeletal muscle blood flow during exercise in humans. *Microvascular Research*, 59(2), 301-309.
- Srinivasan, D., Mathiassen, S. E., Hallman, D. M., Samani, A., Madeleine, P. & Lyskov, E. (2016) Effects of concurrent physical and cognitive demands on muscle activity and heart rate variability in a repetitive upper-extremity precision task. *Eur J Appl Physiol*, 116(1), 227-239.
- Stab, N., Jahn, S. & Schulz-Dadaczynski, A. (2016) *Psychische Gesundheit in der Arbeitswelt - Arbeitsintensität*, 12., Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.
- Statistisches Bundesamt (2015) *Kosten nach Krankheitsklassen und Geschlecht in Euro je Einwohner*. Online: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankheitskosten/Tabellen/krankheitsklassen-geschlecht.html> [Zugriff 28.8.2019].
- Steinhilber, B., Anders, C., Jäger, M., Läubli, T., Luttmann, A., Rieger, M. A., Scholle, H.-C., Schumann, N.-P., Seibt, R., Strasser, H. & Kluth, K. (2013) *Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft*, 2013. Online: <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/002-016.html> [Zugriff 28.8.2019].
- Szeto, G. P., Straker, L. M. & O'Sullivan, P. B. (2009) Examining the low, high and range measures of muscle activity amplitudes in symptomatic and asymptomatic computer users performing typing and mousing tasks. *Eur J Appl Physiol*, 106(2), 243-251.
- Taylor, J. L., Amann, M., Duchateau, J., Meeusen, R. & Rice, C. (2016) Neural contributions to muscle fatigue: from the brain to the muscle and back again. *Med Sci Sport Exer*, 48(11), 2294.
- Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. (2008) A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol*, 104(2), 542-550.
- THUMEDI GmbH & Co. KG (2017) *Handbuch für das Physiologie- Mess- und Analysegerät PS12-II*, 2017. Online: [http://www.thumedi.de/THUMEDI\\_KG/Download/RegUser/Version\\_7xx/PS12-Handbuch.pdf](http://www.thumedi.de/THUMEDI_KG/Download/RegUser/Version_7xx/PS12-Handbuch.pdf) [Zugriff 28.8.2019].
- Tilscher, H., Pirker-Binder, I., Kollegger, M. & Pfeiffer, F. (2005) Kopf-Nacken-Schulter-Arm-Beschwerden: arbeitsplatzbedingt? *Manuelle Medizin*, 43(1), 13-18.
- Tomatis, L., Müller, C., Nakaseko, M. & Läubli, T. (2012) Evidence for repetitive load in the trapezius muscle during a tapping task. *Eur J Appl Physiol*, 112(8), 3053-3059.

- Treaster, D., Marras, W., Burr, D., Sheedy, J. & Hart, D. (2006) Myofascial trigger point development from visual and postural stressors during computer work. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(2), 115-124.
- Van Impe, A., Coxon, J., Goble, D., Wenderoth, N. & Swinnen, S. (2011) Age-related changes in brain activation underlying single-and dual-task performance: visuomanual drawing and mental arithmetic. *Neuropsychologia*, 49(9), 2400-2409.
- Vasseljen, O. & Westgaard, R. H. (1995) A case-control study of trapezius muscle activity in office and manual workers with shoulder and neck pain and symptom-free controls. *Int Arch Occup Environ Health*, 67(1), 11-18.
- Veiersted, K., Westgaard, R. & Andersen, P. (1990) Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *Int Arch Occup Environ Health*, 62(1), 31-41.
- Veiersted, K. B., Westgaard, R. H. & Andersen, P. (1993) Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. *Scand J Work Environ Health*, 19(4), 284-290.
- Vøllestad, N. (1997) Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods*, 74, 219–227.
- Waersted, M., Bjørklund, R. & Westgaard, R. (1991) Shoulder muscle tension induced by two VDU-based tasks of different complexity. *Ergonomics*, 34(2), 137-150.
- Waersted, M. & Westgaard, R. (1996) Attention-related muscle activity in different body regions during VDU work with minimal physical activity. *Ergonomics*, 39(4), 661-676.
- Wan, J.-j., Qin, Z., Wang, P.-y., Sun, Y. & Liu, X. (2017) Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Exp Mol Med*, 49(10), e384.
- Wang, Y., Szeto, G. P. & Chan, C. C. (2011) Effects of physical and mental task demands on cervical and upper limb muscle activity and physiological responses during computer tasks and recovery periods. *Eur J Appl Physiol*, 111(11), 2791.
- Westerblad, H., Allen, D. G. & Lannergren, J. (2002) Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? *Physiology*, 17(1), 17-21.
- Westgaard, R. & Bjørklund, R. (1987) Generation of muscle tension additional to postural muscle load. *Ergonomics*, 30(6), 911-923.
- Westgaard, R. & De Luca, C. (1999) Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *J Neurophysiol*, 82(1), 501-504.
- Westgaard, R. & De Luca, C. (2001) Motor control of low-threshold motor units in the human trapezius muscle. *J Neurophysiol*, 85(4), 1777-1781.
- Westgaard, R., Waersted, M., Jansen, T. & Aaras, A. (1986) Muscle load and illness associated with constrained body postures. *The Proceedings of the First International Occupational Ergonomics Symposium, Zadar, Yugoslavia, 15-17 April 1985*, 1, 5-18.
- WHO (2019) *Musculoskeletal conditions*, 2019. Online: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/musculoskeletal-conditions> [Zugriff 28.8.2019].

Wickens, C. D. (2002) Multiple resources and performance prediction. *Theor Issues Ergon Sci*, 3(2), 159-177.

Wu, T., Liu, J., Hallett, M., Zheng, Z. & Chan, P. (2013) Cerebellum and integration of neural networks in dual-task processing. *NeuroImage*, 65, 466-475.

Zhang, F.-r., He, L.-h., Wu, S.-s., Li, J.-y., Ye, K.-p. & Wang, S. (2011) Quantify work load and muscle functional activation patterns in neck-shoulder muscles of female sewing machine operators using surface electromyogram. *Chin Med J*, 124(22), 3731-3737.

## 7 Erklärung zum Eigenanteil der Dissertationsschrift

Die Arbeit wurde am Institut für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung unter Betreuung von Frau Prof. Dr. med. Monika A. Rieger und dem Mentorat von Herrn Dr. rer. nat. Dipl. Sportwiss. Benjamin Steinhilber durchgeführt.

Die vorliegende Arbeit ist Teil eines größeren Gesamtprojektes, das durch Herrn Dr. rer. nat. Dipl. Sportwiss. Benjamin Steinhilber in Zusammenarbeit mit Herrn Dipl.-Sportwiss. Florestan Wagenblast, M.Sc., im Rahmen dessen laufenden Promotionsvorhabens an der Medizinischen Fakultät Tübingen und unter Einbindung von Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt und Frau Prof. Dr. med. Monika A. Rieger konzipiert wurde.

Die Durchführung von 17 der 42 in diese Arbeit eingegangenen Versuche erfolgte durch mich - nach Einarbeitung durch Herrn Florestan Wagenblast und Frau Angelika Schenk, M.Sc., in Zusammenarbeit mit Frau Angelika Schenk und Herrn Thomas Wolff-Hohberg (medizinischer Doktorand).

Die Datenaufbereitung der 42 Datensätze für meine Fragestellung(en) wurde von mir, nach Anleitung durch Herrn Wagenblast, eigenständig durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung und in enger Abstimmung mit Herrn Dr. Benjamin Steinhilber.

Soweit nicht anders gekennzeichnet, wurden alle in der vorliegenden Arbeit gezeigten Abbildungen und Fotografien von mir persönlich erstellt.

Ich versichere, das Manuskript selbständig, nach Anleitung durch Herrn Dr. Dipl. Sportwiss. Benjamin Steinhilber, verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben. Eine Rückmeldung zum Manuskript erhielt ich darüber hinaus von Herrn PD Dr. med. Thomas Läubli und Frau Prof. Dr. Monika A. Rieger.

Das Gesamtprojekt diene und dient der akademischen Qualifikation mehrerer Personen an der Medizinischen Fakultät Tübingen. Um meinen Eigenanteil am Gesamtprojekt ersichtlich zu machen und zur Einordnung der vorliegenden Arbeit in den Kontext des Gesamtprojektes, werden im Folgenden die an der Studie beteiligten Personen mit ihrer entsprechenden Arbeitsfragestellung und Qualifikationszielen aufgeführt:

- Dipl.-Sportwiss. Florestan Wagenblast, M.Sc.; Forschungsfrage des Gesamtprojektes als Teil des Promotionsvorhabens: Arbeitsgestaltung bei arbeitsbedingten psychischen Belastungen auf arbeitsphysiologischer Grundlage: Methodenentwicklung und experimentelle Erkenntnisse zu kombinierten psychischen und physischen Belastungen..
- Thomas Wolff-Hohberg (derzeit laufendes Promotionsvorhaben); Einfluss kognitiver Belastungen auf Aspekte der motorischen Präzision und kognitiven Leistung unter Berücksichtigung des Alters.
- **Ralph Christian Sanzinska** ; Einfluss von kombinierter physischer und psychischer Belastung auf Surrogatparameter eines erhöhten Risikos für Beschwerden in der Nackenmuskulatur.
- Jonas Winter, B.Sc. (Medizintechnik); Ermüdungsverhalten der Muskulatur bei kombinierter physischer und kognitiver Beanspruchung: Einfluss des kognitiven und physischen Anforderungsniveaus (erfolgreicher Abschluss im 04/2019).
- Rebecca Lange, B.Sc. (Medizintechnik); Herzfrequenz und Herzratenvariabilität bei simultaner psychischer und physischer Belastung: Einfluss der kognitiven Belastungsintensität und des Lebensalters (erfolgreicher Abschluss im 10/2019).

Tübingen, den 7.1 .2020

[Unterschrift]



## 8 Veröffentlichungen

Zur Veröffentlichung auf dem 66. Frühjahrskongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (16.-18.3.2020, Berlin), wurde ein Abstract zu einem Teil meiner Arbeit angenommen:

Sanzinska, Christian; Wagenblast, Florestan; Seibt, Robert; Rieger, Monika A.; Steinhilber, Benjamin, : Einfluss kognitiver Belastung während einer Dual-Task auf Risiko-Surrogatparameter für muskuloskelettale Beschwerden im Schulter-Nacken-Bereich in zwei Altersgruppen, 66. Frühjahrskongress der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, 2020, 1

# Danksagung

Meiner Betreuerin und Erstgutachterin Frau Univ.-Prof. Dr. med. Monika Rieger danke ich für die Möglichkeit meine Dissertationsarbeit am Institut durchführen zu können, die wohlwollende Einbindung in die Forschungsgruppe vor Ort und ihre Unterstützung im Verlauf der Projektbearbeitung.

Dem Zweitgutachter Herrn Prof. Dr. med. Tilman Steinert danke ich für die Evaluierung meiner Dissertationsarbeit und der anschließenden Disputation.

Herrn Dr. rer. nat. Dipl. Sportwiss. Benjamin Steinhilber danke ich für sein Mentorat und in diesem Rahmen vor allem für die Besprechungen zur Planung und Strukturierung der Arbeit sowie der Unterstützung bei der Aneignung der für diese notwendigen wissenschaftlichen Arbeitsweise.

Herrn Dr. med. Thomas Läubli danke ich für die fachlichen Diskussionen zu meinem Dissertationsthema, seinen Hinweisen dazu und die Durchsicht meiner Arbeit.

Herrn Dipl.-Sportwiss. Florestan Wagenblast, M.Sc. danke ich für die Einarbeitung in das Studienprojekt, den hilfreichen Gedankenaustausch und Anregungen zur Bearbeitung der Forschungsaufgabe.

Herrn Dipl.-Ing. Robert Seibt, danke ich für die Beratung und Unterstützung zur technischen Durchführung der Messungen und Datenaufbereitung.

Frau Angelika Schenk, M.Sc., danke ich für die Einarbeitung in die Versuchsdurchführung und Mitarbeit bei der Durchführung der Versuche.

Meiner Lebensgefährtin Julie danke ich für ihre liebevolle Unterstützung.

Ich danke allen weiteren Personen, die mich während der Durchführung meiner Arbeit unterstützten, vor allem meiner Mutter, meinen Großeltern und meiner Schwester Margret.