

**Bestimmung der Beanspruchung
bei mentalen Bildschirmtätigkeiten
anhand physiologischer und physischer Parameter**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor philosophiae (Dr. phil.)

**vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften
der Friedrich-Schiller-Universität Jena
von Maria Nisser
geboren 17.06.1985 in Karl-Marx-Stadt**

Gutachter

1. **PD Dr. Christian Puta**
2. **Prof. Dr. Heiko Wagner**
3. **Prof. Dr. Andreas Beelmann**

Tag der mündlichen Prüfung: Jena, 09.11.2022

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all jenen danken, die mich auf dem langen Weg unterstützt und damit zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen haben.

An erster Stelle sind meine Betreuer zu nennen, Herrn Prof. Heiko Wagner und PD Dr. Christian Puta, dem ich besonderen Dank für die Weiterführung der Promotionsbetreuung aussprechen möchte. Nicht nur sein fachlicher Rat, sondern auch die konstruktiven Denkanstöße haben zu meiner persönlichen Entwicklung beigetragen.

Großem Dank bin ich zudem Dr. med. Sven Rottländer verpflichtet, der mir in den Jahren nicht nur stets ein guter Freund war, sondern sich vielmehr zu meinem Mentor entwickelt hat.

Prof. Dr. med. Hans Proquitté möchte ich meinen Dank aussprechen, für die Möglichkeit mich beruflich neu zu orientieren und der damit verbundenen Chance zur beruflichen Entwicklung.

Dem Institut für Physiotherapie für die ersten Schritte in der Wissenschaft, die nicht immer einfach sind.

Zudem möchte ich mich herzlich bei Jenny Nisser, Jan Sperrhake und Kristin Wagner bedanken, die mich motiviert, unterstützt, bestätigt, hinterfragt, aufgemuntert und den letzten Anstoß zur Fertigstellung der Dissertation gegeben haben.

Zusammenfassung

Zum Arbeitsschutz und der Gesunderhaltung der Angestellten wurden insbesondere im letzten Jahrzehnt neue Verfahren der Biosignalanalyse in der Forschung erprobt. Vor dem Hintergrund der ansteigenden mentalen Belastung am modernen Bildschirmarbeitsplatz sollen aus der Analyse Beanspruchungsparameter hervorgehen, anhand derer individuelle Handlungsempfehlungen zum feedbackgesteuerten Selbstmanagement abgeleitet werden können. Die Herausforderung besteht darin, das komplexe Geflecht aus individuellen Anforderungen, Ressourcen und Fähigkeiten, der erbrachten Leistung sowie der subjektiven Bewertung des Arbeitnehmers zu ermitteln und zu interpretieren.

Untersuchungen wie in Kapitel 3 durchgeführt, belegen derweil, dass die Ursache für berufsbedingte Beschwerden mit dem größten Anteil im Bereich des Muskel-Skelett-Systems, nicht vorrangig durch die Tätigkeit am Bildschirm selbst zu suchen ist. Denn dafür fällt die muskuläre Beanspruchung zu gering aus. Deshalb rücken andere objektiv erfassbare Parameter, die die physiologische Reaktion des Organismus abbilden, in den Fokus.

Um Maßnahmen zur Gesunderhaltung zu initiieren, gilt es alle Belastungsfaktoren zu ermitteln. Bisher konzentrierte sich die Forschung auf stressevozierte Bedingungen, jedoch stellt sich die Frage, ob und in welchem Maße ein Zusammenhang zwischen objektiv erfassbaren Parametern und subjektiven Parametern bei mittleren Belastungen besteht. Um geeignete Gegenmaßnahmen einzuleiten, noch bevor es zu einem Stressereignis kommt und damit die Handlungsfähigkeit von Arbeitnehmern zu fördern und sie aktiver in diesen Prozess einzubinden.

Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurde die Arbeit in zwei Bereiche unterteilt. Einen ersten Teil, der sich der physischen Beanspruchung bei Bildschirmtätigkeiten widmet und einem zweiten Teil, der experimentell den Zusammenhang von objektiv messbaren Parametern mentaler Beanspruchung und der subjektiven Wahrnehmung überprüft.

Nach einer kurzen Einführung zum Wandel der Arbeitswelt und ihrer Folgen, schließt sich eine Betrachtung der Begrifflichkeit Beanspruchung an. Darauf aufbauend werden die aktuellen Beanspruchungsmessungen, wie Arbeit heutzutage aussieht sowie deren Folgen kurz dargestellt um abschließend die Verfahren, die in den Untersuchungen angewendet wurden zur Erfassung physiologischer Beanspruchung zu beschreiben. In einem ersten Teil werden die für die Bildschirmtätigkeiten typischen Kennmuskeln mithilfe des Oberflächen-Elektromyogramms (OEMG) unter Verwendung verschiedener PC-Eingabegeräte unter-

sucht. Aus den Erkenntnissen eines vorangestellten Reviews zu berufsbedingten Beschwerden und dem Einsatz des OEMGs (Kap. 1) wurde das Studiendesign zu dieser Untersuchung erstellt. Vorteile und mögliche Einschränkungen hinsichtlich des Einsatzes im beruflichen Kontext werden aufgezeigt (Kap. 2). Die Ergebnisse der Studie werden im vierten Kapitel dargestellt und diskutiert. Es konnte dargelegt werden, dass die Sitzhaltung die Höhe der Muskelaktivität des oberen Anteils des M. Trapezius wesentlich stärker beeinflusst als angenommen. Daneben konnte wie bereits in Studien belegt, aufgezeigt werden, dass die Intensität der physischen Beanspruchung in Form der muskulären Aktivität bei Bildschirmtätigkeiten gering ausfällt. Das untermauert die Erkenntnis anderer Untersuchungen, dass mentale und physiologische Aspekte von Beanspruchung muskuläre Aktivität wesentlich stärker beeinflussen und somit zur Entstehung typischer berufsbedingter Beschwerden wie Rücken-, Nacken- und Schulterschmerzen beitragen. Infolgedessen wurde der Fokus auf die mentale Beanspruchung gelegt, die im zweiten Teil beschrieben wird.

Der zweite Teil der Arbeit widmet sich der Erfassung mentaler Beanspruchung anhand der physiologischen Reaktion des Organismus sowie des subjektiv wahrgenommenen Anstrengungsempfindens (Kapitel 5). Unter Laborbedingungen wurden Untersuchungen am Bildschirm zur Reaktionsfähigkeit und zum Reaktionsverhalten mit ansteigendem Aufgaben-Schwierigkeitsgrad sowie zusätzlichen Störgrößen durchgeführt. Aus der Untersuchung geht ein schwacher Zusammenhang von tonischem Hautleitwert zu subjektivem Anstrengungsempfinden hervor, der sich nicht zur Herzfrequenz belegen lässt. Zudem wurde eine Abhängigkeit von Belastungsintensitäten und Belastungsphasen zu den Biosignalen nachgewiesen. So konnte gezeigt werden, dass bei moderaten mentalen Belastungen eine Kombination subjektiver und objektiv erfassbarer Parameter sowie weiterer Kontextfaktoren nötig ist. Weitere Untersuchungen müssen diesen Zusammenhang zusätzlich bestätigen. Dennoch ist klar, dass das Messen der von mobilen Systemen aktuell erfassbaren Größen wie der Herzfrequenz nicht ausreicht, um die Komplexität von Belastbarkeit abzubilden. Die Erkenntnisse dieser Arbeit dienen als Grundlage die hier durch Goldstandardverfahren belegte Tauglichkeit der objektiven und subjektiven Parameter in weiterführenden Untersuchungen auf mobile Systeme zu übertragen.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung.....	1
Zusammenfassung	2
Abkürzungsverzeichnis	6
1. Allgemeine Einleitung	7
1.1. Beanspruchung im Arbeitskontext.....	9
1.2. Bildschirmtätigkeiten und deren Folgen.....	12
1.3. Beanspruchungsmessung am Arbeitsplatz	14
1.4. Verfahren zur Erfassung physiologischer Reaktionen als Folge physischer und psychischer Beanspruchung	17
1.4.1. Oberflächen-Elektromyogramm	18
1.4.2. Elektrokardiogramm	19
1.4.3. Elektrodermale Aktivität (EDA) – Messung der Hautleitfähigkeit	20
1.5. Ziel und Aufbau der Arbeit.....	21
2. Überblick über aktuelle Erkenntnisse berufsbedingter muskuloskeletaler Beschwerden am Bildschirmarbeitsplatz hinsichtlich der Anwendung des Oberflächen-EMGs zur Beanspruchungsmessung	23
2.1. Einleitung	23
2.2. Material und Methoden	24
2.3. Ergebnisse.....	26
2.4. Diskussion	32
3. Messung der muskulären Beanspruchung mithilfe der Oberflächen-Elektromyographie bei verschiedenen PC Eingabegeräten – Vorstellung des Studiendesigns der Pilotstudie	35
3.1. Fragestellung.....	35
3.2. Material und Methoden	37
4. Oberflächen-Elektromyographie zur Beanspruchungsmessung am Bildschirmarbeitsplatz. Welchen Mehrwert bringt die Analyse der muskulären Aktivität	42
4.1. Einleitung	42
4.2. Methode.....	49
4.3. Ergebnisse.....	52
4.4. Diskussion	54

4.5. Schlussfolgerung	56
5. Erfassung von Anstrengungsempfinden und Biosignalen bei mentalen Belastungen: Zusammenhang von subjektiven und objektiven Beanspruchungsparametern	57
5.1. Hintergrund	58
5.2. Fragestellung	60
5.3. Material und Methoden	61
5.4. Ergebnisse	66
5.5. Diskussion	72
5.6. Schlussfolgerungen	75
6. Allgemeine Diskussion.....	76
7. Schlussfolgerung und Ausblick.....	86
Referenzen	90
Abbildungsverzeichnis	100
Tabellenverzeichnis	101
Veröffentlichungen	102
Selbstständigkeitserklärung	106

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Begrifflichkeit
EDA	Elektrodermale Aktivität der Haut
EKG	Elektrokardiogramm, Elektrokardiographie
OEMG	Oberflächen-Elektromyogramm, Oberflächen-Elektromyographie
HF	Herzfrequenz
HLW	Tonischer Hautleitwert

1. Allgemeine Einleitung

Die technische Entwicklung der vergangenen Jahrzehnte hat zu weitreichenden Veränderungen in der Arbeitswelt und im Privatleben geführt. Neben dem strukturellen Wandel unserer Gesellschaft, hervorgerufen durch den demografischen Wandel, sind es v.a. Innovationen, die unter dem Begriff Industrie 4.0 zusammengefasst sind und die stark in die persönlichen und beruflichen Prozesse eingreifen. Der von Badura (2017) als „digitale Revolution“ bezeichnete Fortschritt zeige neben den persönlichen Folgen im Privaten (B Badura, 2017; Goleman, 2013), Auswirkungen im Beruflichen. So fördere der Informationsreichtum die Unfähigkeit zur Konzentration und damit die fehlende Fokussierung auf die Aufgabenbewältigung. Die Folge seien negative Gedanken oder Gefühle, die die Arbeitsfähigkeit beeinflussen (Goleman, 2013). Weiterhin führt der technische Fortschritt zu einer Beschleunigung der Arbeitsvorgänge bzw. zu einer Arbeitsintensivierung (Franke, 2015; Korunka, 2015), die beim Arbeitnehmer eine erhöhte wahrgenommene Beanspruchung hervorrufen. Durch diese technologische Beschleunigung scheinen die mentalen Anforderungen am Arbeitsplatz zu steigen, die in Form von Zeit- und Leistungsdruck sowie Stress zum Ausdruck kommen (Bongers, Kremer, & Laak, 2002; Lohmann-Haislah, 2012). Laut Burnus et al. (2012) sind steigende Anforderungen an den Mitarbeiter bei einer gleichzeitigen Verknappung der Ressourcen (Burnus, Steinhardt, Benner, Drabik, & Stock, 2012) ausschlaggebend für die zunehmenden Belastungen am Arbeitsplatz. Sind diese zu langandauernd, zu intensiv oder fehlt schlicht die Erholung (Cinaz, Arnrich, La Marca, & Tröster, 2013), kann das Beschwerden auslösen, wie Schmerzen bis hin zu Traumata des Bewegungssystems (Mastnak, 2017), Herz-Kreislauf-Erkrankungen (Kivimäki & Kawachi, 2015), aber auch mentale Erkrankungen wie Burnout oder Depression (Cinaz et al., 2013). Neben den durch die steigenden Belastungen verursachten psychogenen Störungen wie Erschöpfungszustände, Ängste, Hilflosigkeitsgefühle, Schlafstörungen, Kopfschmerzen, Nacken- und Rückenschmerzen sei in einer alternden Gesellschaft eine erhöhte Anzahl an Absentismus und Präsentismus in der deutschen Arbeitswelt zu erwarten (B Badura, 2017).

Neben den Arbeitstätigen sind es aber auch die Arbeitgeber, die von den gesellschaftlichen und arbeitsplatzbedingten Änderungen betroffen sind. Aus Sicht des Arbeitgebers bedeuten akute, temporäre Krankheiten spürbare Einbußen in Anbetracht der Produktivität, die sich in erheblichen Kosten reflektieren können. (Boles, Pelletier, & Lynch, 2004; Burton et al., 2005). Vor diesem Hintergrund und der Verpflichtung des Arbeitgebers mit

dem Arbeitsschutzgesetz, alle notwendigen Maßnahmen zur Gesunderhaltung seiner Angestellten zu ergreifen (BMAS, 2019), sind in den letzten Jahrzehnten unterschiedliche Konzepte entstanden, die Krankheit vermeiden und die Gesundheit der Angestellten vermehrt stärken sollen. Der entstandene Bereich des betrieblichen Gesundheitsmanagements (BGM) und der betrieblichen Gesundheitsförderung (BGF) umfasst umfangreiche Maßnahmen, wie inner- oder außerbetriebliche Sportangebote, Kursangebote zur Entspannung oder Stressmanagement sowie Maßnahmen zur Gestaltung eines ergonomischen Arbeitsplatzes. Jedoch geht die Wirksamkeit vieler BGF-Maßnahmen nicht über eine hinreichende Wirkung hinaus und schafft es zudem nicht Gesundheit langandauernd zu fördern (Kaminski, 2013). Um aber genau das zu erreichen, sind zielgerichtete Präventionsmaßnahmen erforderlich, deren Entwicklung wiederum die Identifizierung von Belastungsfaktoren am Arbeitsplatz voraussetzen (Grebner, Berlowitz, Alvarado, & Cassina, 2010). Darauf begründen sich die Anstrengungen unterschiedlicher Forschungszweige neue Verfahren in die Tätigkeitsanalyse zu integrieren, um physikalische Belastung und physiologische Beanspruchung objektiv messen zu können (Bornewasser & Wegge, 2018). Wobei die Technologie per se nicht neu ist, da sie in Bereichen der Medizin wie u.a. zur Diagnostik der Leistungsfähigkeit bei Berufssportlern seit vielen Jahren genutzt wird, hat die Anwendung im beruflichen Kontext Neuheitswert.

Ziel des Ganzen ist es, Langzeitschäden zu vermeiden, indem die (geistige) Arbeitsbelastung kontinuierlich überwacht und die Fähigkeit zum Selbstmanagement dieser Belastung gestärkt wird (Cinaz et al., 2013). Darunter spielt die Erfassung psychischer Belastung und Beanspruchung eine entscheidende Rolle, da Arbeit von heute durch Kopfarbeit geprägt ist (B Badura, 2017). Obwohl Untersuchungen derweil Beziehungen zwischen physiologischen Signalen und selbsteingeschätzten Stressempfinden belegen können (Smets et al., 2018), existiert dennoch kein objektives Kriterium um eine Beanspruchung oder auch Stress bewerten zu können (Lemanski & Benkhail, 2013). Angestrebt wird deshalb eine Zuverlässigkeitssteigerung der objektiven Messgrößen, indem verschiedene Parameter auf ihren Zusammenhang überprüft werden. Wenngleich sich körperliche Belastung verglichen zur geistigen reliabler skalieren lässt und sie damit eindeutiger bestimmt ist (Ribback, 2003), so bleibt die Bewertung und Interpretation der gewonnenen Signale der physiologischen Reaktion herausfordernd (Schneider, 2019; Xu, Nwe, & Guan, 2015).

Da die Mehrzahl der Forschungsarbeiten Stress evoziert, um Klassifikatoren für Stress ableiten zu können, bleibt offen welchen Einfluss routinemäßige Arbeiten am Bildschirmar-

beitsplatz auf die physische und psychische Beanspruchung nehmen und damit weitere Arbeitsabläufe beeinflussen. Ähnlich wie bei der Leistungsdiagnostik im Sport, ist bei maximaler Belastung ein Abbruchkriterium ausreichend. Wie jedoch sieht die Beanspruchung bei mittleren Arbeitsbelastungen aus und welche Parameter sind geeignet, um mit geringem Aufwand dennoch aussagekräftige Ergebnisse zur Arbeitsbeanspruchung liefern zu können und wie stark ist der Zusammenhang zwischen ihnen?

1.1. Beanspruchung im Arbeitskontext

Für die Begriffe Belastung und Beanspruchung liegt je nach Anwendungsfeld eine Reihe fachspezifischer Definitionen vor. In der Norm DIN ISO EN 10075 werden psychische Belastung und Beanspruchung am Arbeitsplatz definiert und somit für den internationalen Raum standardisiert (Böckelmann & Seibt, 2011). In der vorliegenden Arbeit wird auf die Definition von Schneider (2019) zurückgegriffen, der Belastung und Beanspruchung wie folgt definiert: „Die Belastung beschreibt die objektiven Anforderungen durch die Aufgabe oder Umgebung, die extern auf den Menschen einwirken. [...]“. „Die Beanspruchung beschreibt die Auswirkungen der Belastungsfaktoren auf den individuellen Menschen. Dabei hängt die subjektiv empfundene Beanspruchung von vielen individuell verschiedenen Faktoren ab (bspw. Konstitution, Erfahrung, Strategie, Wissen).“ (Schneider, 2019, S. 30). Die Stärke der Belastung und der Grad der Anpassung bestimmen dabei die physische und psychische Reaktion. Die Reaktionen des Organismus sind dabei stets interindividuell und stehen in Abhängigkeit zur Anpassungsgeschwindigkeit des Organismus, aber auch zu individuellen Erfahrungen, Zielen oder dem Trainingsgrad (Schneider, 2019). Infolge der Belastung tritt eine Ermüdung des Organismus ein, unabhängig der Belastungsart (mental oder physisch). Um ein gesundheitliches Risiko, im Sinne einer vitalen Gefährdung zu vermeiden, setzt die Ermüdung jedoch noch vor einem vollständigen Ausschöpfen der Energiereserven ein (Jakobsmeier, 2017; Weineck, 2014). Der hier aufgeführte Mechanismus schützt somit vor einer vollständigen Erschöpfung, bei der keine Belastung mehr möglich ist und irreversible Schäden verursacht würden. Nichts desto trotz kann die physische und/oder psychische Leistungsfähigkeit nur durch einen beachtlichen energetischen Mehraufwand erhalten bleiben. Dieser äußert sich in verminderten Bewegungsgeschwindigkeiten, einer verminderten koordinativen Fähigkeit hinsichtlich der Präzision sowie in einer verringerten Aufmerksamkeits- und Konzentrationsfähigkeit (Schnabel, Harre, & Krug, 2014; Weineck,

2014). Daraus geht die Relevanz der Erholung bzw. Regeneration für das menschliche System hervor, dass sich in einem ausgewogenen Verhältnis von Belastung und Beanspruchung widerspiegelt. Der hierfür verwendete Begriff ist die Belastbarkeit, die wiederum einen wesentlich bestimmenden Faktor darstellt, der über die Leistungsfähigkeit und die Gesundheit entscheidet (Jakobsmeier, 2017).

Die Belastungsfaktoren sind an die jeweiligen beruflichen Anforderungen geknüpft. Im Falle des Bildschirmarbeitsplatzes überwiegt die mentale Beanspruchung obwohl physische Anteile nachweisbar sind. Gerade in Bezug auf die Arbeitsmittel wie PC-Maus oder Tastatur sind unterschiedlich hohe muskuläre Aktivitäten messbar. Wenngleich vor allem dem Rückenschmerz psychosomatische Aspekte nachgewiesen werden konnten, werden sie im Folgenden durch die Rahmenbedingung einer einzigen durchgeführten Untersuchungseinheit in der Analyse nicht beachtet. Die Erkenntnisse zur muskulären Aktivität während Bildschirmtätigkeiten werden in Kapitel 2 bis 4 aufgegriffen und untersucht werden.

Mentale Beanspruchung

In seiner Arbeit zu „Psychophysiologischen Untersuchung mentaler Beanspruchung in simulierten Mensch-Maschine-Interaktionen“ beschäftigt sich Ribback mit renommierten Modellen und Konzepten zu Belastung und Beanspruchung, wie u.a. dem von Rohmert (1984) oder Gaillard (2000, 1993) (in Ribback, 2003). Jedoch werden oft nur Ursache-Wirkungsbeziehungen und nicht deren Wechselwirkungen betrachtet. Aus diesem Grund wurde von Ribback ein neues Konzept zur Beanspruchung erstellt, auf das in den folgenden Kapiteln dieser Arbeit Bezug genommen wird. In Abbildung 1 wird das von Ribback aufgestellte Konzept zu Beanspruchung (schwarze Umrandungen) durch die Erkenntnisse aus den Vorstudien und Literaturrecherchen ergänzt (gestrichelte Umrandungen) und im unteren Drittel mit der Darstellung der Beziehung von Anforderung und Fähigkeiten der Autoren Huhn & Backerra (2008) erweitert (Huhn & Backerra, 2008). Herrscht eine ausgewogene Beziehung zwischen beiden Faktoren stellt sich ein sogenannter Workflow ein, der eine optimale Leistungsfähigkeit gewährleistet.

Ribback unterteilt in seiner Arbeit die Gesamtbeanspruchung in physische und psychische Beanspruchung. Psychische Beanspruchung wird wiederum in emotionale, die in Abhängigkeit zu bedingungspezifischen Belastungsfaktoren steht und mentale Beanspruchung unterteilt. Mentale Beanspruchung ist von aufgabenspezifischen Belastungsfaktoren abhängig (Abb. 1).

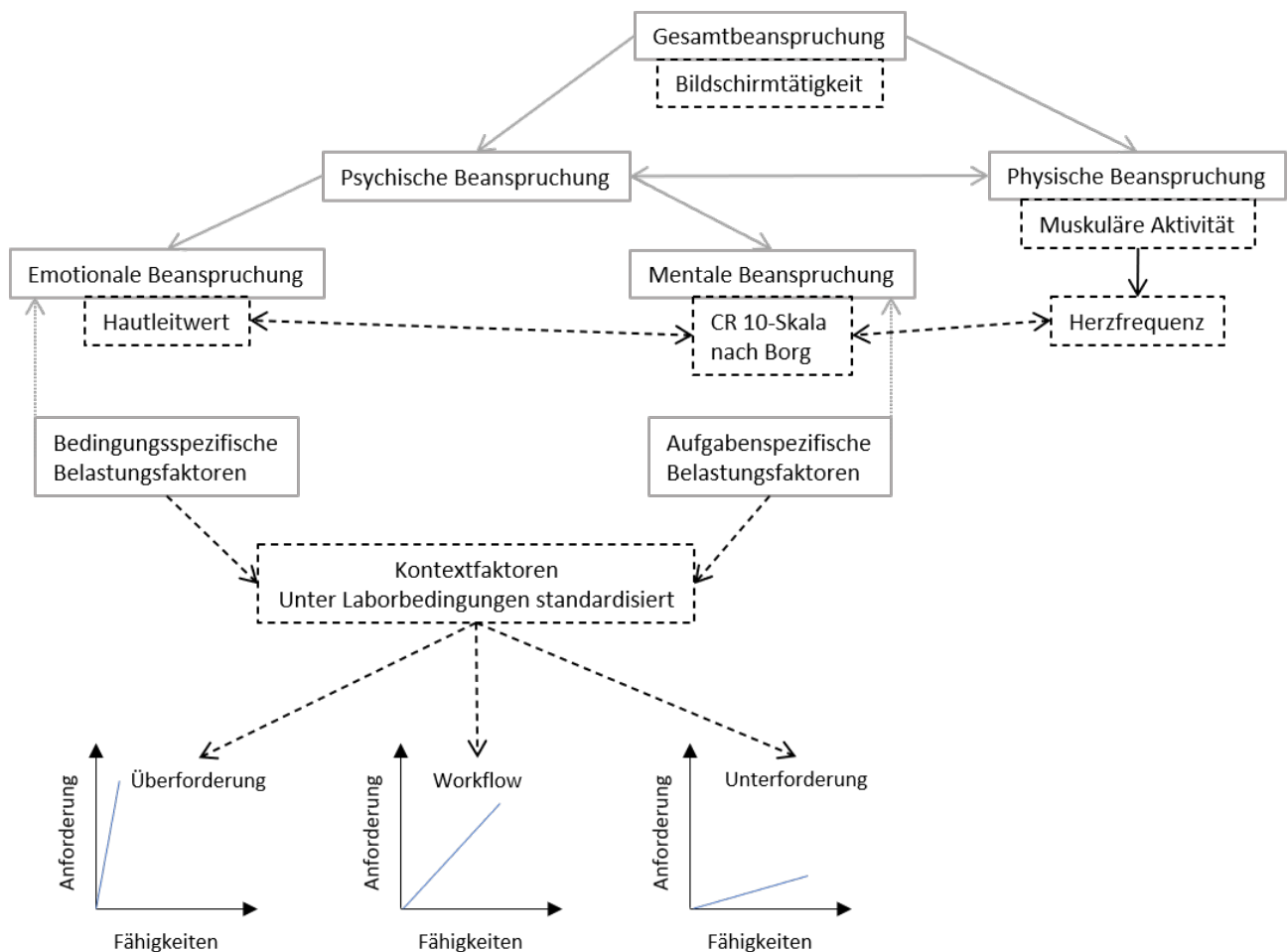


Abbildung 1-1: modifiziertes Beanspruchungskonzept in Anlehnung an Ribback, 2003 und Huhn & Backerra, 2008

Bei der Erfassung von mentaler Beanspruchung ist zu beachten, dass die Umsetzung der Aufgabe abhängig von dessen Schwierigkeit und dessen Bekanntheitsgrad ist. Sind die Aufgaben routinemäßig, mit geringen energetischen Ressourcen und Anforderungen verbunden, so ist es nicht notwendig diese Tätigkeit zu regulieren und zusätzlich Anstrengung aufzubringen. Handelt es sich jedoch um höhere Anforderungen, die bewerkstelligt werden, so wird dies über die Anstrengung reguliert. Diese Regulation findet anhand der Abstimmung der Leistungsergebnisse mit einer subjektiven Bewertung statt. (Ribback, 2003) Demnach setzt sich das Individuum mit der Belastung aktiv auseinander (Böckelmann & Seibt, 2011) und es wird erkenntlich, welcher hohen Anteil die individuelle, situative Bewertung einnimmt. Denn eine Situation wird erst durch die individuelle Bewertung und der damit einhergehenden Reaktion (physiologisch, verhaltensbezogen, subjektiv-verbal) zum Stressor oder einer negativen Belastung (Wippert & Beckmann, 2009). Dennoch verfügt das Individuum über Ressourcen und Fähigkeiten, um sich innerhalb eines Toleranzbereichs zu bewegen, und

die Aufgabe ohne Schädigung zu bewältigen (Abb. 1). Auf den Arbeitsplatz bezogen, entsteht eine Überbeanspruchung oder Unterforderung also, sobald es zu einem längeren Ungleichgewicht zwischen Anforderungen und Bewältigungsstrategien ohne ausreichende Erholung kommt. Zusammenfassend kann daraus geschlussfolgert werden, dass die subjektive Wahrnehmung des Belastungs-Beanspruchungs-Gefüges erheblich beeinflusst und so auf das Gesundheitsempfinden einwirkt.

Vor dem Hintergrund, dass neue Informations- und Kommunikationstechnologien das dominierende Element in den meisten Berufen ist (Cinaz et al., 2013), kann davon ausgegangen werden, dass die psychische Beanspruchung weiter ansteigen wird. Unter den gegebenen Voraussetzungen ist die Erfassung mentaler Belastungsfaktoren und der daraus resultierenden Beanspruchung von besonderem Interesse.

1.2. Bildschirmtätigkeiten und deren Folgen

In Deutschland arbeiten aktuell mehr als die Hälfte der Beschäftigten im Wissens- und Dienstleistungsbereich (Grifka, Tingart, Hofbauer, & Peters, 2002). Damit wird Arbeit von heute vorrangig durch Kopfarbeit bestimmt (B. Badura, 2017). Im Gegensatz dazu finden sich im industriellen Sektor gerade einmal 15% aller Arbeitsplätze wieder (Faltin, 2015). Demzufolge wird körperlich intensiver Arbeit nur noch sehr selten nachgegangen. Dennoch verursachen berufsbedingte Muskel-Skelett-Erkrankungen mit 129,5 Mio. Arbeitsunfähigkeitstagen den größten Ausfall in Bezug auf die Bruttowertschöpfung (24,9 Mrd. Euro von gesamt 64,0 Mrd.) und bilden den größten Anteil innerhalb der Diagnosegruppen ab. Sie bewirken daneben mit 14,1 Mrd. Euro, gemessen am Gesamtvolumen von 113,0 Mrd. Euro, den größten Produktionsausfall (BMAS/BAuA, 2016). Somit bleiben Rücken- und Nackenschmerzen, wie sie in jährlichen Umfragen bei Erwerbstätigen des Bundesministeriums für Arbeit und Soziales durchgeführt werden, zu den am häufigsten genannten Beschwerdebildern (Beermann, Brenscheidt, & Siefer, 2006) - trotz des Wandels von körperlicher zu vermehrt mentaler Belastung am Arbeitsplatz.

Da heutzutage fast jeder Büroarbeitsplatz durch Bildschirmtätigkeiten gekennzeichnet ist (AOK Rheinland/Hamburg 2019), (Stab & Schulz-Dadaczynski, 2017), deren Anzahl im Zuge der Digitalisierung weiter ansteigen wird (Seidler, Euler, Letzel, & Nowak, 2015), werden unterschiedlichste Fragestellungen zur Arbeitsbelastung untersucht. Darunter werden sowohl physische, physiologische als auch psychosoziale Aspekte aufgegriffen. Aus physi-

scher Sicht sind die Tätigkeiten des Büroarbeitsplatzes durch geringen Kraftaufwand, statische Körperhaltung und immer wiederkehrende gleiche Bewegungen charakterisiert, die ein hohes Maß an Feinmotorik verlangen (Müller, Tomatis, & Läubli, 2010). Ergonomisch gestaltete und an die menschliche Physiologie angepasste Arbeitsplätze, sowie Beanspruchungen, die unter der arbeitswissenschaftlichen Dauerleistungsgrenze liegen (Schnoz, 2005), konnten jedoch die Anzahl der gleichbleibend hohen muskulären Beschwerden nicht bedeutend reduzieren. Windel und Wischniewski (2015) verweisen in diesem Zusammenhang darauf, dass „Belastung am Büroarbeitsplatz (entsteht) nicht unmittelbar durch Arbeitstisch und Büroarbeitsstuhl entsteht, sondern aufgrund der hierdurch eingenommen Körperstellung bzw. der einzelnen Körperhaltungen“ (S. 95) (Windel & Wischniewski, 2015). Daraus sei zu schlussfolgern, dass die Risikofaktoren für Schmerzen im unteren Rücken multifaktoriell seien und nicht dem Sitzen per se zugeschrieben werden darf. Die Auswertung von fünf systematischen Reviews, die im Ergebnis zeigen, dass (alleiniges) berufliches Sitzen nicht mit Rückenschmerzen in Zusammenhang steht, bestätigt diese Aussage (Seidler et al., 2015). Weiterhin unterstützt wird dies durch Befragungen Arbeitstätiger in verschiedenen Berufen, die herausstellen, dass nicht die physischen Arbeitsbedingungen (Stehen, Sitzen) problematisch sind. Denn so die Autoren unterstreiche der Vergleich mit Befragungen in den 80er Jahren, dass die wahrgenommene Belastung durch das Sitzen und Stehen unverändert sei (Beermann et al., 2006). Daneben ist die Betrachtung der oberen Extremität von Bedeutung, da sie unerlässlich zur Bewerkstelligung der Bildschirmtätigkeiten ist. Während der Benutzung der PC-Maus und der Tastatur werden immer wiederkehrend gleiche Bewegungsmuster der Hand und des Armes aktiviert. Die Haltearbeit übernimmt hierbei auch die Schultermuskulatur (Petersen, 2015). Vor diesem Hintergrund können sich gestörte Bewegungsstereotype entwickeln, die sich auf die Atmung, Haltung und Bewegung auswirken. Definiert sind Bewegungsstereotype als Auffälligkeiten von Atmung, Stand und Gang aber auch typischer Bewegungen (Buchmann, 2016). Langfristig können sich aus diesen Bewegungsstereotypen muskuloskelettale Erkrankungen herausbilden. Dieser Ansatz wurde bereits 1991 durch Knopp mit dem Begriff der *Repetitive Strain Injury* geprägt. Dabei handelt es sich um „einen pathophysiologischen Mechanismus für tätigkeitsbedingte muskuloskelettale Störungen...“ (S. 1006) (Sorgatz, 2002). Obwohl die Zusammenhänge nicht restlos geklärt sind, deuten Untersuchungen darauf hin, dass die Ursache der Muskelbeschwerden in der Nutzung von Tastatur und PC-Maus zu finden ist, da sie eine Koaktivität des M. Trapezius descendens auslöst (Schnoz, 2005). Weiterhin wird in dieser Verbindung eine fehlende Entspannungsfähigkeit der Muskulatur sowie wahrgenommener

negativer Stress diskutiert, die negative Auswirkungen auf die Muskulatur zeigen (Lundberg, 2007; Rissen, Melin, Sandsjo, Dohns, & Lundberg, 2000). Neben den typischen physischen Belastungsfaktoren rücken zudem psychosoziale in den Fokus, da sie die Gesundheit und Leistungsfähigkeit negativ beeinflussen können (Garhammer, 2003; Stab & Schulz-Dadaczynski, 2017). So wird psychische Belastung in Form von Stress, als Verursacher für Zivilisationskrankheiten angesehen (Gerber, 2008). Das unterstreichen auch die Autoren Litzcke et al. (2013), die sich auf eine Seco Umfrage beziehen und einen Zusammenhang zwischen empfundenem Stress und hektischer Arbeit, aber nicht zu körperlich anstrengender Arbeit herstellen (Litzcke, Schuh, & Pletke, 2013). Auch andere Untersuchungen belegen die hohe Relevanz der psychischen Komponente von Belastung und Beanspruchung mit neuen Erkenntnissen, die den Zusammenhang zwischen Arbeitsgestaltung und dem Anstieg psychischer Erkrankungen dokumentieren (E. Demerouti, A. Fergan, J. Glaser, B. Herbig, A. Hofmann, F. Nachreiner, L. Packebusch, 2012). In der Summe führt so die Zunahme der Arbeitsintensität vorrangig mentaler Arbeit - ausgelöst durch die technologische Beschleunigung (Korunka, 2015; Stab & Schulz-Dadaczynski, 2017) sowie deren Einfluss auf die Arbeitsgestaltung (Arbeitsaufgaben, -bedingungen und -organisation) und die fehlende mentale und physische Entspannungsfähigkeit zu berufsbedingten Beschwerdebildern.

1.3. Beanspruchungsmessung am Arbeitsplatz

Das Arbeitsschutzgesetz verpflichtet Arbeitgeber Gefährdungen am Arbeitsplatz zu detektieren, um seine Angestellten zu schützen. Dazu wird eine Bewertung von Belastung und Beanspruchung vorgenommen, aus denen Maßnahmen zur Prävention abgeleitet werden (BMAS, 2019). Die Aufgabe ist dabei, Arbeit gesundheitsförderlich zu gestalten (Böckelmann & Seibt, 2011). Neben bekannten Maßnahmen wie Gefährdungsbeurteilungen oder Leitmerkmalmethoden, gehört auch das Überprüfen der Arbeitsplatz-Ergonomie zu den Erfassungsgrößen hinsichtlich physischer Belastungen (BAuA, 2017). Eine der großen Herausforderungen ist es die Analyse-Methoden so zu wählen und zu modifizieren, dass sie innerhalb der Gegebenheiten und Bedingungen der modernen Arbeitswelt angewandt werden können. Zudem müssen sich aus den Analysen sowohl und aussagekräftige als auch zuverlässige Größen ergeben. Die aus der Arbeitswissenschaft und Arbeitsmedizin oder -physiologie stammenden Verfahren, prüfen jedoch ausschließlich, ob die vorgegebenen Normbereiche eingehalten werden (Bornewasser & Wegge, 2018). Diese objektiven

Werte werden ergänzt durch den Einsatz von Screening-Verfahren der Arbeitspsychologen. „Das Verfahren setzt im Kern auf eine Erfassung der Belastung durch Beobachtung von Arbeitstätigkeit und Arbeitsplatz ...“, die durch Gespräche mit Angestellten komplementiert werden können (Bornewasser & Wegge, 2018, S. 6). Hinzu kommen Paper and Pencil Instrumente (Assessments), die durch den Angestellten eigenhändig ausgefüllt werden. In der Arbeit von Böckelmann und Seibt (2011) werden unterschiedliche Modelle und Konzepte aufgeführt, die eine Bewertung und Interpretation von Belastung und Beanspruchung im Arbeitskontext abbilden (Böckelmann & Seibt, 2011). Da Belastung und Beanspruchung wie bereits beschrieben wurde, aber starken interindividuellen Unterschieden und intraindividuellen Schwankungen unterliegen, ist die größte Schwierigkeit dabei geeignete, zuverlässige Parameter zu determinieren. Zum einen sollen sie objektive Werte generieren, andererseits aber auch das subjektive Empfinden widerspiegeln. Ein wesentlicher Aspekt ist hierbei die nicht einheitliche Interpretation von Belastung und Beanspruchung und der Zusammenhang zu Erkrankungen. So lassen sich physikalische Größen zur Belastungsbestimmung einfach dokumentieren, wie an dem Beispiel einer bestimmten Wattzahl (Ribback, 2003) deutlich wird. Demgegenüber ist die Wahrnehmung dieser Belastung subjektiv und kann an keinen objektiv erfassbaren Größen gemessen werden. Nach Seidler et al. (2015) kann dieser subjektive Aspekt durch Interviews oder Fragebögen, durch ärztliche Diagnosen sowie durch Statistiken ergänzt werden, indem Fragen nach Beeinträchtigungen des Wohlbefindens oder Schmerzen an die Probanden gerichtet werden (Seidler et al., 2015). Diesen Punkt greift die Stressforschung auf, indem der Zusammenhang von objektiv erfassten Biosignalen zu subjektiver Wahrnehmung und/oder leistungsbasierten Daten überprüft wird. Dabei spielt die subjektive Bewertung eine so große Rolle, da entweder eine mangelnde Datengrundlage vorherrscht oder die Modellierungstechniken (bezogen auf Stressmodelle) nur unzureichend funktionieren (Sharma & Gedeon, 2012). Eine der größten Schwierigkeiten ist die Interindividualität der Daten, die nicht nur aufgrund der individuellen physiologischen Reaktionen auftreten, sondern auch den spezifischen Arbeitsplätzen sowie Tätigkeiten geschuldet sind (Kerkau, 2006). Dementsprechend sei die Verbindung von physiologischen, subjektiven und leistungsbasierten Daten Voraussetzung, um die gewonnenen Werte hinsichtlich der mentalen Beanspruchung interpretieren zu können (Schneider, 2019). Der Vorteil physiologischer Messinstrumente liegt nach Schneider (2019) in der praxisnahen Anwendbarkeit, da subjektive als auch leistungsbasierte Daten entweder mit der Beeinflussung von Probanden oder einer sehr niedrigen Anwendbarkeit einhergehen. Auch wenn die Interpretation von Biosignalen als äußerst schwierig gilt (Schneider, 2019), stellt sie dennoch durch

den mobilen Einsatz eine hervorragende Option für die Anwendung im Arbeitskontext dar. Zum einen ist mit tragbaren Systemen via Uhr oder Shirt eine hohe anwenderfreundliche Nutzung möglich. Zum anderen verspricht die Kombination unterschiedlichster kontaktbasierter oder kontaktloser Sensoren Aufschluss über die Ursache-Wirkungs-Beziehung von Belastung und Beanspruchung, da mehrere unterschiedliche Parameter gemessen werden können. Dennoch muss festgehalten werden, dass die neuen Methoden oftmals nur unter Laborbedingungen an kleinen Stichproben getestet werden und somit nicht alle Aspekte der Arbeitswelt abbilden. Die Studie von Smets et al. (2018), in der über 1000 Probanden in unterschiedlichen Unternehmen untersucht wurden, oder die direkte Anwendung des O-EMGs an Supermarktkassen (Rissen et al., 2000), gehört daher zur Ausnahme. Innerhalb der Untersuchungen werden den Probanden u.a. Kognitionsaufgaben zum Rechnen oder zur Gedächtnisfunktion gestellt (Cinaz et al., 2013; Setz et al., 2010; Xu et al., 2015). Der Vergleich der gewonnenen Daten findet dann überwiegend zwischen den Bedingungen „Stress“ und „kein Stress“ statt (Conway, Dick, Li, Wang, & Chen, 2013; Gjoreski, Luštrek, Gams, & Gjoreski, 2017). Hinsichtlich der Datenauswertung werden klassischer Verfahren der Mustererkennung verwendet. In dieser Methode werden bestimmte Merkmale der Biosignale extrahiert (Begum, Barua, & Ahmed, 2014; Cinaz et al., 2013; Shi et al., 2010). Daraus lassen sich die Daten klassifizieren, und über weitere Schritte kann daraus eine mögliche Eintrittswahrscheinlichkeit berechnet werden (Begum et al., 2014; Gjoreski et al., 2017). Einen Überblick über eingesetzte Methoden der rechnergestützten Stressforschung liefert Sharma et al. (2012).

Allerdings ist diese Art der Analyse oft sehr zeitaufwendig, da viele Kontextfaktoren erfasst werden müssen und setzt einen sicheren Umgang mit rechnergestützten Analysetools voraus, um die Vielzahl an Parametern algorithmisch zu verarbeiten. Trotz der verbesserten Methoden, besteht auch hier noch immer die größte Herausforderung Merkmale auszuwählen, die für die Bestimmung von Beanspruchung oder Stress relevant sind (Begum et al., 2014) und im Arbeitskontext ebenso ihre Gültigkeit finden wie im Labor. Wie Smets et al. untermauern: „Identifying the concept of stress in ambulant conditions is challenging as the gold standard is based on self-reports, which could lead to bias and reduced classification accuracies as compared to controlled laboratory studies in which stressors are artificially induced.“ (Smets et al., 2018, S.6).

1.4. Verfahren zur Erfassung physiologischer Reaktionen als Folge physischer und psychischer Beanspruchung

Consumer- versus Medizinprodukte

Aufgrund ihrer hohen Praktikabilität und anwenderfreundlichen Benutzbarkeit finden Wearables, kabellose Systeme für das Messen von Biosignalen, hohe Akzeptanz. Zudem sind sie im Vergleich zu anderen Verfahren wie dem Goldstandard der Herzfrequenzmessung, dem EKG, kostengünstiger. Jedoch ist die Anwendung von Wearables nicht unkritisch zu betrachten, da: „die Nutzung der Sensoren und die Interpretation der Daten in der praktischen Anwendung in vielen Fällen bei fehlender Überprüfung der Testgütekriterien unreflektiert und zum Teil unsachlich vorgenommen [werden].“ (Jakobsmeier, 2017, S. 13). In diesem Zuge wurde in einem Nebenprojekt eine Vielzahl an Geräten zur Herzfrequenzbestimmung getestet (Vollmer, Bläsing, Reiser, Nisser, & Buder, 2020). Es wurden sowohl Consumerprodukte als auch zu Forschungs- oder Therapiezwecken eingesetzte Systeme, wie u.a. das NeXus MK-10II, in einem standardisierten Laborversuch auf ihre Zuverlässigkeit hin überprüft. Insgesamt wurde allen in der Studie eingesetzten Geräten eine zuverlässige Datenaufzeichnung der Herzfrequenz nachgewiesen und unterstreicht die Eignung v.a. im Freizeitbereich. Der Vorteil tragbarer Consumergeräte gegenüber der Medizinprodukte ist die mobile Anwendung sowie das einfache Handling, wenngleich Abstriche hinsichtlich der Testgütekriterien und der Anwendung als Diagnosetool gemacht werden müssen. In der für diese Arbeit angefertigten Untersuchungen wurde aufgrund des wissenschaftlichen Anspruchs aber auch, weil die Anzahl der messbaren Biosignale bei Consumerprodukten auf zwei Parameter limitiert ist, mit dem NeXus MK-10II auf ein Medizinprodukt zurückgegriffen. Sodass Goldstandardverfahren angewendet wurden, wie das Elektrokardiogramm (EKG), das Oberflächen-Elektromyogramm (OEMG) oder auch die Ableitung des Hautleitwertes über die Elektrodermale Aktivität der Haut (EDA).

Wahl der Biosignale

Ein wichtiges Kriterium für die Wahl geeigneter Biosignale, war die in der Literatur aufgeführte Zuverlässigkeit Beanspruchung wiederzugeben. Wie Studien belegen, verändern sich physiologische Parameter wie die Herzfrequenz oder der Hautleitwert und die Muskelaktivität als Antwort auf mentale Belastungen und unterstreichen damit den Zusammenhang von Belastung und Beanspruchung (Burnus et al., 2012; Conway et al., 2013; Johnston, Jull, Darnell, Jimmieson, & Souvlis, 2008; Laursen, Jensen, Garde, & Jørgensen,

2002; Lundberg et al., 2002; Setz et al., 2010; Sharma & Gedeon, 2012; Visser, De Looze, De Graaff, & Van Dieën, 2004).

Die Auswahl der zu messenden Parameter richtete sich danach, möglichst viele Aspekte der Beanspruchung bei mentalen Belastungen abzudecken. In einer Vorstudie, in der Fließbandarbeiten und Bildschirmtätigkeiten nachgestellt wurden, hatte sich herausgestellt, dass sich die Herzfrequenz zur Analyse sowohl für physische als auch für mentale Belastungen eignet. Mit der Aufnahme der muskulären Aktivität sollte zudem ein weiterer physischer Anteil bei mentalen Belastungen ermittelt werden. Da die Volition einen Einfluss auf die Umsetzung der Aufgaben hat, wurde zudem der Hautleitwert, der den psychophysiologischen Teil der Beanspruchung abbildet, in die Analyse aufgenommen.

1.4.1. Oberflächen-Elektromyogramm

Häufig wird irrtümlich angenommen, es könne mit einem Elektromyogramm (EMG) die erzeugte Muskelkraft gemessen werden. Jedoch basiert das Messprinzip des EMGs auf elektrischen Potenzialen, die aufgrund der im Muskelgewebe auftretenden biochemischen Prozesse entstehen und damit für die Bildung der Muskelkraft verantwortlich sind (Brinckmann, 2000). Infolge von Reizen, die durch das zentrale Nervensystem gesteuert und kontrolliert werden, entstehen elektrische Potenziale, die eine Muskelkontraktion auslösen (Beyer, 2013). Je nach motorischer Funktion des Muskels führt das zu bestimmten Bewegungen. Die Anzahl der rekrutierten Muskelfasern ist hierbei relevant, da sie in Abhängigkeit zum Aktionspotenzial steht. Letztlich löst ein Aktionspotenzial eine Einzelzuckung aller Fasern der motorischen Einheit aus. Das durch eine Muskelkontraktion entstandene elektrische Potenzial, kann durch eine bipolare Ableitung des EMG-Signals ermittelt werden, indem die Spannungsdifferenz zwischen zwei Elektroden und der Referenzelektrode gemessen wird (Pfeifer, Vogt, & Banzer, 2003). Die Summe der Aktionspotenziale der oberflächlichen Muskulatur wird dann durch das Oberflächen-EMG (OEMG) erfasst. Da die Rohdaten jedoch Verzerrungen aufweisen können, im Sinne von EKG-Signalen oder Bewegungsartefakten, sollte eine Filterung der Daten vor der Interpretation stattfinden (Marque et al., 2005; Wang, Tang, & E Bronlund, 2013). Anschließend werden die Daten in Bezug auf die muskuläre Beanspruchung und Ermüdung interpretiert (Kluth, Göbel, Bopp, & Strasser, 2013). Um Aussagen über die Höhe der Beanspruchung treffen zu können, muss eine sogenannte Normalisierung im Vorfeld durchgeführt werden, da es kein Normdaten im eigentlichen Sinne für das OEMG existieren. Angesichts physiologischer, aussagekräftiger

Ereignisse wird eine Skala erzeugt, die standardisiert ist. Darunter werden je nach Studiendesign bzw. Fragestellung verschiedene Referenzen verstanden. Die am häufigsten angewandten sind u.a. die maximal willkürliche Anspannung (engl. Maximal Voluntary Contraction, kurz MVC), submaximale willkürliche Anspannung, jegliche Ruhewerte, aber auch zwischen Werten, die innerhalb der Untersuchung gemacht werden, wird ein Bezug hergestellt. Bei diesen Bezugswerten wird beispielsweise Maximal- und/oder Minimalwert mit Belastungswerten verglichen. (Jackson, Mathiassen, & Dempsey, 2009).

Wenngleich verschiedene Anwendungen im beruflichen Kontext durch eine Literaturrecherche dargelegt werden konnten (Nisser, Derlien, & Best, 2018), fällt die Praxistauglichkeit des OEMGs gering aus. So können im Allgemeinen Werte unterschiedlicher Untersuchungen nicht miteinander verglichen werden, wenn sie sich im Studiendesign und des zur Messung eingesetzten EMG-Gerätes voneinander unterscheiden. Die ermittelten Werte des OEMGs sind von sehr vielen Einflussfaktoren abhängig, die in Kapitel 3 als interne (personenabhängige) und externe (methodenabhängige) Einflussfaktoren aufgeführt werden. Zu nennen sind hier u.a. die *Vorbereitung der Haut* und der *Abstand zwischen den Elektroden* (Cram, Kasman, & Holtz, 1997). Schlussfolgernd werden alternative objektive Biosignale in die Untersuchung (Kapitel 5) eingebunden.

1.4.2. Elektrokardiogramm

Bei elektrokardiografischen Untersuchungen wird zwischen dem Ruhe- und dem Belastungs-EKG unterschieden (Pokan et al., 2017). Das Elektrokardiogramm zeichnet die Aktionspotenziale (elektrische Spannung) des Herzens auf. Zur Bestimmung der Leistungs- aber auch der Arbeitsfähigkeit ist v.a. die Herzschlagfolge von großer Bedeutung, sodass die exakte Auswertung des EKGs im Sinne einer klinischen Diagnostik keine Rolle spielt (Stegemann, 1993). Die aufgezeichneten Kurven bilden einen typischen Verlauf in folgender Reihenfolge benannt: P, Q, R, S, T. Zur Auswertung werden die Abstände zwischen den Zacken sowie deren Verlauf bzw. Ausprägung bestimmt (Bücker, 1992). „Müsste man den Herzschlag auf einem fixen Punkt festlegen, so wäre dies am QRS-Komplex, obwohl die Aktivität des Herzens bereits vorher an der P-Welle beginnt und in gleicher Weise mit Ende des QRS-Komplexes noch nicht vollständig beendet ist.“ (S. 15) (Vollmer, 2016).

Die Herzschlagfrequenz, im Folgenden als Herzfrequenz (HF) bezeichnet, wird definiert als Anzahl der Herzaktionen pro Minute und spiegelt damit die Reaktion (Beanspruchung) auf eine Belastung wider (Sammito et al., 2017) und kann somit zu Steuerung und Regulierung

von Belastungen herangezogen werden. Die Berechnung der HF erfolgt anhand der R-Zacken- Erkennung innerhalb des EKGs.

Die Ruhe-HF gibt die Anzahl der Herzschläge wieder, wenn keine Belastung vorliegt. Bei Erwachsenen liegt die Ruhe-HF bei 70 Schlägen pro Minute (Mathias, 2018). Da sie interindividuellen Schwankungen unterliegt, wird sie in Untersuchungen meist vor der eigentlichen Belastung erfasst. Jedoch kommt es hier in Abhängigkeit von exogenen und endogenen Einflüssen zu intraindividuellen Schwankungen. So dass sie als Referenzwert umstritten ist. In der S2-k Leitlinie: *Nutzung der Herzschlagfrequenz und Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft* wird auf die Autoren Hettinger und Wobbe verwiesen, die eine vorgeschaltete 10-minütige Radergometer-Belastung empfehlen. Damit soll eine erhöhte Ruhe-HF vermieden werden, die durch den sogenannten „psychischen Herzschlag“ entsteht, verursacht durch Aufregung u.Ä. (Sammito et al., 2017) Ein weiterer Ansatz ist die Messung der Herzfrequenz nach der Belastung, die v.a. bei mentalen Anforderungen eher die realen Ruhe-HF entsprechen soll. Vor diesem Hintergrund wurde sowohl eine Baseline-HF, vor Studienbeginn, als auch eine Regenerations-HF, nach Beenden der Studienaufgaben, ermittelt und gegenübergestellt.

1.4.3. Elektrodermale Aktivität (EDA) – Messung der Hautleitfähigkeit

Die Elektrodermale Aktivität fußt auf der physiologischen Grundlage der Schweißbildung zur Thermoregulation des Körpers (Gauggel & Herrmann, 2007). Bestimmte Schweißdrüsen sind an den Stellen der Handinnenfläche, der Finger sowie der Fußsohle durch den Einfluss psychosozialer Faktoren wie Furcht, Angst und Erregung aktiv und unterliegen ausschließlich der Sympathikusaktivität. Sodass Reaktionen auf physische und mentale/kognitiver/psychosoziale Reize neben den äußeren Einflüssen wie der Zimmertemperatur hier besonders gut messbar sind (Gauggel & Herrmann, 2007). Der Vorteil der elektrodermalen Aktivität der Haut gegenüber anderen physiologischen Parametern ist, dass die Haut einzig durch das sympathische Nervensystem innerviert wird und demnach Aufschluss über eine erhöhte körperliche und mentale Aktivität – eine mögliche Gefahr – gibt (Choi, Ahmed, & Gutierrez-Osuna, 2012; Mertens, 2016; Setz et al., 2010).

Die häufigst angewendete Methode ist die exosomatische Methode (Boucsein, 2013). Bei dieser wird eine konstante Spannung angelegt, die einerseits das tonische Hautleitfähigkeitsniveau (Scin Conductance Level – SCL) und andererseits die phasische Hautleitfähigkeitsreaktion (Scin Conductance Response – SCR) widerspiegelt (Gauggel & Herrmann,

2007). Die in dieser Arbeit angefertigten Untersuchungen ermitteln ausschließlich die tonische Hautleitfähigkeit (SCL, im Folgenden als Hautleitwert (HWL) bezeichnet, da verschiedene Reize über mehrere Belastungsphasen von fünf Minuten Dauer erfolgten.

Als Referenzwerte für die tonische Leitfähigkeit werden 2-20 μS (Dawson, Schell, & Filion, 2016). Jedoch ist es nicht möglich von einem Normalwert zu sprechen, da dieser in Abhängigkeit der verwendeten Elektroden steht (IBIM, 2019). Für die vorliegenden Untersuchungen ist die Betrachtung des Normalwertes nicht relevant, da eine Veränderung hinsichtlich der Baseline zu den Belastungsphasen untersucht wird.

1.5. Ziel und Aufbau der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist zu überprüfen wie sich mittlere mentale Belastungen auf subjektive und objektiv messbare Parameter auswirken und ob der aus der Stressforschung bekannte Zusammenhang zwischen den Variablen auch hier besteht. Die meisten Untersuchungen haben zum Ziel Stress - im Sinne einer Überbeanspruchung - zu definierten Ruhebedingungen zu unterscheiden, indem stressige Situationen hervorgerufen werden. Jedoch sollten am Arbeitsplatz Überbeanspruchungen die Ausnahme sein und für gewöhnlich eine Balance zwischen routinemäßigen und herausfordernden Tätigkeiten bestehen. In Voruntersuchungen konnten Parameter wie die Herzfrequenz und die muskuläre Aktivität bereits als vielversprechende Biosignale identifiziert werden. Jedoch ist unklar in welchem Zusammenhang sie zu subjektivem Anstrengungsempfinden bei mittleren mentalen Belastungen stehen und inwiefern sie sich dort eignen, Beanspruchung abzubilden?

Dazu wird in einem ersten Teil untersucht, welchen Einfluss typische Tastatur- und PC-Maus-Aufgaben auf charakteristische Kennmuskeln der Bildschirmtätigkeit haben. In einem Vergleich unterschiedlicher PC-Eingabegeräte und Sitzpositionen führen Probanden standardisierte Bildschirmtätigkeiten durch (Kapitel 3 und 4). Für einen ersten Eindruck wurde ein Review über die Anwendung des OEMGs bei berufsbedingten muskuloskelettalen Beschwerden hinsichtlich des Büroarbeitsplatzes bzw. bei Bildschirmtätigkeiten angefertigt (Kapitel 2).

Da Bildschirmtätigkeit vorrangig durch mentale Beanspruchung gekennzeichnet ist, liegt der Schwerpunkt im zweiten Teil der Arbeit auf der Untersuchung von Biosignalen, die die physiologische Reaktion abbilden. Die gewählten Parameter der Herzfrequenz und des Hautleitwertes werden auf ihren Zusammenhang zum subjektiven Anstrengungsempfinden hin untersucht. Da Tätigkeiten am Bildschirmarbeitsplatz sehr unterschiedlich ausfallen, sind

sie kaum miteinander vergleichbar. Um jedoch eine Aussage über die Beanspruchung zu ermöglichen, wurden Aufgaben zu Reaktionsfähigkeit und Reaktionsverhalten mit sukzessivem Belastungsanstieg gestellt. Sie lassen sich unter Laborbedingungen standardisieren und demzufolge vergleichen (Kapitel 5).

Eine allgemeine Diskussion wird in Kapitel 6 wiedergegeben, die die gewonnenen Ergebnisse kritisch hinterfragt und aktuelle Literatur zum Thema einbezieht.

Abschließend wird in Kapitel 7 die Schlussfolgerung der Erkenntnisse und ein Ausblick vorgestellt.

2. Überblick über aktuelle Erkenntnisse berufsbedingter muskuloskeletaler Beschwerden am Bildschirmarbeitsplatz hinsichtlich der Anwendung des Oberflächen-EMGs zur Beanspruchungsmessung

Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin 2018; 28 (1), 153-162

Nisser M.

Derlien, S.

Smolenski, U.

Zusammenfassung

Fragestellung: Muskuloskeletale Erkrankungen zählen zu den häufigsten berufsbedingten Erkrankungen. Mittels Oberflächen-Elektromyografie (OEMG) lässt sich der muskuläre Beanspruchungsgrad messen, der die beruflichen Tätigkeiten am Bildschirmarbeitsplatz widerspiegelt. In Untersuchungen konnte eine Korrelation zwischen statischer Haltung mit wiederkehrend gleichen Bewegungen und berufsbedingten muskuloskeletalen Erkrankungen nachgewiesen werden. Vor diesem Hintergrund stellt sich die Frage, ob das OEMG hinreichende Daten zur Analyse körperlicher Beanspruchung am Bildschirmarbeitsplatz liefert. *Material und Methoden:* Eine systematische Literaturrecherche zu Electromyography AND Work-Related Disorders innerhalb der Datenbank Web of Science Core Collection wurde durchgeführt. *Ergebnisse:* Von 124 Abstracts wurden 19 in die Volltextanalyse einbezogen. *Diskussion:* Die OEMG ist eine effektive Methode muskuläre Beanspruchungen zu erfassen, jedoch fehlen einheitliche Datenpools, um eine Klassifikation der Daten vorzunehmen. *Schlussfolgerung:* Einheitliche Studiendesigns sind zwingend notwendig, um gesundheitsförderliche Ableitungen treffen zu können.

2.1. Einleitung

Berufsbedingte muskuloskeletale Erkrankungen (Work-Related Musculoskeletal Disorders WRMSD) haben multifaktorielle Ursachen. Zum einen können sie auf reine körperliche Aktivität zurückgeführt werden, die sich in zu hohen Lasten oder sich wiederholenden Bewegungen am Arbeitsplatz äußert und zum anderen durch psycho-soziale Aspekte oder auch mentale Beanspruchung verursacht werden [6, 31]. Diese sind u. a. Verlust des Arbeitsplatz-

zes, der Arbeitsbedingungen wie Zeit- und Leistungsdruck aber auch das Verhältnis zu anderen Angestellten bzw. zum Vorgesetzten. Körperliche Beschwerden wie Kopfschmerz, Nackenverspannungen oder auch Rückenschmerzen können ihren Ursprung in diesen mentalen und körperlichen Überlastungen am Arbeitsplatz haben [11, 12]. Zur Beurteilung der Arbeitsbedingungen sowie -tätigkeiten gibt es eine Reihe von möglichen Verfahren. So bieten Interviewleitfäden aber auch Befragungen über einfache, standardisierte „Paper and Pencil“ Fragebogen effektive Möglichkeiten Beanspruchungen des Arbeitnehmers durch geschultes Fachpersonal zu bewerten. Zudem können körperliche Belastungen mithilfe von Gefährdungsbeurteilungen anhand von Leitmerkmalmethoden oder Checklisten beurteilt werden. Seit dem letzten Jahrzehnt rücken alternative Methoden in den Fokus der Wissenschaft, da u. a. Selbstbeurteilungsfragebogen durch subjektive Antworten häufig vom Erwartungswert abweichende Ergebnisse generieren, sodass Angaben zu dem, was als „normal“ empfunden wird, stark schwanken [5]. Als objektiver gelten Messverfahren aus der Medizin und der Sportwissenschaft, die zur Bestimmung von Leistungsfähigkeit unterschiedliche physiologische und physische Parameter untersuchen. Hinsichtlich muskulärer Aktivität gelten Oberflächen-Elektromyogramme als Gold Standard und liefern relevante Hinweise über die Rekrutierung der Muskelfasern bei Bewegungen. Anhand verschiedener Untersuchungen konnten Zusammenhänge zwischen mentaler Arbeitsbelastung mit dem Anstieg der Amplitude und einer Frequenzreduktion von EMG Signalen belegt werden. Das Ziel der systematischen Literaturrecherche ist es eine Übersicht zu erstellen über aktuelle Methoden und Ergebnisse hinsichtlich von berufsbedingten muskuloskeletalen Beschwerden und dem OEMG (Abb. 1).

2.2. Material und Methoden

Suchstrategie

Die Datenbank der Web of Science Core Collection (ISI Web of Knowledge) wurde durchsucht, unter zu Hilfenahme der Suchbegriffe: Electromyografy kombiniert mit „AND“ Work-Related Disorders.

Selektionskriterien

Zur Spezifikation wurde die Recherche, um folgende Suchkriterien erweitert: Suche ausschließlich in TOPICs, sowie Beschränkung auf ARTIKEL mit OPEN ACCESS Zugang. Des Weiteren wurden Artikel eingeschlossen, die folgende Kriterien erfüllten: (i) OEMGMessungen Schulter-/Nackemusculatur sowie Unterarmmuskulatur (ii) überwiegend konzentriert

auf Bildschirmtätigkeiten, (iii) durchgeführt an gesunden Probanden und/oder WRMSD, (iv) Originalarbeiten mit Open Access im Volltext.

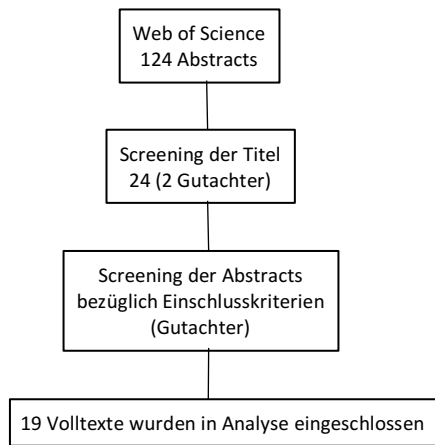


Abbildung 2-1: Flowchart Suchverlauf und Ergebnisse

Andere Arten des durch Bildschirmtätigkeit assoziierten Schmerzes wie der Kiefergelenke oder des Rückens wurden ausgeschlossen. Ebenso wie Untersuchungen, die sich auf andere berufliche Tätigkeiten außerhalb der Bildschirmtätigkeit beziehen wie Fließbandarbeiten und Überkopfarbeiten. Weiterhin wurden Artikel von der Suche ausgeschlossen, deren Fokus auf EMG gesteuertes Feedback-Training lag. Zwei unabhängige Gutachter filterten Titel und Abstracts unter Einbezug der Ein- und Ausschlusskriterien. Im Anschluss erfolgte die Volltext-Analyse.

OEMG

Das OEMG misst elektrische Potenziale der oberflächlich liegenden Muskulatur, aber keine mechanischen Kenngrößen. Eine Aussage über Bewegungen oder Muskelkontraktionen sowie Muskelspannungen sind demnach nicht möglich [18]. Dennoch ist aus den Veränderungen der EMG-Werte durch die Berechnung der Amplitude sowie der Frequenz eine Ableitung zur Muskelermüdung und Beanspruchung gegeben [18]. So spiegelt sich muskuläre Ermüdung anhand eines Anstiegs der EMG Amplitude sowie einer reduzierten Frequenz wider [1]. Hinsichtlich des Bildschirmarbeitsplatzes werden höhere EMG Aktivitäten bei Computeraufgaben der Schulter und Unterarmmuskulatur registriert [2].

Berufsspezifische muskuloskeletale Beschwerden

Das Tätigkeitsprofil von Bildschirmarbeitsplätzen ist charakterisiert durch sich wiederholende Bewegungen [15], v. a. der Arm-, Schulter- und Kopfmuskulatur in Verbindung mit

geringen Krafteinsätzen und einer statischen Körperhaltung. Visser et al. (2004) haben anhand unterschiedlicher Durchführungsbedingungen einen Anstieg der Aktivierung der Nackenmuskulatur (M. Trapezius) sowie der Handextensoren und Handflexoren (M. Extensor Digitorum, M. Flexor Digitorum Superficialis) beim Gebrauch von PC-Mäusen nachgewiesen, wenn Geschwindigkeit und mentale Anforderung ansteigen [28]. In diesem Zusammenhang häufen sich die Anzeichen, dass die veränderte muskuläre Aktivierung als ein wichtiger Mechanismus der motorischen Steuerung zur Entstehung muskuloskeletaler Erkrankungen beiträgt [4]. Diese veränderte muskuläre Aktivierung sowie das Fehlen der anschließenden Muskelerholung gelten als Risikofaktoren für die Entstehung von berufsspezifischen muskuloskeletalen Beschwerden. Eine Verbindung von körperlichen Anstrengungen und mentalen Belastungen am Arbeitsplatz können dieses Risiko noch verstärken [30–27]. Jensen et al. untermauern diesen Aspekt anhand einer subjektiven Befragung von Angestellten und heben hervor, dass Frauen doppelt so häufig betroffen sind als Männer. Wobei sich die Häufigkeiten der betroffenen Schmerz-Region innerhalb der Geschlechter und der Häufigkeit der Computer- und PC-Maus-Nutzung unterscheiden [9].

2.3. Ergebnisse

124 Artikel wurden innerhalb der ISI Datenbank mit den oben aufgeführten Suchkriterien gefunden. Nach der Sichtung der Abstracts wurden 24 Artikel ausgewählt, wobei 5 nach Prüfung der Abstracts ausgeschlossen wurden. Somit konnten 19 Artikel in die Volltextanalyse eingeschlossen werden [6–8, 10–12, 15–17, 19–26, 29, 32].

Demografische Daten

In der überwiegenden Mehrheit der Studien wurden die Körpergröße sowie das Körpergewicht der Probanden aufgenommen. In vereinzelt wurden daraus die BMI-Werte errechnet. Zudem führten Hengel et al. (2008) die Handgröße auf, da sie relevant im Vergleich der unterschiedlich untersuchten PC-Mäuse war [8]. In allen Studien unter Laborbedingungen wurden ausschließlich rechtshändige Probanden untersucht.

Normalisierung der EMG-Werte

Die Normalisierung der EMG-Werte gilt als ein Hauptmerkmal zur Aussagefähigkeit der Ergebnisse bei OEMG-Untersuchungen. Eine Normalisierung wurde unabhängig der Durchführungsbedingungen in allen Studien vor Untersuchungsbeginn vorgenommen. Eine Aufzählung der unterschiedlichen Vorgehensweisen ist in Tab. 1 zu entnehmen. Ein Großteil

der Autoren orientierte sich bei der Wahl der Durchführungsmethodik an den Ausführungen von Mathiassen et al. (1995) [14], jedoch variiert die Anzahl der durchgeführten maximal willentlichen Anspannung (MVC: Maximal Voluntary Contraction). Des Weiteren wurden Widerstände als Gegenlager zur vom Probanden aufgebrauchten Kraft verwendet. Zur besseren Verständlichkeit bei der Gegenüberstellung wurde eine Unterteilung der Studien in Untersuchungen unter Laborbedingungen und Untersuchungen unter Arbeitsplatzbedingungen vorgenommen (Tab. 2 und 3). Der Vorteil, der im Labor durchgeführten Versuche liegt in der Standardisierung der Aufgaben, der Durchführungsbedingungen und der Versuchsabläufe, die damit ein hohes Maß an Vergleichbarkeit ermöglichen. Während eine Erfassung unter gewöhnlichen Bedingungen am Arbeitsplatz stark von den Umgebungseinflüssen abhängt. Jedoch spiegeln sie unter Einbezug aller Kontextfaktoren die realen Belastungs-Beanspruchungs-Verhältnisse wider [6]. So sind die Messungen per se am Arbeitsplatz gekennzeichnet durch einen höheren Alltagsbezug. Daraus resultiert eine höhere Aussagekraft. Jedoch unterliegt die Vergleichbarkeit der Ergebnisse unterschiedlichen Tätigkeitsprofilen, selbst in gleichen Berufen oder Unternehmen. Bezugnehmend auf die Durchführung der Untersuchungen wurde den Probanden entweder die Einstellungen der Arbeitsmittel eigenständig nach individuellem Komfortempfinden überlassen oder die Versuchsleiter legten diese im Vorfeld fest. Die Einstellungen folgten dem gleichen Prinzip: Anpassen der Stuhlhöhe an Kniewinkel von 90 ° und Tischhöhe an individuelle Ellbogenhöhe.

Untersuchungen unter Laborbedingungen

Aufgaben, die innerhalb der Untersuchungen im Labor gestellt wurden, sind in ihrer Art und Zielstellung sehr heterogen. Mit einfachen Tastaturaufgaben wie das Abtippen eines vorgegebenen Textes oder mit der PC-Maus, mit „Drag and Drop“- oder „Click“- Aufgaben, die zu absolvieren waren, werden berufliche Tätigkeiten nachgestellt. Somit grenzen sich die Aufgaben in der Art der Ausführung nur gering voneinander ab. In der Durchführungsdauer gibt es jedoch große Abweichungen. So liegt die Spannweite zwischen wenigen Minuten [20] und einer Stunde [24]. Eine weitere Differenzierung muss hinsichtlich der Population getroffen werden. Die Probandenanzahl ist, im Gegensatz zu den Untersuchungen unter Arbeitsplatzbedingungen mit mehreren Hundert Probanden, sehr

Tabelle 2-1: Durchführung der Normalisierung mit Auflistung der unterschiedlichen Methoden und eingesetzten zusätzlichen Materialien

Methode	Material
<p>MVC (maximal voluntary contraction)</p> <ul style="list-style-type: none"> • 3 Durchgänge zu je 5 Sekunden Anspannung [8, 19, 22-23] • 2x 5 Sek isometrisch [20, 30] • Schulterhochziehen gegen Widerstand [11, 19, 20, 22, 23, 25, 30] • 3Durchgänge für 15 Sek Anspannung [14] • 5 s gestreckten auf Schulterhöhe angehobenen Arm halten, Handfläche in Richtung Boden 1kg Gewicht am Mittelfinger fixiert [12] • 3 x 10 Sek Ellbogen gestreckt, Arm auf 90° abduziert [10] • 4x15 Sek Arm geradeaus und horizontal 90° abduziert, kein Zusatzgewicht, Hände entspannt, Handflächen zeigen zum Boden [28] • Keine Zeitangabe der Anspannung [6, 7, 11, 18, 24-25] • Submaximale Anspannung [10, 30] 	<ul style="list-style-type: none"> • Riemen/Gurt [12, 18-20, 22, 23, 25] • Dynamometer-Handgriff [6] • Kraftmesszelle am Boden [20-22] • Visuelle Feedback [19] • Kraftmessung Kistler piezoelektrischer Transducer [19]

Tabelle 2-2: Untersuchungen unter Laborbedingungen

Studie	Design	Population	Aufgabe	Material	Muskel	Outcome
Hengel et al. 2008	Keine Angabe	30 gesunde Probanden	6 verschiedene PC Mäuse randomisiert zugewiesen; Point-and-click-, Drag-, Steering-Aufgaben	Minibird System (Handlänge sowie Hand- und Unterarmposition gemessen); EMG, Fragebogen zum Komfort der PC Maus, Schwierigkeitsgrad der Aufgabe Borg CR 10	M. Extensor Carpi Radialis (ECR), M. Extensor Digitorum Communis (EDC), M. Extensor Carpi Ulnaris (ECU), erste dorsale M. Interosseus (FDI)	Kleinste Notebook-Maus und Probanden mit kleineren Händen hatten geringste neutrale Haltung und höhere Muskelaktivität, ulnare Abweichung Handgelenk für alle Notebook-Mäuse größer als PC-Maus, Gruppe mit kleinen Händen zeigten keine verminderte ulnare Abweichung bei Verwendung kleinerer Mäuse, Pronation Unterarm hat sich zwischen den Mäusen nicht unterschieden, Muskelaktivität bei ECU am größten und für ECR am kleinsten
Johnston et al. 2008	Querschnittsstudie	Einteilung Fallgruppe mit Neck Disability Index: kein Schmerz N=33, geringer Schmerz N=38, moderater Schmerz N=14, Kontrollgruppe N=22 gesunde weibliche Probanden (nicht arbeitsfähig)	a) Abtippen eines Textes (Fehlerkorrektur möglich) Aufnahme Wörter pro Minute, Fehler) in angenehmen Tempo, b) Abtippen eines Textes wie a) mit Unterschied, dass Fehlerkorrektur nicht möglich war, schnellstmögliches Tempo und Beobachter ruft Fehler laut aus und fordert zu schnellerem Arbeitstempo auf c) Stroop Color Word Test	EMG, Polaruhr, Job Content Questionnaire, General Health Questionnaire, VAS nach jeder Aufgabe	M. Cervical Extensor, M. Trapezius descendens, M. Sternocleidomastoideus, M. Scalenus anterior, Herzfrequenz	Anstieg Herzfrequenz und EMG Amplitude (M. Cervical Extensor und Flexor; nicht bei M. Trapezius), aber keine Veränderung der Produktivität innerhalb der Arbeitsaufgaben, während der Aufgaben erhöhte sich der Schmerz bei Arbeitern mit Schmerzen
Leonard et al. 2010	Quasi-experimentell	50 Probanden, Nackenschmerzen-Gruppe (N=25), Kontrollgruppe gesunde Probanden (N=25)	30 Minuten lang vorgegebenen Text schreiben	EMG Nordic Muscular Questionnaire	M. Trapezius	Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen, Nackenschmerzgruppe zeigte höhere EMG Amplitude, Nackenschmerz-Gruppe berichtet von Schmerzen (Nacken, Schulter, obere Rücken) während der Durchführung, Kontrollgruppe nicht
Muller et al. 2010		12 Männer, 8 Frauen	Single-click, double-click, drag and drop mit PC Maus oder I-Pen	EMG, Borg CR 10	M. Trapezius	RMS EMG sign. höher bei I-Pen, Mehrfachtestung ergab keine sign. Unterschiede bei Aufgaben, sign. kürzere Arbeitsdauer und sign. bessere Performance mit Maus, Borg CR 10 keine sign. Unterschiede in Schulter und Hand zwischen Maus und I/Pen, höhere Lernkurve für alle (Probanden haben zum ersten Mal damit gearbeitet), keine Korrelation zwischen Performance und muskul. Aktivität (nur Performance verbessert sich, nicht aber muskul. Beanspruchung)

Samani et al. 2009	12 gesunde Probanden	4x2 Minuten Computertätigkeit mit PC-Maus mit 2x2 Minuten ohne Muskelschmerz und 2x2 Minuten mit akutem Muskelschmerz, aktive (Schulterelevation bis 30% MVC über visuelles Feedback Krafteinsatz) und passive (Arme werden gestützt) Pausen werden randomisiert	Kistler piezoelektrischer Kraft Transducer, Multimeter, EMG, hypertone Kochsalzlösung in Trapez, Schmerz in Schulter über VAS, Widerstandskraftmessung für Mausclick	M. Trapezius	Aktive Pausen führen zu höheren Muskelaktivität im Vergleich zu passiven, Effekt aktiver Pausen war weniger wirksam beim Vorhandensein Schmerz, generell stieg Muskelaktivität an bei aktiven Pausen während Computerarbeit, akuter Muskelschmerz in M. Trapezius descendens führt zum Anstieg der Aktivität des M. Trapezius ascendens und transversa während Computerarbeit und zur geringeren Erholungszeit des ganzen Muskels
Samani et al. 2011	12 gesunde Probanden	4x10 Minuten Computertätigkeit mit PC-Maus, an zwei aufeinanderfolgenden Tagen; Sessions: mit/ ohne injiziertem Schmerz, mit aktiven und passiven Pausen, an Tag 1 exzentrische Kontraktionen	Kistler piezoelektrischer Kraft Transducer, EMG, hypertone Kochsalzlösung in Trapez, VAS, Gerät für Widerstandskraftmessung für Mausclick	M. Flexor Carpi Ulnaris (FCU), M. Trapezius descendens (TD), M. Extensor Carpi Radialis Brevis (ECRB)	Schmerz steigt über die Durchführungsdauer hin an und signifikanter Unterschied zwischen Muskelschmerz-Sessions gegenüber ohne, MVC an Tag zwei signifikant geringer, Akuter Muskelschmerz in Trapez führt Verringerung Muskelaktivität ECRB während Computerarbeit und zu geringeren relativen Entspannungszeiten FCU
Szeto et al. 2008	10 Frauen, 10 Männer (gesund)	20 Minuten Tippen in 3 unterschiedlichen Bildschirmpositionen: zentrale, linksorientierte und rechtsorientierte Ausrichtung	EMG	M. Trapezius descendens (TD), zervikal Erector spinae (ZES)	ZES war über alle 3 Bildschirmpositionen höher als TD, links Bildschirm höhere Aktivität links ZES und rechts TD verglichen mit anderen Positionen, zentrale Position und rechte involvieren gleiche Aktivierungsmuster in bilateralen zervikalen Muskulatur aber rechte Position zeigt erhöhte Aktivität in linken Trapez, linke Position zeigt höheres Unbehagen als rechte
Szeto et al. 2009 (23)	Fall-Kontroll-Studie 73 weibliche Büroangestellte mit Unbehagen letzte 3 Monaten und innerhalb vergangenen 7 Jahren, Fallgruppe (FG) N=39, Kontrollgruppe (KG) N=34	Allgemeine Ruheposition 15 Sek bequem auf Stuhl sitzend, Aufgabenspezifische Ruheposition 15 Sek aufrecht sitzend an Computer-Arbeitsplatz, 43 Probanden 1h Tippen und 41 Probanden 3 Tipp-Aufgaben je 20 Min: a) normale Geschwindigkeit und Kraft, b) gesteigerte Geschwindigkeit, c) gesteigerte Kraft	EMG, Unbehagen anhand Skala 0-10	M. Cervikal erektor spinae (CES), M. Trapezius descendens (TD)	Höhere mediane Muskelaktivität rechter TD der FG in aufgaben-spezifischer Ruheposition, 1h tippen FG zeigt 5° mehr Flexion CES, in allgemeinen Ruheposition gleiche Aktivierungsmuster beider Gruppen, FG zeigen höhere Muskelaktivität rechte Seite TD in Aufgabenspezifischen Ruheposition, Score Unbehagen war bei Ruhepositionen und Tipp-Aufgaben innerhalb der FG signifikant höher
Szeto et al. 2009 (22)	Fall-Kontroll-Studie, Angabe laut Autoren Querschnittstudie 38 weibliche Büroangestellte, Zuordnung Fall- (N=21) und Kontrollgruppe (N=18)	3x20 Minuten, randomisiert zugewiesen: a) Tastatur, b) Maus c) Tastatur und Maus	Nordic Questionnaire, Unbehagen anhand einer numerischen Skala 0 bis 10	M. Cervikal Erector Spinae (CES), M. Trapezius descendens (TD)	FG signifikante Unterschiede für 90ten Perzentile Muskelaktivität für CES-Studie zeigt damit, dass höheren Amplituden EMG Messungen bedeutend für Muskelleistung sind, lassen auf eine Überbelastung der CES schließen, Fallgruppe zeigte eine größere Variabilität Amplitude Muskelaktivität, Unbehagen steigt am Ende der Aufgaben signifikant an und ist bei FG signifikant höher
Szeto et al. 2011	Randomisierte Fall-Kontroll-Studie 17 Probanden (Büroangestellte), Fallgruppe (FG) N=9 (Schmerzen/brennendes/kribbelndes oder Taubheitsgefühl in Hand bzw. Handgelenk infolge Mausnutzung, Kontrollgruppe (KG) N=8	Je 5 Minuten, randomisierte Zuweisung der Aufgaben: a)geringe Präzision, b) hohe Präzision, c) konstante Geschwindigkeit, d) schnellstes Tempo	Nordic Questionnaire, subjektives Unbehagen anhand 0-10 Skala, EMG, biaxialer elektronischer Winkelmesser	M. Extensor Carpi Ulnaris (ECU), Extensor Carpi Radialis (ECR), Flexor Carpi Ulnaris (FCU), Flexor Carpi Radialis (FCR)	Vergleich von normalisierten MVC mediane Amplituden-Werte und nicht-normalisierte RMS-Werte: hohe within-subject Reliabilität beider Durchgänge des MVC zwischen den Gruppen; signifikant Unterschiede zwischen den Gruppen bei max.MVC für ECU, ECR und FCU, Tendenz höhere Kraftwerte bei MVC-Durchgängen bei KG; nicht normalisierte RMS Werte tendenziell höhere Amplituden in KG der Extensoren und innerhalb b) und d), keine stat. sign. Unterschiede bei Flexoren, MVC-Werte Tendenz höhere Werte bei FG aber nur ECR sign. Unterschied zwischen den Gruppen Winkelmessung: keine statistische Signifikanz zwischen den Gruppen und Aufgaben Performance: Kontrollgruppe zeigte bessere Durchführung mit mehr Maus-clicks und kürzerer Reaktionszeit in allen Aufgaben, jedoch ausschließlich sign. für b), Unbehagen wurde nur von Fallgruppe angegeben
Thorn et al. 2007	Fall-Kontroll-Studie 79 Probanden mit Schulter-/Nackenbeschwerden, Fallgruppe (FG) N=35 und Kontrollgruppe (KG) N=44	Tipp- und Textbearbeitungsaufgaben (Tastatur), Präzisionsaufgaben (Tastatur und Maus), Stroop-Test (Maus)	EMG, Nordic Questionnaire	M. Trapezius descendens	Muscle relative rest time (RRT), sign. Unterschiede bei KG im Vergleich von Textbearbeitung und Präzision auf der nicht-Maus-Seite sowie bei FG Vergleich Tippen mit Präzision auf der Maus-Seite, geringe RRT Werte bei FG während Stroop-Test, generell geringere RRT Werte während Tipp- und Textbearbeitungsaufgaben, höhere RRT Werte auf nicht-Maus-Seite verglichen zur Maus-Seite während der Präzisionsaufgabe

Voerman et al. 2007	Querschnittsuntersuchung	gesunde Probanden mit Schleudertrauma	Probanden mit WMSD, Probanden mit Schleudertrauma	2x10 Minuten, a) Test abtippen, b) Stroop Color Word Test	Dutch Musculoskeletal Disorder Questionnaire für Screening geeigneter Probanden, EMG	M. Trapezius descendens	Übereinstimmung Muskelaktivierung WMSD und Schleudertraumagruppe aber keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe. Patientengruppen zeigen etwas höhere Aktivierungslevel und geringere Entspannungslevel gegenüber Gesunden
Zuniga et al. 2017		27 gesunde Frauen N=14, Männer N=13	Mehrfachtestung an zwei Tagen innerhalb 7 Tage, zwei Monitore gegenüber Laptop, 90 Minuten in 10 Blöcken zu je 9 Minuten (Lesen, Tippen, Suchen-Finden)	Kinematik Vicon Motion Analysis System, EMG, VAS	M. Cervical Erector Spinae (CES), M. Sternocleidomastoideus, M. Trapezius ascendens, descendens, transversa, M. Deltoideus anterior	Verwendung von zwei Bildschirmen scheint weniger propriozeptive Strukturen der Nackenmuskulatur zu erfordern, zeigt sich in signifikant geringerer Muskelaktivität rechter CES, Kopprotration ist bei Setup von zwei Bildschirmen größer, viele Variablen zeigten keinen Unterschied zwischen Laptop und zwei Bildschirmen	

Tabelle 2-3: Untersuchungen unter Arbeitsplatzbedingungen

Studie	Design	Population	Aufgabe	Material	Muskel	Outcome
Hansson et al. 2009		523 Frauen und 163 Männer	43 Belastungsarten aus u.a. Industrie Büroarbeitsplatz	Handgelenksposition und –bewegung (Goniometer), Winkelmesser EMG	Mm. Extensor Carpi Radialis Longus und Brevis	Hohe Korrelation aller Bewegungsmessungen, keine offensichtlichen geschlechterspezifischen Unterschiede innerhalb Handgelenksposition und Bewegungsmessungen und Muskelaktivität, aber zwischen Handgelenksbewegungen und Muskelaktivität Unterschiede zwischen Männern und Frauen Generell Zusammenhang von Handgelenksbewegungen und Muskelbelastung variiert aufgrund unterschiedlicher Arbeitstätigkeiten
Hansson et al. 2010		548 Frauen und 165 Männer	43 Belastungsarten unterteilt in „Büro“, „Industrie“, „Nicht-Büro und nicht-Industrie“	EMG, Neigungsmesser (3axiale Beschleunigungsmesser)	M. Trapezius, Oberarm und Kopf	Messungen bilden körperliche Arbeitsbelastung der Schulter und des Nackens ab, Haltung und Bewegung des Nackens und des Oberarms sowie Muskelaktivität des M. Trapezius ebenso wie die Haltung und Bewegung der Handgelenke und Muskelaktivität der Unterarm-Extensoren bietet umfangreiche generische Daten, um mehrdimensionale Belastungen charakterisiert
Luttman et al. 2010		69 Probanden nahmen an Befragung teil, davon 13 Probanden EMG Messung	Beschwerden dokumentiert während Berufsalltag, Selbstauskunft über Schmerzstärke sowie Region 4 Mal am Tag und muskuläre Aktivität (N=13)	Nordic Questionnaire, EMG	M. Trapezius pars descendens, M. Deltoideus acromialis und clavicularis, M. Extensor carpi ulnaris	Höchste Aktivität Extensoren bei Tatstatur, Schultermuskeln am stärksten aktiv bei Papierarbeit, Schulterregion Angabe höchste Beschwerden
Nordander et al. 2013	Daten wurden aus Querschnittsstudie genommen	8 Gruppen (N=741) männliche Probanden, 19 Gruppen (N=1891) weibliche Probanden mit Beschwerden	Unterschiedliche Berufe wie Friseur, Zahnarzt, Büroangestellte, etc. wurden hinsichtlich Beschwerden der letzten 12 Monate sowie 7 Tage untersucht	EMG, elektronische Goniometer (Winkelgeschwindigkeit und Handgelenksposition), Job Content Questionnaire – psychosoziale Belastung	EMG: Unterarm-Extensoren, Goniometer: Haltung und Bewegung Handgelenk, Kopf und Oberarm	Geschlechtsadjustierte Steigungen Regressionsgeraden für RMS Muskelelerholung und muskuläre Beanspruchung, Goniometer: höhere Prävalenz für Erkrankungen bei Frauen, Beziehung wurde gefunden zwischen geringer Job-Kontrolle und Beschwerden bei Männern und Frauen
Nordander et al. 2016	Daten entnommen aus Querschnittsstudien.	24 Gruppen mit berufstätigen Frauen (N=2324), 9 Gruppen mit berufstätigen Männern (N=817), Subgruppen gebildet	Industrie, Büro und andere Angestellte	EMG, elektronische Goniometer, Job Content Questionnaire, COPSOQ	Haltung und Geschwindigkeit: Kopf, Oberarm rechts, Handgelenk rechts, EMG: M. Trapezius rechts, Unterarmextensoren	Nachweis Zusammenhang unterschiedlicher Parameter sowie verschiedener Körperregionen, Frauen haben höhere Prävalenz für Nacken- und Schulterbeschwerden, Studie liefert quantitative Belastungs-Antwort-Beziehung zwischen körperlicher Belastung des Nackens sowie Arm und muskuloskeletalen Erkrankungen des Nackens sowie Schulter, geringe Job-Kontrolle ist eine der psychosozialen Hauptrisikofaktoren
Van Eerd et al. 2012		41 Angestellte, Frauen N=29, Männer N=11,	Nutzen der Tastatur N=30, Maus N=24, Telefon N=17	EMG, Winkelmesser, Kamera zeichnet Arbeitsalltag auf, Fragebogen zu Demographien und Arbeitsplätzen, Geschulte Beobachter bewerten	M. Extensor Carpi Radialis Brevi, M. Trapezius Transversa	Zusammenhänge zwischen Selbsteinschätzung, Haltung, Equipment und EMG sind relativ schwach, mechanische Beanspruchung zu messen bedarf es Vielzahl an Methoden, die unterschiedliche Teile des Körpers adressieren

viel geringer. So umfasst die Studie von Johnston et al. (2008) mit 107 Probanden die größte Stichprobe [10]. Des Weiteren sind die Stichproben in Gruppen mit ausschließlich gesunden Probanden [8, 15, 19, 20, 22, 32] oder Probanden mit und ohne muskuloskeletalen Beschwerden [10, 11, 22–24, 28] zu unterteilen. Im Vorfeld der Experimente wurde der Nordic Musculoskeletal Questionnaire, der General Health Questionnaire oder der Neck Disability Index eingesetzt, um die Probanden in Fall- und Kontrollgruppe zu zuweisen [10, 11, 23–

25]. Diese Unterteilung sowie die Auswahl der eingesetzten Materialien richten sich nach der jeweiligen Zielstellung aus. Sodass in den Fall-Kontroll-Studien Instrumente der subjektiven Empfindung wie die VAS oder eine Werte-Skala für Angaben zum Unbehagen der Probanden eingesetzt werden [19–21, 23, 24]. Darüber hinaus wird der Schwierigkeitsgrad der Aufgaben oder der Umgang mit unterschiedlichen Eingabegeräten anhand der Borg CR 10 Skala abgefragt [8, 11, 15]. Weiterhin werden bei Johnston et al. (2008) Angaben zur beruflichen Zufriedenheit erfragt [10]. Die Hypothese, dass sich Unterschiede hinsichtlich der muskulären Aktivität zwischen verschiedenen Probanden einstellen, haben alle Studien gemein. Die Untersuchungen unterscheiden sich hinsichtlich der ausgewählten Probanden, Aufgaben, Durchführungen sowie Eingabegeräten voneinander. Je nach Fragestellung werden verschiedene Muskeln mithilfe des OEMGs erfasst. Dabei wurde bei Probanden mit muskuloskeletalen Beschwerden im Vergleich zu gesunden Probanden eine höhere muskuläre Aktivität im M. Trapezius, der Extensoren sowie Flexoren des Unterarms sowie der zervikalen Muskulatur festgestellt. Beim Vergleich der Eingabegeräte zeigen sich bei der Messung der Gelenkwinkel sowie -geschwindigkeit, der Gelenkposition und -haltung Unterschiede. Eine konkrete Empfehlung anhand der erfassten Daten von OEMG, Winkelmesser und subjektivem Empfinden ist nicht hervorgegangen. Im Gegensatz zu anderen Ergebnissen führten Samani et al. (2009, 2011) in ihren Untersuchungen den Probanden mittels Kochsalz-Injektion akuten Muskelschmerz zu, der die Aktivierungsmuster der Muskulatur veränderte [19, 20]. Sodass sich innerhalb des M. Trapezius eine Verschiebung der Aktivitätsintensität auf die Anteile Aszendens und Transversa nachgewiesen werden konnte. Des Weiteren konnte eine geringe Erholung der Muskulatur festgestellt werden.

Untersuchungen unter Arbeitsplatzbedingungen

Die am Arbeitsplatz durchgeführten Untersuchungen sind gekennzeichnet durch die berufstypischen Tätigkeiten. In allen Fällen wird während eines Arbeitstages die Belastung aufgezeichnet, mit dem Ziel sie klassifizieren zu können. In Hansson et al. (2010, 2011) sowie Nordander et al. (2013, 2016) werden unterschiedliche Berufsgruppen erfasst [6, 7, 16, 17]. Diese Untersuchungen beziehen sich auf Büro- und Industriearbeitsplätze, aber auch auf Arbeitsplätze, die von diesem Tätigkeitsprofil abweichen wie Friseure oder Zahnärzte. Da die Untersuchungen in den Unternehmen stattfinden, können große Stichproben mit u. a. N = 2324 realisiert werden [16]. Eine Unterteilung in Subgruppen hinsichtlich gesunder Probanden und Probanden mit muskuloskeletalen Beschwerden wurde bei Luttmann et al.

2010 und Nordander et al. 2013 und 2016 vorgenommen [13, 16, 17]. Um arbeitsplatzspezifische Belastungen messen zu können, wurden OEMGs und Goniometer eingesetzt [6, 7, 16, 17, 26] und Bewertungen durch geschultes Personal vorgenommen [26]. Darüber hinaus wurden Assessments wie der Job Content Questionnaire oder der Copenhagen Psychosocial Questionnaire verwendet. Ziel war es neben den körperlichen Belastungen, psychosoziale Kriterien wie berufliche Zufriedenheit oder die eigenständige Einflussnahme auf Arbeitsabläufe zu erfassen [16, 17]. So konnte nachgewiesen werden, dass eine hohe Korrelation zwischen geringer Kontrolle und Mitsprache in beruflichen Entscheidungsprozessen und Beschwerden bei Männern und Frauen existiert, sie zählt damit zum Hauptrisikofaktor [16, 17]. Zudem scheinen Frauen eine höhere Prävalenz zu muskuloskeletalen Beschwerden zu haben [16, 17]. Um mehrdimensionale Belastungen zu charakterisieren und alle Umgebungsgrößen am Arbeitsplatz zu erfassen, ist eine Vielzahl an quantitativen Messungen notwendig [7, 26].

2.4. Diskussion

In den recherchierten Studien wurden Unterschiede in der Höhe der muskulären Aktivität deutlich. In Bezug auf die verschiedenen Probandengruppen sowie Eingabegeräten aber auch der Aufgabenstellungen stellt dies keine Auffälligkeit dar. Während die Verschiedenheit zwischen den Eingabegeräten durch u. a. differente Handgelenkshaltungen begründet werden kann, ist die Ursache hinsichtlich abweichender EMG-Werte zwischen Probanden mit oder ohne Beschwerden nicht restlos geklärt. Einerseits scheinen motorische Störungen der Auslöser für geänderte Rekrutierungsmuster v. a. bei Personen mit muskuloskeletalen Erkrankungen zu sein. Andererseits sind die multidimensionalen Ursachen so vielschichtig, dass die Interpretation alleinig anhand der OEMG-Werte ohne Beachtung der Kontextfaktoren nicht möglich ist. Denn der Anstieg der EMG Werte wird nicht ausschließlich durch biomechanische Prozesse ausgelöst, sondern auch durch mentale Beanspruchung wie Zeit- und Leistungsdruck oder der im Unternehmen vorherrschenden Arbeitsorganisation. Patienten oder Personen mit Schmerzen weisen darüber hinaus häufig ein von der Norm abweichendes Bewegungsmuster auf. So werden aufgrund der Schmerzen oder geschädigten Strukturen Kompensationsmechanismen zur Ausführung der Bewegung entwickelt. Einen Beleg hierfür liefern die Studien von Samani et al. (2009 und 2011), die zu einer Änderung innerhalb der Anteile des M. Trapezius führen, aufgrund der Injektion einer Koch-

salzlösung [19, 20]. Jedoch führt nicht jedes veränderte, von der Norm abweichende Bewegungsmuster auch zu Beschwerden, sodass diese veränderten Bewegungsmuster nicht als pathologisch angesehen werden müssen. Auch die Ko-Aktivität des M. Trapezius bei Aufgaben mit PC-Mäusen, bei denen hauptsächlich die Unterarmmuskulatur genutzt wird, spricht nicht per se für eine gestörte Rekrutierung der motorischen Einheiten. Vielmehr kann seine Aktivität bei Tätigkeiten mit der Computer-Maus oder der Tastatur in seiner Zugehörigkeit zur Abduktions-Außenrotations- Extensionskette begründet werden. Da physische als auch mentale Faktoren zu erhöhten Ausschlägen der EMG Werte führen können, sind Rückschlüsse hinsichtlich der Entstehung von Beschwerden limitiert. Ebenso sind Ableitungen aus den Daten für praktische Empfehlungen vor dem Hintergrund fehlender Klassifikationen krankheitsverursachender Belastungen in „gefährdend“ und „nicht gefährdend“ mit Einschränkungen vorzunehmen. Auch die geschlechtsspezifischen Unterschiede in der Reaktion auf gleiche Arbeitsprozesse sind in der Physiologie, der Medizin und des Sports bekannte Aspekte, die neben intra-individuellen Unterschieden durch eine im Vorfeld durchzuführende Normalisierung relativiert werden können. Generell sind unterschiedlichen Studiendesigns, die limitierenden Faktoren. Neben voneinander abweichenden Durchführungen bei der Normalisierung, werden auch unterschiedliche EMG Bearbeitungsformen der Eingangssignale verwendet. Soweit in den Studien angegeben, werden Tief- und Hochpassfilter (im Bereich von 20 bis 30 Hz und 200 bis 300 Hz) oder auch Bandpassfilter von 20 bis 500 Hz verwendet, die zu einer geringen Einschränkung bezüglich der Vergleichbarkeit der Daten führen können. In Bezug auf die Normalisierung der Daten gibt es erste Hinweise, die darauf deuten, dass ein Vergleich der Roh-Daten ohne Normalisierung geeigneter scheinen [21]. Im Vergleich zum Arbeitsplatz sind Untersuchungen unter Laborbedingungen sinnvoller, da sich alle Rahmenbedingungen standardisieren lassen und damit eine Vergleichbarkeit der Daten ermöglichen. Die hohe Differenzierung der Tätigkeiten einer Berufsgruppe sowie die Tag-zu-Tag-Schwankung im Arbeitssetting erschweren die Interpretation und Vergleichbarkeit der Datenlage, trotz der Möglichkeit alle Umgebungsgrößen zu erfassen und eine Vielzahl an Probanden zu rekrutieren [6]. So können unter Laborbedingungen alle auf den Probanden einwirkenden Belastungen standardisiert und kontrolliert werden, was im Hinblick auf die hohe inter-Individualität von OEMG Daten, von großer Bedeutung ist. Zukünftige Studien mit einheitlichen Studiendesigns sind notwendig, um allgemeingültige Ableitungen treffen zu können. Das OEMG stellt ein hilfreiches, nicht invasives Verfahren dar, um muskuläre Beanspruchung zu bestimmen und damit Arbeitsbedingungen

bzw. Arbeitsmittel zu beurteilen. Jedoch müssen spezifische Kriterien hinsichtlich der Methodik Beachtung finden. Zudem sollte die Oberflächen-Elektromyografie bei der Anwendung am Arbeitsplatz mit Assessments zur Gefährdungsbeurteilung und subjektiven Beanspruchung kombiniert werden, um der Komplexität aller Einflüsse auf die Gesundheit des Menschen gerecht zu werden.

3. Messung der muskulären Beanspruchung mithilfe der Oberflächen-Elektromyographie bei verschiedenen PC Eingabegeräten – Vorstellung des Studiendesigns der Pilotstudie

Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin; 2018, 28 (4), 231-234

Nisser, M.

Derlien, S.

Smolenski, U.C.

Best, N.

Zusammenfassung

Fragestellung: Trotz ergonomischer Arbeitsmittel sind berufsbedingte muskuloskeletale Erkrankungen die häufigste Ursache für Arbeitsunfähigkeit. Anhand des Oberflächen-EMGs kann muskuläre Beanspruchung über Amplitudenwerte ermittelt werden. Um einen Teil der Arbeitsausfälle zu verhindern, stellt sich die Frage, ob sich die muskuläre Beanspruchung bei der Nutzung verschiedener PC-Eingabegeräte voneinander unterscheidet? *Material und Methodik:* Es werden unterschiedliche PC-Eingabegeräte getestet, mit denen Probanden verschiedene Textverarbeitungsaufgaben ausführen müssen. Die Amplitude des OEMGs wird am M. extensor digitorum und am M. trapezius descendens gemessen. Zudem werden die Winkelgrade des Handgelenks von Supination und Extension über einen Goniometer erfasst. *Zielstellung:* Es soll überprüft werden, ob ergonomische PCMäuse gegenüber gewöhnlichen PC-Eingabegeräten geringere muskuläre Beanspruchung verursachen. Zudem soll durch den Einbezug der Sitzhaltung sowie der Handgelenksposition eine Einteilung der Arbeitsbeanspruchung vorgenommen werden.

3.1. Fragestellung

Muskuloskeletale Erkrankungen haben mit 23,1 % den größten Anteil innerhalb der Verteilung der Krankheitsursachen in Deutschland [1]. Darunter finden sich berufsbedingte Beschwerden wieder wie Schulter-Nacken-Schmerzen, Rückenschmerzen [2] oder auch der sogenannte Tennisarm. Selbst bei Berufen, deren Tätigkeitscharakteristik häufig noch unter der von der Arbeitswissenschaft definierten Dauerleistungsgrenze liegen [3], zeigen sich

funktionelle und/oder strukturelle Veränderungen des Bewegungssystems. So auch am Beispiel des Bildschirmarbeitsplatzes, bei dem nur geringe Kräfteinsätze der Armmuskulatur vorliegen [4]. Jedoch können die immer wiederkehrend gleichen Bewegungsabläufe zu Störungen innerhalb der Bewegungstereotype führen und damit muskuloskeletale Erkrankungen verursachen. Vor diesem Hintergrund wird die Gestaltung von Arbeitsplätzen sowie Arbeitsmitteln unter physikalischen Einflussfaktoren fokussiert, um der Entstehung von Krankheit entgegenzuwirken. Fachdisziplinen der Arbeitsmedizin sowie Arbeitswissenschaft untersuchen mit geeigneten Instrumenten das Belastungs-Beanspruchungs Geflecht an unterschiedlichen Arbeitsplätzen. Hinsichtlich der Bildschirmarbeitsplätze, die im Hinblick auf die zunehmende Digitalisierung immer relevanter werden, gilt es zu ergründen, wie hoch die reale Beanspruchung auf den Organismus des Arbeitnehmers ist. Durch Untersuchungen unter Laborbedingungen können Einflussfaktoren erkannt, reguliert und kontrolliert werden. Durch die Standardisierung der Durchführungsbedingungen können Arbeitsmittel miteinander verglichen werden und lassen somit Rückschlüsse über die auf den Organismus einwirkende Beanspruchung zu. Hinsichtlich der noch immer hohen Anteile muskuloskeletaler Erkrankungen, trotz geringer körperlicher Belastungen am Arbeitsplatz, kommt der muskulären Aktivität eine entscheidende Rolle zu. Zur Überprüfung muskulärer Beanspruchung gilt das Oberflächen-Elektromyogramm (OEMG) als „sehr effektive arbeitswissenschaftliche Methode“ [5].

Das Oberflächen-EMG lässt über die Messung der elektrischen Potenziale der Muskulatur Aussagen über die muskuläre Aktivierung zu. Demnach kann die Beanspruchung, die bei der Verwendung von Arbeitsmitteln auftreten, bestimmt werden, indem mit dem OEMG isolierte aber auch komplexe Bewegungen analysiert werden. Trotz neuer ergonomisch designeder Arbeitsmittel des Bildschirmarbeitsplatzes wie der PC-Maus oder des Bürostuhls, minimieren sich Beschwerden des Rückens, Schulter-Nackens oder Kopfschmerzen nur unwesentlich. Eine Prüfung der Belastungsfaktoren und deren tatsächlicher Einfluss auf den Körper könnten einen wesentlichen Aufschluss über den Zusammenhang der Beschwerden sowie der daraus resultierenden Handlungsempfehlungen geben. Da nicht ausschließlich die zur Bewegung beitragende Körperregion Einfluss auf die Beschwerdebilder nimmt, müssen neben der ausführenden Muskulatur des Unterarmes zur Bewegung der PC-Maus, die für die Haltung relevante Muskulatur miterfasst werden. Windelt und Wischniewski (2015) führen in diesem Zusammenhang als eine Belastungsgröße am Bildschirmarbeitsplatz die eingenommenen Körperhaltungen auf, die in Abhängigkeit zum Sitzwinkel stehen [6]. Mit

der vorliegenden Pilotstudie soll der Frage nachgegangen werden, welchen Einfluss unterschiedlich designte PC-Eingabegeräte auf die muskuläre Aktivität haben und in welchem Zusammenhang diese zur Sitzhaltung steht. Im Rahmen einer Literaturrecherche in der Datenbank des Web of Science zur „Electromyography AND Work-Related Muskuloskeletal Disorders“ im August 2017 wurde das Vorgehen zur Pilotstudie ermittelt [7] Abb. 1. Der Großteil der detektierten Studien führte unter Laborbedingungen einfache Drag and Drop-, Clickaufgaben oder Abtippen eines Textes unter Laborbedingungen durch [4, 8, 9]. Demgegenüber wurden die realen Arbeitsaufgaben am Arbeitsplatz erfasst. Jedoch beeinflussen viele unterschiedliche Faktoren die Daten des OEMGs (gerätespezifische wie die Vorbereitung der Haut oder aufgabenspezifische, die die Vergleichbarkeit der Daten gewährleistet), sodass den Autoren eine kontrollierte, standardisierte Durchführung nur im Laborsetting sinnvoll scheint.

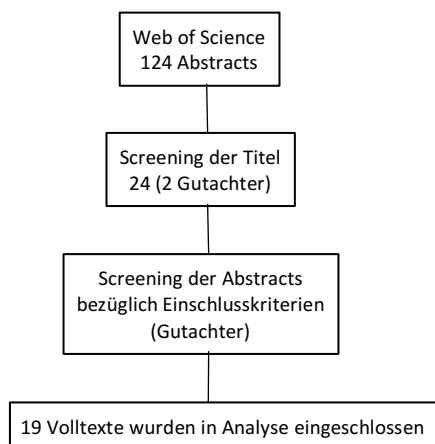


Abbildung 3-1: Flowchart der Literatursuche

3.2. Material und Methoden

Die Untersuchung wird am Institut für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena durchgeführt. Die Bestimmungen der Deklaration von Helsinki werden eingehalten und das positive Votum der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena liegt bereits vor (4985-11/16).

Ausschließlich volljährige, gesunde Probanden werden zur Studie zugelassen. Das Vorliegen muskuloskeletaler Beschwerden des Rumpfes sowie der oberen Extremität schließt eine Teilnahme aus. Ein weiteres Einschlusskriterium ist, dass die Probandinnen und Probanden Erfahrungen im Umgang mit Textverarbeitungsprogrammen wie Microsoft

Word oder Excel vorweisen müssen, jedoch keine Vorerfahrungen mit ergonomisch design-ten PC-Mäusen haben dürfen, um die Vergleichbarkeit unter den Probandinnen und Pro-banden zu gewährleisten. Darüber hinaus gibt es keine weiteren Ein- und Ausschlusskrite-rien.

Die Datenerhebung mittels Oberflächen-Elektromyografie erfolgt durch das Multi-Sensor-System NeXus-10 Mk II (Mind Media, NL). Die Aufzeichnung des OEMG Signals wird mit EXG Sensoren und EXG ARBO Ag/AgCl Hydrogel Elektroden (Kendall) durchge-führt. Die OEMG Amplitudenwerte werden mit einer Abtastrate von 2048 Hz aufgezeichnet. Zur Vermeidung von Artefakten aufgrund des Herzschlages bzw. anderer elektrischer Ge-räte wird ein Butterworth-Filter 3. Ordnung sowie ein 50 Hz Kerbfilter verwendet. Die Daten-aufzeichnung und Darstellung wird über die BioTrace+ Software vorgenommen. Die daraus entnommenen Amplitudenwerte des OEMGs (Mittelwerte, Standardabweichung, Minima und Maxima) werden dann in IBM SPSS 21 statistisch ausgewertet.

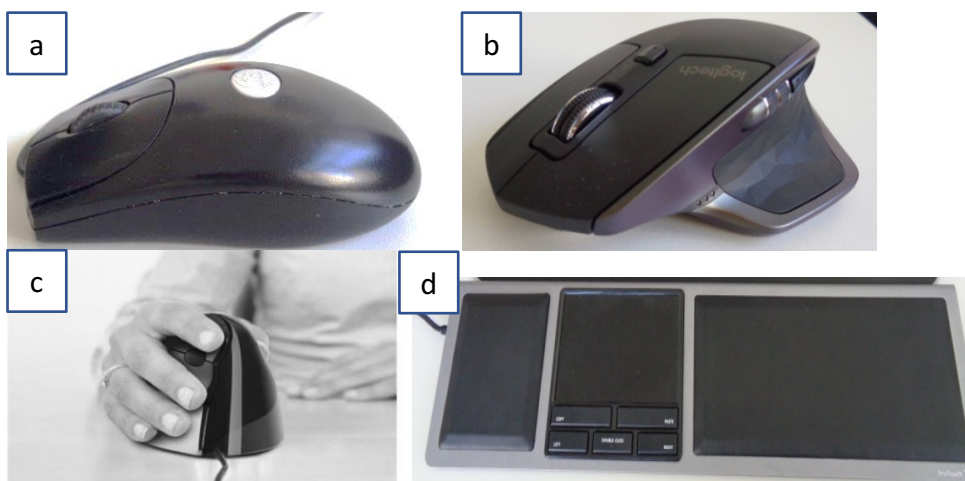


Abbildung 3-2: Eingabegeräte a) kabelgebunden (Logitech RX 250), b) kabelungebunden (Logitech MX Master), c) ergonomisch (Evoluent vertical Mouse 4, kabelungebunden), d) Touchpad (Sun-Flex 400306 ProTouch); Quelle: a, b, d eigene Darstellung, c www.ergo2work.de

Zur Durchführung der Untersuchung werden unterschiedliche PC-Eingabegeräte ver-wendet, die sich in ihren Maßen und technischen Eigenschaften voneinander unterschei-den. Es werden eine kabelgebundene (a), eine kabelgebundene (b) und eine vom Hersteller als ergonomisch bezeichnete PC-Maus (c) eingesetzt. Zudem wird ein weiteres System (d) geprüft, das unter die Tastatur gelegt wird und alle Funktionen einer PC-Maus durch ein Touchpad und Tasten erfüllt (im Folgenden als Touchpad bezeichnet, Abb. 2). Der Vorteil der kabelgebundenen PC-Maus liegt bei den geringen Anschaffungskosten, während die

kabelungebundene dem Anwender eine flexiblere Nutzung verspricht. Die ergonomisch geformte PC-Maus soll durch die veränderte Handposition im Vergleich zu den herkömmlichen PC-Mäusen eine geringere Beanspruchung verursachen, die wiederum präventiv vor muskulären Beschwerden schützen soll. Demgegenüber stellt die Nutzung des Touchpads eine Alternative zur einseitigen Belastung der dominanten Hand dar, da es eine Führung durch beide Hände zulässt. Die Bildschirmtätigkeiten werden an einem PC mit dem Betriebssystem Windows 7 und dem Microsoft Word sowie Excel Version 2010 Textverarbeitungsprogrammen ausgeführt.

Untersuchungsablauf

Nach Aufklärung der Probanden zum Untersuchungsablauf und der Zustimmung zur freiwilligen Teilnahme wird die Platzierung der Elektroden am M. trapezius descendens sowie am M. extensor digitorum an der jeweils dominanten Seite vorgenommen. Als Grundlage zur korrekten Platzierung der OEMG Elektroden und der Vorbereitung der Haut werden die Richtlinien der Arbeitsmedizinischen S2k-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA) herangezogen [10]. Anschließend erfolgt eine Messung der Handgelenksposition an den PC-Eingabegeräten in Supination und Extension mithilfe eines 2-armigen Goniometers, basierend auf der Neutral-0-Durchgangsmethode. Um einen Vergleich zwischen den Werten der erfassten Belastung (Ausführung der gestellten Aufgaben am Bildschirm) und einer Baseline zu realisieren, wird eine Normalisierung bestehend aus 10 minütiger Ruhephase (bequeme Sitzhaltung) und einer maximal willentlichen Anspannung beider Muskeln vorgenommen. Die maximale willentliche Anspannung (engl. Maximal Voluntary Contraction, kurz MVC) sieht eine 5-sekündige, separate Anspannung des M. trapezius descendens sowie des M. extensor digitorum innerhalb von drei Durchgängen vor, die jeweils durch eine lohnende Pause von 2 Min voneinander getrennt sind. Nachfolgend wird eine Messung zu unterschiedlichen Sitzhaltungen durchgeführt, um den möglichen Einfluss auf die Amplitudenwerte des OEMGs aufgrund veränderter Körperhaltungen einzubeziehen. Zu den Sitzhaltungen zählen: durch den Probanden subjektiv eingeschätztes gewohntes, bequemes Sitzen und aufrechtes Sitzen, das mithilfe von Instruktionen des Versuchsleiters ausgeführt wird (Oberkörper gestreckt, Schultern in Neutral-Null-Position, Oberschenkel im 90 ° Winkel zum Boden). In dieser Phase werden die Probanden gebeten, den Bürostuhl auf ihre Körperhöhe durch Einstellen der Arm- sowie Rückenlehnen aber auch der Sitzhöhe einzustellen. Abschließend folgen die eigentlichen Belastungsphasen. Diese sind gekennzeichnet

durch verschiedene Textverarbeitungsaufgaben wie 1) Ziehen und Verschieben von Formen in einer Word-Datei, 2) in einem vorgefertigten Text bestimmte Begriffe zu markieren und 3) eine randomisierte Zahlenreihenfolge mit den Funktionen Ausschneiden und Einfügen zu ordnen. Diese Aufgaben wurden mit jedem PC-Eingabegerät über eine Dauer von je 5 Min durchgeführt und werden damit in 4 Blöcke unterteilt. Daraus ergibt sich eine Dauer pro Aufgaben-Block von 15 Min (3 Aufgaben zu je 5 Min) und eine Gesamtuntersuchungsdauer von 60 Min (4 Eingabegeräte zu je 15 Min). Sowohl zwischen als auch innerhalb der Aufgaben-Blöcke werden Unterbrechungen auf die notwendigen Schritte (Öffnen eines neuen Dokumentes oder Wechsel eines Eingabegerätes zum Nächsten) reduziert und sind somit nicht als Pausen zu werten. Die Zuweisung der Reihenfolge zur Nutzung der PC-Eingabegeräte findet randomisiert statt. Die Untersuchung findet wiederholt an einem zweiten Messtag statt. Da der Tagesrhythmus die Werte des OEMGs beeinflussen kann, wird die Messung zur gleichen Uhrzeit durchgeführt wie am ersten Messtag (Abb. 3).

Die statistische Auswertung der Daten erfolgt über den Vergleich der Amplitudendifferenzen zwischen den Normalisierungswerten zu den erfassten Werten in den Aufgaben-Blöcken. Dabei werden die einzelnen PC-Eingabegeräte untereinander in den Blöcken mit einer Dauer von je 15 Min verglichen. Als Referenz werden die Daten der Normalisierung herangezogen. Eine Unterscheidung zwischen den Aufgaben wird ebenfalls durchgeführt. Demgegenüber werden die Daten aus Messtag 2 einzig auf Unterschiede zwischen den Aufgaben und den Eingabegeräten verglichen, ohne dabei die Normalisierung zu betrachten. Anhand der Amplitudenveränderungen können dann Rückschlüsse zur muskulären Aktivität und die Ableitung der muskulären Beanspruchung erfolgen. Darüber hinaus werden die muskulären Beanspruchungen zu den Handpositionen, die mithilfe der Supinations- und Extensionswinkel erfasst wurden, ins Verhältnis gesetzt, um daraus Beanspruchungsgrade festzulegen.

Ausblick und Zielstellung

Da Unklarheit über die Ausmaße der hier gewählten Belastung herrscht, muss dieses Untersuchungssetting geprüft werden, sodass der Pilotcharakter mit $N = 10$ gerechtfertigt ist. Jedoch können mit diesem geringen Stichprobenumfang ausschließlich Aussagen

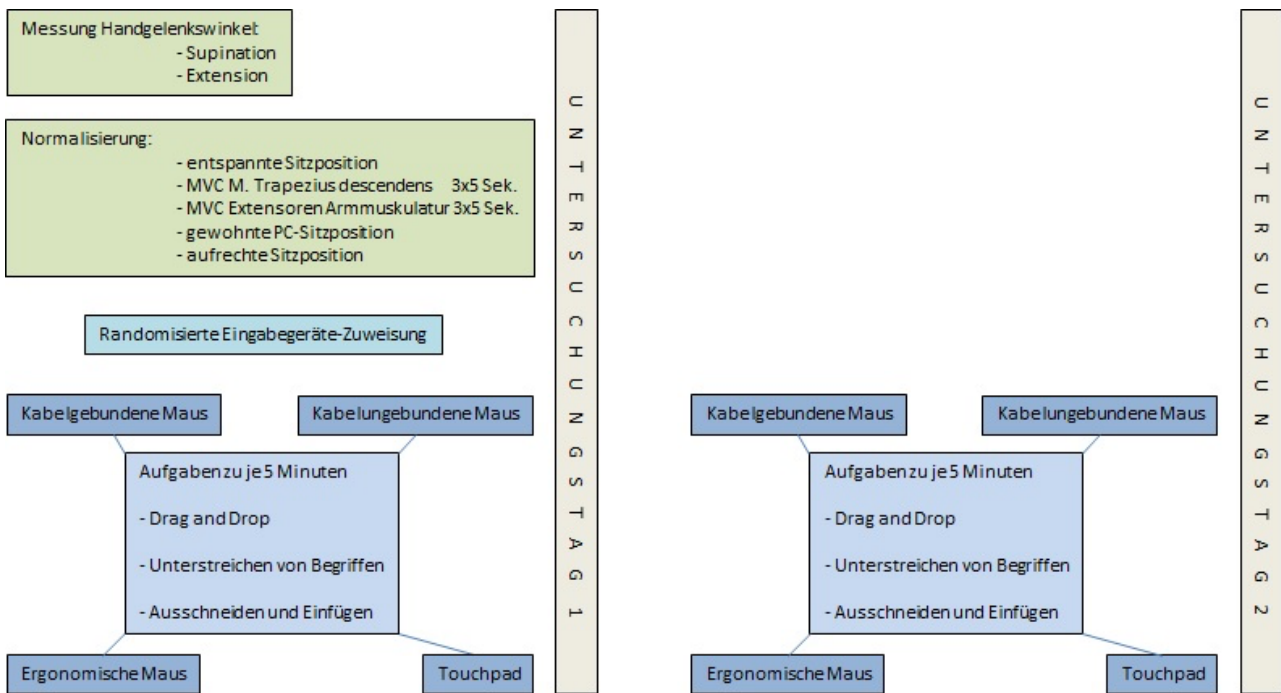


Abbildung 3-3: Untersuchungsablauf der zwei Messtage

über Tendenzen der muskulären Beanspruchung getroffen werden. Um direkte und indirekte Einflussfaktoren auf die muskuläre Beanspruchung während Bildschirmtätigkeiten zu beachten, werden die Sitzhaltung sowie die Vermessung der Handgelenkspositionen an den verwendeten PC-Eingabegeräten in die Analyse aufgenommen. Zudem soll überprüft werden, ob sich signifikante Unterschiede zwischen den Eingabegeräten zeigen und sich daraus ein Vorteil der Nutzung der ergonomischen PC-Maus gegenüber den anderen eingesetzten Geräten ergibt. Hierfür werden die Amplitudenwerte des OEMGs miteinander verglichen, jedoch sollen die Positionen des Handgelenks (Neutral-Stellung, Mittel-Stellung, Komfort-Stellung) zu den Eingabegeräten in die Betrachtung einfließen. Aus dem Verhältnis von Handgelenksposition (Supinations- und Extensionswinkel) auf den PC-Eingabegeräten und der muskulären Beanspruchung (OEMG Amplituden) sollen Beanspruchungsgrade hervorgehen, die in einer nachfolgenden Untersuchung mit größerem Stichprobenumfang Empfehlung zu PC-Eingabegeräten ermöglichen.

4. Oberflächen-Elektromyographie zur Beanspruchungsmessung am Bildschirmarbeitsplatz. Welchen Mehrwert bringt die Analyse der muskulären Aktivität

Wirtschaftspsychologie; 2018, 40-49

Nisser, M.

Derlien, S.

Smolenski, U.C.

Zusammenfassung

Muskuloskelettale Erkrankungen gehören zu den häufigsten berufsbedingten Beschwerdebildern. Darunter zählen Nacken-Schulter-Beschwerden, wie sie vorrangig an Bildschirmarbeitsplätzen auftreten. Ziel der Untersuchung ist der Vergleich verschiedener PC-Mäuse hinsichtlich der muskulären Beanspruchung, die an zehn Probanden durch das Oberflächen-Elektromyogramm (OEMG) am Oberen Anteil des M. Trapezius (OTP) sowie der Handstreckmuskulatur (EXT) erfasst wurde. Während der Belastungsphase zeigen sich Amplitudenerhöhungen im Vergleich zu den Normalisierungswerten. Die Ergebnisse deuten auf einen geringen Vorteil für die ergonomisch designte PC-Maus hin. Jedoch müssen Untersuchungen zu Arbeitsmitteln wie PC-Mäusen weitere Arbeitsplatzbedingungen einschließen, um die reale Beanspruchung zu erfassen. Von daher müssen verstärkt auch Arbeitsinhalte und Arbeitsbedingungen Berücksichtigung finden. Das OEMG kann hierbei hilfreiche Dienste leisten.

4.1. Einleitung

Körperliche Belastungen erzeugen muskuloskelettale Erkrankungen

Der Anteil zu bewältigender hoher Lasten oder schwerer körperlicher Tätigkeiten am Arbeitsplatz hat sich in den letzten Dekaden stark reduziert. Anstelle des Menschen führen immer häufiger Maschinen diese Tätigkeiten aus. Dennoch haben muskuloskelettale Erkrankungen unter den Diagnosegruppen mit 129,5 Mio. Arbeitsunfähigkeitstagen (AU-Tage) den größten Anteil (Vergleich zweitgrößte Gruppe: Psychische und Verhaltensstörungen mit 87,2 Mio. AU Tagen; BMAS & BAuA, 2015). Auch an Arbeitsplätzen, an denen viele Bildschirmtätigkeiten zu erledigen sind, gehören muskuloskelettale Erkrankungen wie Schulter-

oder Nackenschmerzen zu den häufigsten Beschwerdebildern, deren Inzidenz und Prävalenz weiter ansteigt (Visser, De Looze, De Graaff, & van Dieen, 2004). Dies gilt insbesondere für Angestellte im Verwaltungssektor oder in der elektronischen Datenverarbeitung (EDV). Trotz der für den Bildschirmarbeitsplatz typischen Tätigkeitscharakteristik von niedriger Intensität und gering erzeugtem Kraftaufwand, sowie der statischen Körperhaltung und der dynamisch sich wiederholenden Bewegungen der Arm-, Schulter- und Kopfmuskulatur (Müller, Tomatis, & Laubli, 2010), überrascht dieses Beschwerdebild (Mastnak, 2017). Allerdings zeigt sich immer wieder, dass durch häufig wiederkehrende Bewegungsabläufe in Verbindung mit Fehlbelastungen einzelner Körperpartien gestörte Bewegungstereotype herausgebildet werden, die mit der Zeit zu Bewegungseinschränkungen oder gar Schmerzen führen können. Der Begriff der motorischen oder Bewegungstereotype kennzeichnet dabei Auffälligkeiten von Atmung, Stand und Gang sowie typischer Bewegungen, wie sie alltäglich im Arbeits- oder Freizeitbereich vorkommen (Buchmann, 2017). Sie zeigen sich in veränderten Atmungs-, Haltungs- und Bewegungsmustern. Kurz- und mittelfristig können Folgen der veränderten Stereotype kompensiert werden, langfristig können sie jedoch zum Arbeitsausfall führen.

Da sich die Krankenzahlen vor allem hinsichtlich muskuloskelettaler Erkrankungen über die letzten Jahre kaum verändert haben, scheinen bereits vielfach eingesetzte betriebliche, vor allem ergonomische Präventionsmaßnahmen nicht ausreichende Wirkung zu besitzen, um effektiv zur Krankheitsvermeidung beitragen zu können. Dies dürfte verschiedene Gründe haben: Neben Fehlallokation von Maßnahmen (Huber, 1999, 2013), gelingt es oftmals selbst aktiven Personen nicht, die von den Fachgesellschaften vorgegebenen Bewegungsempfehlungen umzusetzen (Wollesen, Menzel, Drögemüller, Hartwig, & Mattes, 2016). Zusätzlich fühlen sich viele Beschäftigte gar nicht oder viel zu spät von solchen Stereotypen bedroht oder betroffen, da sie auch bei Beanspruchungen auftreten, die deutlich unter der arbeitswissenschaftlichen Dauerleistungsgrenze liegen (Schnoz, 2005). Betriebliche Präventionsangebote scheitern bislang und sind keine adäquaten Mittel, das Krankheitsaufkommen zu reduzieren.

Vor diesem Hintergrund hat sich der Fokus der Forschung in den letzten Jahren zusehends in zwei Richtungen verschoben: Einmal rückt verstärkt die wissenschaftlich begründete Verhältnisprävention in den Fokus der Aufmerksamkeit, zum zweiten zeigt sich eng damit verbunden eine Tendenz zum vermehrten Einsatz von objektiven Messverfahren, die eine Analyse von Körperhaltungen und Bewegungsvorgängen direkt am Arbeitsplatz

und während der Arbeitstätigkeit über physische und physiologische Parameter ermöglichen. Diese Verfahren werden aktuell in der Medizin vor allem zur Diagnostik und in der Trainingswissenschaft zur Bestimmung der individuellen Leistungsfähigkeit eingesetzt. Auf der Grundlage dieser Verfahren soll eine individuelle Erfassung der Beanspruchung in Echtzeit realisiert werden, um daraus nicht nur arbeits- oder berufsspezifische, sondern auch ganz persönliche Handlungsempfehlungen ableiten zu können. Im arbeitsmedizinischen Kontext werden folglich Anstrengungen unternommen, die aus der Medizin und der Sportwissenschaft bekannten Mess- und Analyseverfahren aufzugreifen, um die Entstehung der muskuloskelettalen Beschwerden, hier insbesondere das Zusammenspiel von Agonist (der tätige Muskel), Antagonist (Gegenspieler) und Synergist (Muskel, der den Agonisten unterstützt) besser zu verstehen und darauf aufbauend in der Folge effektive Verhältnis-, aber auch Verhaltensprävention betreiben zu können.

Bildschirmarbeit: Ein Fall von einfachen Bewegungen mit geringem Bewegungsausmaß

Um Arbeitsmittel sowie -plätze ergonomisch zu gestalten, sind die Zusammenhänge zwischen den Bewegungsabläufen des Arbeitsalltages und der biomechanischen Beanspruchung des Körpers genauer zu ergründen. Dabei zeigt die Arbeit am Bildschirm auffällige Besonderheiten. Sie besteht vor allem in der Koordination der Augen, des Kopfes sowie des Unterarm-Hand-Finger-Systems. Wenngleich es sich im Einzelnen um einfache Bewegungen mit kleinem Bewegungsausmaß und geringem Kraftaufwand handelt, so ist das Zusammenspiel von beanspruchter Muskulatur durch die statische Kopfhaltung vor dem Bildschirm und der einseitigen Belastung von Hand und Unterarm durch die PC-Maus in Verbindung mit dem Tippen auf der Tastatur als höchst komplex zu bewerten. Zusätzlich gilt zu beachten, dass diese Koordination an spezifische Haltungen des Oberkörpers gebunden ist, wodurch auch die Brust- und Rückenmuskulatur permanent beansprucht wird. Von daher ist eine Analyse jeder einzelnen Bewegung mit ihren direkt und indirekt beteiligten Muskeln erforderlich.

Neben der einzelnen Bewegung selbst spielt die Häufigkeit der Ausführung eine entscheidende Rolle, da Beschwerden immer erst durch wiederkehrend gleiche, repetitive Bewegungsabläufe entstehen. Daraus ergibt sich in der Laborforschung die Notwendigkeit, die zu untersuchenden Bewegungsabläufe und Muskelbeanspruchungen wiederholt über längere Zeiträume hinweg zu analysieren und gegebenenfalls Mehrfachtestungen durchzuführen.

ren, um somit die für den Arbeitsalltag typischen Häufigkeitsschwankungen in die Untersuchung einzubeziehen. Erst die Analyse sowohl der einzelnen Bewegung als auch der durch die Häufigkeit der Ausführung resultierenden Folgen bietet die Grundlage für die Feststellung der realen Arbeitsbeanspruchung der Muskulatur am Bildschirmarbeitsplatz. Um die Komplexität des Arbeitsalltages noch genauer abzubilden, muss die Analyse der Gesamttätigkeit zudem unter den jeweils gegebenen ergonomischen Arbeitsplatzbedingungen erfolgen.

Am Arbeitsplatz entstehen Belastungen, die sich in Form von Beanspruchung als Reaktionen des Organismus äußern (Schnabel, Harre, Kaubler, & Krug, 2014). Sie unterliegt starken interindividuellen Unterschieden sowie intraindividuellen Schwankungen hinsichtlich der Situationswahrnehmung und der spezifischen Reaktion. Diese Unterschiede und Schwankungen können insbesondere durch den Einsatz objektiver Messverfahren erfasst werden. Mittels dieser Verfahren wird detailliert ergründet, welche Belastungen tatsächlich auf den Beschäftigten einwirken und welche beanspruchenden Konsequenzen sich für den Organismus hinsichtlich Physis (z.B. auf muskuloskelettaler Ebene am Rücken, insbesondere Schulter-Nacken-Region oder im Bereich der oberen Extremität), Physiologie (z.B. Herzratenvariabilität) und Kognition (z.B. Augenbewegungen) ergeben.

Unter Belastung wird jede von außen vorgegebene auf den Menschen einwirkende Arbeitsanforderung verstanden (Scheuch, 1998; Ulmer, 1985, 2000), seien es Arbeitsabläufe oder zum Einsatz kommende Arbeitsmittel. Von besonderem Interesse sind hier alle die Belastungen, die am Bildschirmarbeitsplatz auf das Muskel-Skelett-System einwirken. Um die am Arbeitsplatz oder am Bildschirm auferlegten Belastungen erfassen zu können, werden unterschiedliche Verfahren eingesetzt. Dazu zählen seit langer Zeit die Leitmerkmalmethoden zur Gefährdungsbeurteilung ebenso wie Checklisten zur Arbeitsplatzergonomie (BAuA, 2017; DGUV, 2015). Sie werden von Experten vor Ort eingesetzt und basieren auf einem komplexen Zusammenspiel von Beobachtungen auf der Basis von fixierten schriftlichen Vorgaben. Diese letztlich subjektiven Verfahren werden in jüngerer Zeit verstärkt durch objektive Verfahren zu ergänzen oder auch zu ersetzen versucht. Hier kommt dann das sog. Elektromyogramm zum Einsatz. Dieses Verfahren wird in zwei Varianten durchgeführt: Als ein an der Hautoberfläche ansetzendes Verfahren (sog. Oberflächen-Elektromyogramm) oder als ein invasives, in den Muskel eindringendes Verfahren (sog. intramuskuläres Elektromyogramm), das jedoch vorrangig der klinischen Anwendung vorbe-

halten ist. Für die Analyse von Bewegungsabläufen ist das intramuskuläre EMG eher ungeeignet, weil nur Kurzzeit-EMG Signale von wenigen Sekunden erfasst werden und die Nadel- oder Drahtelektroden natürliche Bewegungsabläufe stören (Zennaro et al., 2001).

Das Oberflächen-Elektromyogramm (OEMG)

Das EMG dient der Messung elektrischer Potenziale, die bei der Kontraktion von Muskelfasern entstehen und durch die bestimmte Bewegungen ausgelöst werden. Das elektrische Potenzial ist durch eine in der Regel bipolare Ableitung des EMG-Signals messbar (Pfeifer, Vogt, & Banzer, 2003). Mittels des EMGs wird die Spannungsdifferenz, die zwischen zwei Elektroden und einer Referenzelektrode entsteht, erfasst (Pfeifer et al., 2003). Das Oberflächen-EMG erfasst die elektrische Aktivität durch oberflächlich auf die Haut geklebte Elektroden.

Aus den gewonnenen Roh-Signalen werden verschiedene Kenngrößen wie Amplitudenänderung oder Frequenzverschiebung abgeleitet. Wie bei allen objektiven Verfahren können die erfassten Rohwerte Verzerrungen unterliegen, die sich bei der Anwendung des OEMGs in Form von Bewegungs- oder EKG-Artefakte zeigen. Um diese auszuschließen oder zu beheben werden unterschiedliche Filter eingesetzt. Zudem können die EMG-Werte durch andere Faktoren beeinflusst werden, wie die Raumtemperatur (DGAUM, & GfA, 2013), die im Vorfeld durchgeführte Vorbereitung der Haut (Rasieren, Desinfizieren, etc.), die Platzierung der Elektroden und der Abstand zwischen den Elektroden (Cram, Kasman, & Holtz, 1998). Um all diese Einflüsse auszuschalten oder zumindest möglichst gering zu halten, müssen diese Vorgänge standardisiert werden. Zudem wird empfohlen, eine Normalisierung durchzuführen, um die Ergebnisse vergleichen zu können. Unter Normalisierung wird der Vorgang verstanden, auf Basis physiologisch aussagekräftiger Ereignisse eine willkürliche in eine standardisierte Messskala umzuwandeln. Häufig eingesetzte Methoden sind die der maximalen oder der submaximalen willkürlichen Anspannung (DGAUM, & GfA, 2013). Noch schwerer zu kontrollieren sind sog. Confounder-Variablen wie Alter, Geschlecht und Trainingszustand. Tabelle 1 stellt eine Liste von zu kontrollierenden Einflussfaktoren dar.

Für eine eigene Vergleichsuntersuchung zum Einsatz ergonomisch unterschiedlich gestalteter PC-Mäuse wurde eine Simulation eines Bildschirmarbeitsplatzes im Labor vorgenommen, mittels derer sich möglichst viele der benannten Parameter kontrollieren lassen.

Tabelle 4-1: Einflussgrößen auf Werte des OEMGs

Personenabhängige Einflussgrößen	Methodenabhängige Einflussgrößen
<ul style="list-style-type: none"> - Geschlecht, - Alter, - Gesundheits- und Trainingszustand, - Tagesrhythmus, - Ernährung, - Drogen-, Nikotin oder auch Alkoholkonsum - Muskelfasertyp, - Muskelmasse, - subkutanes Fettgewebe 	<ul style="list-style-type: none"> - Filter - Normalisierung - Platzierung der Elektroden - Abstand der Elektroden - Vorbereitung der Haut (Rasieren, Desinfizieren)

Messung arbeitsspezifischer Beanspruchung mittels OEMG

In einer Übersichtsarbeit von Nisser, Derlien & Best (im Druck) zum Thema Work-Related Musculoskeletal Disorders (WRMD) und der OEMG-Anwendung am Arbeitsplatz finden sich Hinweise auf veränderte Muskelaktivierung von Personen mit und ohne Schulter-Nacken-Beschwerden, die anhand unterschiedlicher Amplitudenwerte des OEMGs belegt wurden (Voerman, Vollenbroeck-Hutten, & Hermens, 2007). Die Probanden mit Schulter-Nacken-Beschwerden zeigten erhöhte Amplitudenwerte des OEMGs, die eine Tendenz zu einer erhöhten Aktivität der Muskulatur während der Belastung widerspiegelt. Der Nachweis für ein erhöhtes Aktivierungsmuster während PC-Tätigkeiten wurde für eine Reihe von Muskeln, wie die Unterarm-Flexoren und -Extensoren, den M. Trapezius (obere Anteil) und die zervikale Muskulatur erbracht. Darüber hinaus konnte in einer Untersuchung wurde mit Hilfe des OEMGs eine Kompensation der Muskelaktivierung aufgezeigt werden (Samani, Holtermann, Sogaard, & Madeleine, 2009) Darin wurde über eine Kochsalzinjektion akuter Schmerz in einem Anteil des M. Trapezius ausgelöst, was zu einer Verringerung der Muskelaktivität der betroffenen Region führte. Ausgeglichen wurde die Einschränkung der muskulären Aktivität durch eine erhöhte elektrische Aktivität anderer Anteile des M. Trapezius. Aus diesem Befund ist zu schließen, dass besonders bei Schmerzzuständen Muskeln beansprucht werden, die nicht direkt an der Bewegung beteiligt sind, sondern unterstützend zur ursprünglichen Zielmuskulatur fungieren. Das unterstreicht die Notwendigkeit, über den Zielmuskel hinaus auch andere beteiligte Muskeln spezifischer Bewegungen zu untersuchen.

Muskuloskelettale Erkrankungen, Beschwerden und Belastungen sind nicht auf Arbeitsplätze mit einem hohen Anteil an schweren physischen Tätigkeiten beschränkt. Sie

zeigen sich auch im Bereich leichter physischer Tätigkeit, wie etwa am Bildschirmarbeitsplatz, wo zentral mittels PC-Mäusen und steuernden Hand- und Fingerbewegungen gearbeitet wird. Daneben rücken verstärkt psychische und mentale Belastungen in den Fokus, die ebenfalls Auswirkungen auf das muskuloskeletale System zeigen (Zuniga, & Cote, 2017; Hansson, Balogh, & Ohlsson, 2009). Diese können anhand erhöhter Aktivitätslevel der Muskulatur mittels OEMG erfasst werden.

Von vorrangiger Bedeutung ist auch die Klärung, welche Belastungen von den konkreten Arbeitsmitteln wie unterschiedlich gestalteten PC-Mäusen oder Tastaturen ausgehen und wie sie sich im muskuloskeletalen System auswirken. In den vergangenen Jahren wurde eine Vielzahl unterschiedlicher Varianten von PC-Mäusen entwickelt, die sich in Form und Größe unterscheiden. Da die PC-Maus ein wesentliches Arbeitsmittel am Bildschirmarbeitsplatz darstellt und von Seiten der Industrie immer wieder vielversprechende Neuerungen aufkommen, wurde eine Versuchsserie gestartet, die sich auf die belastenden Auswirkungen solcher Eingabegeräte konzentriert. Verglichen werden dabei herkömmliche mit ergonomisch geformten PC-Mäusen, die eine physiologisch günstigere und damit beanspruchungsärmere Arm- bzw. Handhaltung versprechen. Die muskuläre Beanspruchung der zu vergleichenden PC-Mäuse wird mit Hilfe des OEMGs gemessen und es werden die gewonnenen Amplitudenwerte miteinander verglichen.

Untersuchung zur Erfassung muskulärer Beanspruchung bei Verwendung unterschiedlicher PC-Mäuse

Obwohl die Tätigkeiten am PC vorrangig über Bewegungen der Finger und des Unterarmes gesteuert werden, sind es vor allem Beschwerden des Schulter-Nacken-Bereichs, die in Befragungen als Gründe für Arbeitsausfälle angegeben werden (Lohmann-Haislah, 2012). Aus diesem Grund fließt in viele der Studien zur muskulären Aktivität bei PC-Tätigkeiten die Untersuchung dieser Muskulatur, insbesondere des M. Trapezius ein. Durch Schnoz (2005) konnte eine Ko-Aktivität des Trapezmuskels in verschiedenen Untersuchungsreihen mit Hilfe des OEMGs und des intramuskulären EMGs nachgewiesen werden. Dabei wurden die Bewegungsgeschwindigkeiten des Fingertippens, als Nachahmung der Bewegung an der PC-Tastatur, verändert. Beim Vergleich der Amplitudenwerte des EMGs wurde festgestellt, dass ein Teil der Probanden ausschließlich die Fingermuskulatur bei der Durchführung benutzte, während der andere Teil zusätzlich den M. Trapezius aktivierte. Damit wurde eine Tendenz dargelegt, dass während PC-Tätigkeiten nicht nur die Fingermuskulatur, sondern auch die des Nackens und der Schulter genutzt wird. Dies scheint eine mögliche Ursache

für das Entstehen des Beschwerdebildes während PC-Tätigkeiten. Jedoch konnte dieser Zusammenhang noch nicht zweifelsfrei belegt werden. Zudem ist unklar, ob die zusätzliche Aktivierung des M. Trapezius auch bei Verwendung anderer Fingerbewegungen bzw. unterschiedlicher PC-Eingabegeräte auftritt. Daraus ergibt sich die Fragestellung zur Untersuchung der muskulären Beanspruchung bei unterschiedlichen PC-Mäusen.

Wenn neu gestaltete PC-Mäuse zu geringerer muskulärer Aktivität führen, stellt sich die Frage, ob muskuloskelettale Beschwerden im Schulter-Nacken-Bereich durch die Nutzung ergonomisch geformter PC-Mäuse verringert werden können. Da die PC-Maus zu dem am häufigsten verwendeten Eingabegerät am Bildschirmarbeitsplatz zählt, zudem die Beschaffungskosten im Vergleich zu anderen Arbeitsmitteln wie ergonomische Arbeitstische oder Stühle gering ist, könnten ergonomisch geformte PC-Mäuse eine gewinnbringende Maßnahme zur Gesunderhaltung der Beschäftigten sein.

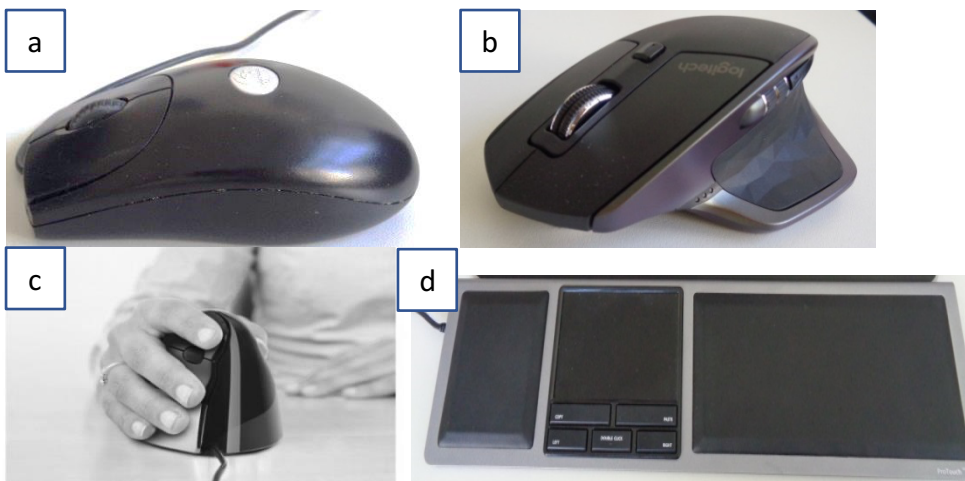


Abbildung 4-1: Eingabegeräte a) kabelgebunden (Logitech RX 250), b) kabelgebunden (Logitech MX Master), c) ergonomisch (Evoluent vertical Mouse 4, kabelgebunden), d) Touchpad (Sun-Flex 400306 ProTouch)

Die drei folgenden Hypothesen wurden geprüft:

- 1) *Gleichzeitigkeitshypothese*: Bei der Aktivierung der Fingermuskulatur erfolgt gleichzeitig eine Aktivierung des oberen Trapezmuskels.
- 2) *Belastungs-Beanspruchungshypothese*: Die Beanspruchungen in der Ruhe- und Normalisierungsphase fallen geringer aus als in der Belastungsphase. Mittels OEMG erfasste Ruhewerte und Normalisierungswerte werden von den Belastungswerten deutlich übertroffen.

- 3) *Differenzierungshypothese*: Anhand der Amplituden werden vergleichsweise geringere Beanspruchungswerte beim Einsatz der ergonomischen PC-Maus erzielt.

4.2. Methode

Probanden

An der Untersuchung nahmen zehn freiwillige Mitarbeiter des Instituts für Physiotherapie (Universitätsklinikum Jena) teil, die Erfahrungen mit Textverarbeitungsprogrammen und dem Einsatz kabelgebundener PC-Mäuse hatten. Jedoch hatte noch kein Proband zum Zeitpunkt der Untersuchungsdurchführung Erfahrung mit den neuartigen PC-Mäusen sowie dem Touchpad gemacht. Das Durchschnittsalter der Probanden (9 weiblich, 1 männlich) betrug 28,3 Jahre. Die dominante Handseite war bei allen Probanden rechts. Das positive Votum der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena lag vor.

Unabhängige Variable Eingabegerät

Zum Einsatz kamen drei verschiedene PC-Mäuse (kabelgebundene, kabellose und ergonomische Vertikal-PC-Maus (Winkel der Handhaltung entspricht Nullstellung nach Neutral-Null-Methode (DGUV)) sowie ein Touchpad, welches alle Funktionen einer PC-Maus ermöglicht. Die eingesetzten PC-Mäuse unterscheiden sich hinsichtlich des Designs in ihrer Form und Größe (vgl. Abbildung 1), nicht jedoch hinsichtlich der aufzubringenden Kräfte bei der Dateneingabe.

Abhängige Variable Amplitudenwerte bei OEMG-Messung

Die Messung der elektrischen Potenziale der Muskulatur (oberer Anteil M. Trapezius (OTP) und Handstreckmuskulatur Unterarm (EXT)) wurde mit EXG-Sensoren über 30x24mm EXG ARBO Ag/AgCl Hydrogel-Elektroden (Kendall) durchgeführt. Die Signale der Amplitudenwerte in Mikrovolt (Abtastrate 2048 Samples pro Sekunde) wurden mit dem NeXus-10 MKII (Mind Media, B.V, Merten, Niederlande) aufgenommen und mit der systeminternen Software BioTrace+ ausgewertet.

Experimentelles Design

In einer Stichprobe von zehn Probanden wurden vier PC-Eingabegeräte, deren Nutzungsreihenfolge pro Proband randomisiert wurde, über eine zehn-minütige Ruhephase, zwei Normalisierungsphasen von jeweils einer Minute Dauer und einer Belastungsphase von 15 Minuten Dauer bedient. Über alle Geräte und Phasen hinweg wurden kontinuierlich die

Amplitudenwerte am oberen Trapezmuskel (OTP) und an der Handstreckmuskulatur (EXT) aufgezeichnet.

Durchführung

Nach Aufklärung und Einwilligung in die Studie wurden den Probanden die Elektroden gemäß S2k-Leitlinien zur Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft (DGAUM, & GfA, 2013) auf die Haut aufgebracht. Die Messung wurde am oberen Anteil des M. Trapezius (OTP) und der Handstreckmuskulatur am Unterarm (EXT) an der jeweils dominanten, rechten Armseite vorgenommen.

Ebenso wurde eine Normalisierung der Werte nach den S2k-Leitlinien durchgeführt. Dabei wurde ein Amplituden-Ruhewert über einen Zeitraum von 10 Minuten erfasst, ferner wurden die Amplitudenwerte bei gewohnter und bei aufrechter PC-Sitzhaltung nach Instruktion durch den Versuchsleiter aufgenommen. Es werden demnach pro Muskel (EXT und OTP) ein Ruhewert, zwei Normalisierungswerte (gewohnte und aufrechte Sitzhaltung) sowie ein Belastungswert aufgezeichnet.

Nach einer randomisierten Zuweisung der Nutzungsreihenfolge der PC-Eingabegeräte absolvierten die Probanden drei unterschiedliche Aufgaben über jeweils fünf Minuten hinweg. Die Aufgaben wurden vor Beginn der Untersuchung an einem Beispiel erläutert. In der ersten Aufgabe mussten mit der PC-Maus Kästchen zu einer vorgegebenen Position links/rechts/unter/über eine definierte Linie gezogen werden. Dabei durften die Probanden ausschließlich die Kästchen durch den linken Maus-Click markieren und auf die vordefinierte Position bewegen. Die zweite Aufgabe bestand darin, einen in einem Word-Dokument befindlichen Text auf bestimmte Begriffe wie bestimmte/unbestimmte Artikel zu sichten und diese mit der PC-Maus durch die Markierung: Fett hervorheben. Zum Abschluss wurden die Probanden in einer dritten Aufgabe aufgefordert, in einer Excel-Datei eine im Vorfeld randomisierte Zahlen-Reihenfolge mit der Option: Ausschneiden/Einfügen von eins aufsteigend zu ordnen.

Während der Ruhephase, der beiden Normalisierungsphasen und der gesamten Belastungsphase (Ausführung der Aufgaben) wurden die Amplitudenwerte mittels OEMG aufgezeichnet. Je höher die Amplitude ausfällt, desto höher ist die Beanspruchung an der jeweiligen Muskulatur. Ein verbales Signal zeigte an, wann in der Belastungsphase die Aufgaben zu wechseln waren.

Auswertung

Die Mittelwerte der Ruhephase, Normalisierung sowie Belastungsphase wurden durch die BioTrace+ Software ermittelt und anhand der Boxplots mit SPSS 21 graphisch dargestellt (Median, zwei daraus entstehende Quartile sowie Extremwerte und Ausreißer). Sie bilden die Verteilung der Amplitudenwerte ab. Probanden, die außerhalb der Stichprobenverteilung (Ausreißer) liegen, werden nicht in die Betrachtung eingeschlossen. Die Werte der Belastungsphase wurden zusammengefasst ausgewertet, d.h. sie wurden für die Gesamtdauer von 15 Minuten (3x5 Min.) aufaddiert und für jedes der vier definierten Eingabegeräte berechnet. Dieses Vorgehen wurde gewählt, weil der Fokus der Untersuchung nicht auf der Unterschiedlichkeit der Aufgabe, sondern auf der dauerhaften Belastung der Muskulatur ohne Pausenunterbrechung lag. Da es keine standardisierten Normalwerte für muskuläre Aktivitäten gibt, werden die Amplitudenwerte der Belastungsphase jeweils mit denen der Ruhephase und der Normalisierung über die unterschiedlichen Eingabegeräte hinweg verglichen.

4.3. Ergebnisse

Die aufgestellte *Gleichzeitigkeitshypothese* wird durch die erfolgten Messungen der Amplitudenmittelwerte bestätigt, die gleichzeitig sowohl eine Beanspruchung im Bereich der *EXT* als auch des *OTP* zeigen.

Zur Prüfung der *Belastungs-Beanspruchungshypothese* wurde ein Vergleich der Amplituden von Normalisierungsphase (einschließlich der Ruhephase) und Belastungsphase herangezogen. Dabei zeigte sich für den *OTP* ein auffälliges Bild: Während der gewohnten Sitzhaltung zeigten sich deutliche Anstiege der Amplituden, die kaum geringer waren als die während der Belastungsphase. Im Gegenteil, sie waren teilweise sogar höher (bei Eingabegerät 2 und 3). Dadurch fällt der erwartete Vergleich unterschiedlich aus. Hinsichtlich Ruhephase und der zweiten Normalisierung mit aufrechter Sitzhaltung wird die Hypothese gestützt, hinsichtlich des Vergleichs von erster Normalisierungsphase und Belastungsphase treten nicht die erwarteten Ergebnisse auf. An der *EXT* hingegen zeigen sich die erwarteten Verhältnisse: Hier liegen alle Amplitudenwerte während der Ruhe- und der Normalisierungsphase im unteren Mikrovoltbereich ($< 20\text{mV}$), in der Belastungsphase steigen sie über alle Eingabegeräte hinweg deutlich an ($> 30\text{mV}$), wobei erhebliche Streuungen zu beachten sind.

Hinsichtlich der Prüfung der *Differenzierungshypothese* wurden die Amplitudenwerte zwischen den Eingabegeräten in der Belastungsphase verglichen. Generell ist ein deutlicher Anstieg bei Belastung für beide Muskeln zu verzeichnen, wobei die höchsten Ausschläge beim Touchpad zu beobachten sind. Für den *OTP* ergeben sich moderatere Amplitudenwerte im Bereich unterhalb von 20mV für die kabelungebundene und ergonomische PC-Maus. Bei der kabelgebundenen PC-Maus (bis zu 40mV) sowie dem Touchpad (bis zu 60mV) werden deutlich höhere Werte erreicht. Das erwartete Ergebnis des geringeren Amplitudenwertes wird hinsichtlich der *EXT* ersichtlich, hier werden die geringsten Werte mit der kleinsten Streuung erreicht. Damit wird die Hypothese gestützt, dass die ergonomische PC-Maus die geringste Beanspruchung aufweist.

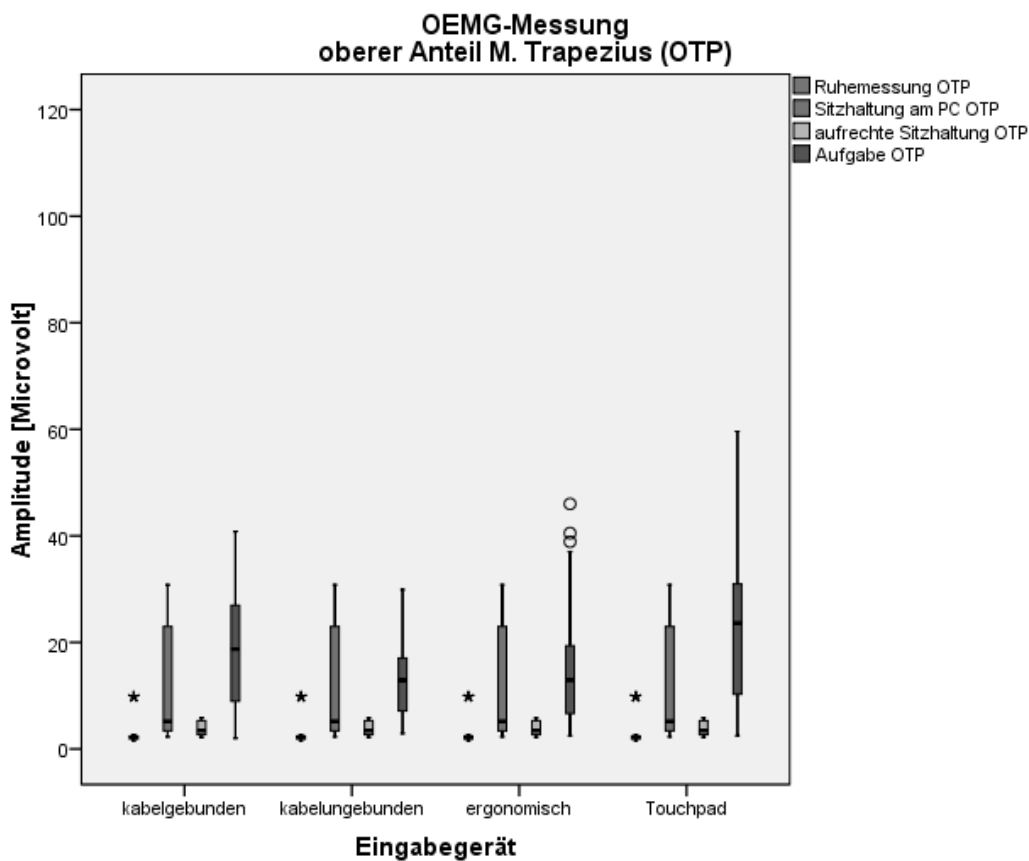


Abbildung 4-2: Amplitudenwerte des Oberen Anteils M. Trapezius (OTP), Boxplots über Ruhemessung, Normalisierung, während der Belastung (Aufgabe); *, °: Darstellung der Ausreißer

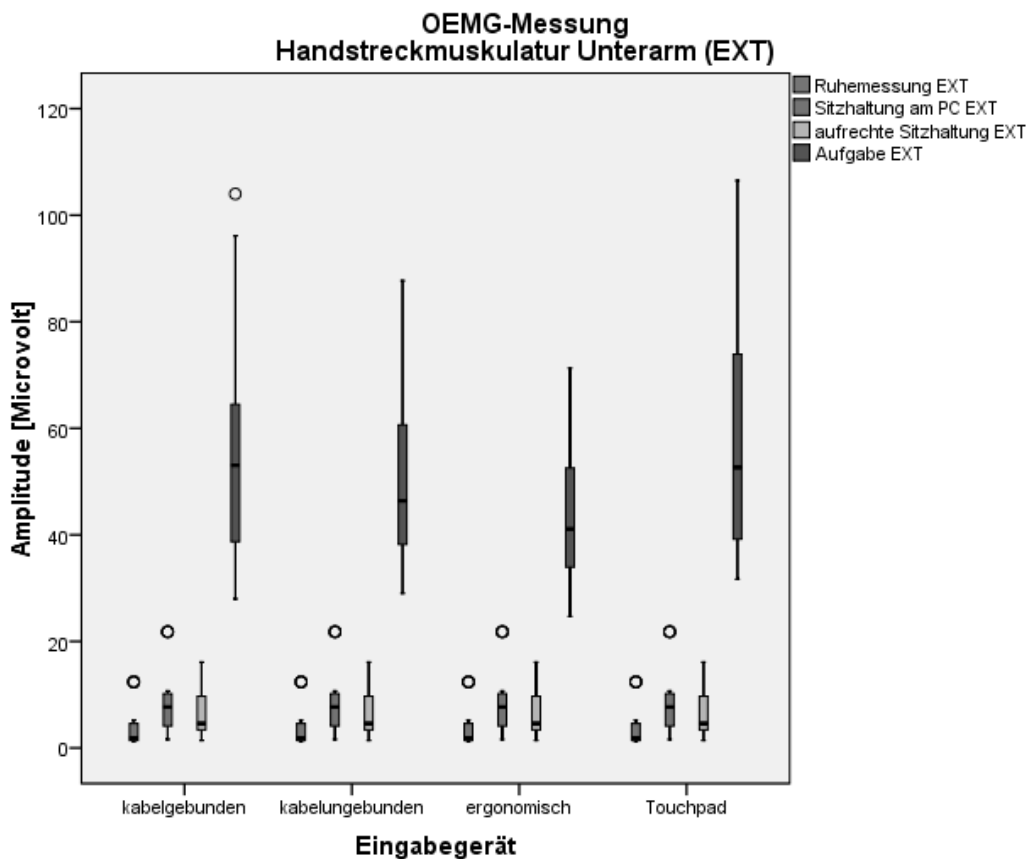


Abbildung 4-3: Amplitudenwerte der Handstreckmuskulatur des Unterarmes (EXT), Boxplots über Ruhemessung, Normalisierung, während der Belastung (Aufgabe); °: Darstellung der Ausreißer

4.4. Diskussion

Die Ergebnisse bestätigen zunächst einmal die Annahme, dass während PC-Tätigkeiten nicht nur die Fingermuskulatur, sondern auch die des Nackens sowie der Schulter genutzt wird. Die von Schnoz 2005) festgestellte Ko-Aktivität von Muskeln im Bereich des Trapezmuskels konnte bestätigt werden. Das Ergebnis der annähernd gleich hohen Amplitudenwerte des Oberen Anteils des M. Trapezius von Normalisierung und Belastung überrascht jedoch und deutet auf einen hohen Stellenwert der Körperhaltung hin. Das Zusammenspiel der Muskulatur und die Kompensation bei Schmerzen oder Ko-Aktivitäten zusätzlicher Muskeln (Samani et al. 2009; Schnoz, 2005) tragen – so ist zu vermuten – viel stärker zu erlebten Beanspruchungen und Schmerzempfindungen bei als die direkt angesprochene Muskulatur im Unterarm-Finger-System. Von daher müssen Sitzhaltungen und Sitzhaltungswechsel am Arbeitsplatz vermehrt in den Fokus der Analyse rücken, wie dies auch der Vergleich der Amplitudenwerte in den Ruhe-, Normalisierungs- und Belastungsphasen

zeigt. Zweifelsohne existiert das Bewusstsein dafür, dass eine dynamische Sitzhaltung (das mehrmalige Wechseln von aufrechtem zum bequemen Sitzen) als gesund gilt, dennoch vernachlässigen viele Untersuchungen diesen Aspekt. Eine Verbindung von ergonomischen Arbeitsmitteln wie PC-Eingabegeräten und Arbeitsstühlen, die das dynamische und aufrechte Sitzen sowohl fördern als auch fordern, könnte zur Reduktion von Beschwerden beitragen.

Die Ergebnisse bestätigen auch die Annahme, dass Bildschirmarbeit trotz einfacher Bewegungen und geringem Bewegungsausmaß und Kraftaufwand zu erheblichen Beanspruchungen der Muskulatur führen kann. Dabei ist nicht die Bewegung, sondern die stetige Wiederholung dieser Bewegung im Kontext eines gegebenen ergonomischen Systems von Bedeutung, was zu gestörten Bewegungstereotypen und muskuloskelettalen Erkrankungen führen kann (Mastnak, 2017). Wie die in den Abbildungen 2 und 3 ausgewiesenen Boxplots samt Streuungen zeigen, ist dabei allerdings mit erheblichen interindividuellen Schwankungen und Verläufen zu rechnen. Diese aufzeigen zu können, stellt eine Stärke der eingesetzten OEMGs dar, auch wenn nach wie vor weitgehend offen ist, wie genau die Muskelbeanspruchungen in einem komplexen Verbund von Auge, Hals, Unterarm, Hand, Fingern sowie dem Rücken verteilt sind.

Die Differenzierungshypothese wird nur tendenziell bestätigt. Das dürfte vor allem daran liegen, dass die ergonomische PC-Maus ebenso wie das Touchpad eine längere Eingewöhnung erforderlich macht. Trotz der ungewohnten Arm-Winkel-Position (Neutral-Null-Position) wies die ergonomische PC-Maus die geringsten Beanspruchungen an der Armstreckmuskulatur sowie im Oberen Anteil des M. Trapezius aus. Diese positive Differenz sollte bei weiterer Gewöhnung anwachsen.

Die vorliegenden Ergebnisse bestätigen in der Gesamtschau die Annahme, dass Bildschirmarbeit auf sehr differenzierende Art belastend sein kann. Dies hat seinen Grund vor allem in der Vernetzung unterschiedlicher Muskelgruppen, die hier nur sehr selektiv aufgezeigt werden konnte. Zudem sind weitere Einflüsse durch psychische Belastungen zu bedenken. Bongers, Kremer & Laak (2002) weisen auf Job-Stressoren und mentale Anforderungen hin, die muskuloskelettale Erkrankungen hervorrufen können. Auch psychosoziale Faktoren, die z.B. mit der Rolle der Frau assoziiert sind, haben Einfluss (Nordander et al., 2013).

Die vorliegenden Befunde zeigen zudem aber auch, dass das OEMG als ein objektives Messinstrument in der Lage ist, sehr differenziert die auftretenden Beanspruchungen aufzuzeichnen. Dabei ist zu erkennen, dass nicht allein objektiv gegebene Belastungen – hier

operationalisiert über zu erledigende Aufgaben – von Relevanz sind, sondern sie immer im Zusammenspiel mit gegebenen Ressourcen am Arbeitsplatz zu sehen sind. Daraus resultieren einerseits große interindividuelle Differenzen, andererseits aber auch Hinweise auf präventive Ansätze, die einerseits generell die ergonomische Gestaltung des Bildschirmarbeitsplatzes betreffen (etwa durch Anpassung der Maus auf die Größe der Hand, Mauspausen, Unterstützung durch Handgelenkauflagen), andererseits aber auch auf konkrete Personen zugeschnittene Trainings umfassen (gymnastische Übungen, Handwechsel).

4.5. Schlussfolgerung

Das OEMG liefert dienliche Hinweise zur muskulären Beanspruchung und kann damit zur Weiterentwicklung ergonomischer Arbeitsmittel beitragen. Weitere Studien sind erforderlich, um die muskuläre Aktivität bei mentaler Anforderung zu erfassen und damit berufsbezogene Beanspruchungsmuster in ihrer Komplexität zu ergründen.

5. Erfassung von Anstrengungsempfinden und Biosignalen bei mentalen Belastungen: Zusammenhang von subjektiven und objektiven Beanspruchungsparametern

Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin; (submitted am 22.11.2021).

Nisser, M.

Putz, C.

Hoyer, H.

Buder, A.

Baumbach, P.

Best, N.

Zusammenfassung

Hintergrund Die Auswirkungen der sich veränderten Arbeitswelt äußern sich in anwachsenden Anforderungen an den Angestellten, die sich wiederum in einem Anstieg der wahrgenommenen mentalen Beanspruchung am Arbeitsplatz niederschlagen. Aktuelle Forschungsansätze entwickeln Methoden, zur Erfassung des Selbstmanagements mentaler Beanspruchung im Arbeitsalltag. Da eine Ableitung für Präventionsmaßnahmen zur Gesunderhaltung die Identifikation von Belastungsfaktoren voraussetzt, ist Ziel der vorliegenden Studie, die Prüfung auf Tauglichkeit subjektiver und objektiver Parameter bei der Ermittlung der Gesamtbeanspruchung bzgl. der mentalen Belastungen.

Material und Methoden Über den Verlauf von fünf Phasen zu je fünf Minuten erfolgt ein mentaler Belastungstest am Bildschirm, bei dem die kognitiven Parameter Reaktionsfähigkeit und Reaktionsverhalten mit sukzessiv ansteigender Belastung durch erhöhte Schwierigkeitsgrade (Änderung der Stimuli durch erhöhte Anzahl der Reize, geringere Reizabstände) verändert werden. Dabei wird das subjektive Anstrengungsempfinden (modifizierte CR 10-Skala nach Borg) und die physiologische Reaktion über objektiv erfassbare Biosignale (Herzfrequenz und tonischer Hautleitwert) über die fünf Belastungsphasen sowie zu Beginn und zum Ende einer jeden Belastungsphase (spezifische Phasenzeitpunkte) ermittelt. Es wird angenommen, dass eine phasenabhängig veränderte Beanspruchung existiert und bei mittleren Belastungen ein Zusammenhang zwischen subjektivem Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala nach Borg) und der objektiv erfassten Parameter Herzfrequenz

und Hautleitwert bei den Probandinnen (N = 30, Alter: 34,3 Jahre alt ($\pm 3,2$)) nachweisbar ist.

Ergebnisse Verglichen zur Baseline-Messung zeigten die fünf Belastungsphasen eine signifikant größere subjektive Beanspruchung (CR-10 Skala, $p < 0,01$) sowie höhere Herzfrequenzen und einen höheren Hautleitwert für die Phasen der Beanspruchung. Die weiterführende Analyse innerhalb der fünf Belastungsphasen zeigte für den Vergleich der ersten Belastungsminute gegenüber der letzten Minute innerhalb einer Belastungsphase (spezifische Phasenzeitpunkte) ausschließlich für das subjektive Anstrengungsempfinden (CR-10 Skala) signifikant verschiedene Werte ($p \leq 0,01$). Die Gesamtbeanspruchung wurde durch die Probandinnen mit $53,3 \pm 13,5$ (NASA TLX Skala 0: sehr gering - 100 sehr hoch) angegeben und als mittlere Beanspruchung eingeordnet. Ebenso zeigte sich eine signifikante Assoziation zwischen der CR 10-Skala und den Hautleitwerten ($\beta = 0,21$, $p < 0,001$). Demgegenüber existierte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der CR 10-Skala und der Herzfrequenz ($\beta = 0,02$, $p = 0,21$).

Schlussfolgerung Die Ergebnisse der Studie deuten darauf hin, dass für das angewendete Protokoll der Stress-assoziierte tonische Hautleitwert ein geeigneter Parameter zur Erfassung der Gesamtbelastung ist. Demgegenüber scheint die Herzfrequenz zur Erfassung einer mentalen Gesamtbeanspruchung weniger geeignet.

5.1. Hintergrund

Unsere heutige Wissensgesellschaft zeichnet sich vorrangig durch Kopfarbeit aus [1], die im Berufsleben von der überwiegenden Mehrheit der Angestellten am Bildschirmarbeitsplatz ausgeführt wird [2, 3]. Die für den Bildschirmarbeitsplatz typischen Tätigkeiten sind durch wiederkehrend gleiche Bewegungsmuster der oberen Extremität und einer statischen Sitzhaltung gekennzeichnet [4]. Rücken-, Schulter- und Armschmerzen zählen somit zu den häufigsten berufsbedingten Beschwerdebildern [5, 4]. Trotz ergonomischer Arbeitsmittel liegt mit 129,5 Mio. Arbeitsunfähigkeitstagen der höchste Anteil berufsbedingter Fehltage noch immer im Bereich des Muskel-Skelett-Systems [6]. Jedoch deuten Oberflächen-Elektromyographie-Untersuchungen des M. Trapezius Pars descendens bei Bildschirmtätigkeiten daraufhin, dass nicht vorrangig die Tätigkeit selbst Auslöser für derartige Beschwerden ist, sondern Größen wie die Sitzhaltung einen gewichtigeren Einfluss haben [7, 8]. Darüber hinaus werden fehlende Entspannungsfähigkeit der Muskulatur und negativer Stress als

Ursachen für muskuloskelettale Erkrankungen in Berufen mit geringer bis moderater körperlicher Belastung und negativen psychologischen Faktoren aufgeführt [9, 10]. So sind es gerade psycho-soziale Faktoren wie Leistungs- und Zeitdruck oder die Bewertung von Kollegen und Vorgesetzten, die sich negativ auf die Gesundheit auswirken können und mit Zivilisationskrankheiten [11] wie einem erhöhten Risiko für kardio-vaskuläre Erkrankungen [12] in Verbindung gebracht werden. Die Gründe für den Anstieg psychischer Belastungen sind dabei vielfältig und werden u.a. in einer Arbeitsintensivierung und der damit einhergehenden Zunahme der Stressoren, der durch die Industrie 4.0 ausgelösten technologischen Beschleunigung vermutet [13]. Berufsbedingte Beschwerdebilder scheinen somit v.a. durch den Zusammenhang zwischen empfundenem Stress und hektischer Arbeit verursacht zu werden, der zu körperlich anstrengender Arbeit nicht hergestellt werden konnte [14]. Angesichts der im Zuge der Digitalisierung weiter steigenden Zahl von Bildschirmarbeitsplätzen [15] und der damit zusammenhängenden Zunahme psychischer Belastung, sind Konzepte zur Gesunderhaltung der Angestellten gefragt und die Identifizierung von Belastungsfaktoren Voraussetzung dafür [16]. Neuere Ansätze konzentrieren sich auf die Erfassung der für den Bildschirmarbeitsplatz typischen mentalen Beanspruchung. Dabei wird Beanspruchung nach Schönplüg (1987) als die Handlung beschrieben, die zur Bewältigung einer Belastung notwendig ist [17]. Sie bildet in der Arbeitswissenschaft eine zentrale Forschungsfrage [18]. Bezugnehmend auf das Beanspruchungs-Erholungsparadigma wird in diesen Untersuchungen mithilfe von objektiven Methoden versucht, den Beanspruchungsgrad anhand von Biosignalen wie Herzfrequenz [19], Hautleitwert [20], Pupillenänderung [21] aber auch Änderungen der muskulären Aktivität [10] zu bestimmen. So soll die Überwachung der geistigen Arbeitslast Langzeitschäden vermeiden, indem die Fähigkeit zum Selbstmanagement durch Feedback der Biosignale gestärkt wird [22]. Bislang eingesetzte Fragebögen, die als die Essenz der mentalen Beanspruchungserfassung gelten [18], ihnen jedoch aufgrund der subjektiven Bewertung ein gewisser Bias nachgesagt wird [20], werden so mit neuen Technologien ergänzt. Dennoch ist Beanspruchung auch von Parametern wie der Leistung und der subjektiven Bewertung abhängig und kann somit nicht ausschließlich über die Erfassung der Biosignale vorgenommen werden. Da die Bewertung und Interpretation der physiologischen Reaktion selbst noch herausfordernd bleibt [23], konzentriert sich die Forschung auf die Zuverlässigkeitssteigerung von Biosignalen, die durch mentale Beanspruchung beeinflusst werden und kombiniert diese mit subjektiven und/oder leistungsbasierten Parametern [18]. Insbesondere in der Stressforschung können Beanspruchungsgrade anhand von Bio-

signalen bei evoziertem Stress abgeleitet werden [24, 25], wie Untersuchungen zu Herzfrequenz und Hautleitwert belegen [22, 26]. Mit der zunehmenden Verbreitung von Wearables - die es Fachfremden ermöglicht, ein Selbst-Monitoring gewisser Parameter vorzunehmen - stellt sich die Frage nach der Tauglichkeit dieser Parameter bei mittleren kognitiven Belastungen und dem Mehrwert, der sich aus der Analyse ergibt? Einerseits wird „... die Interpretation der Daten in der praktischen Anwendung in vielen Fällen bei fehlender Überprüfung der Testgütekriterien unreflektiert und zum Teil unsachlich vorgenommen.“ (S. 13 [27]). Andererseits ist eine Übertragung, der aus physischer Beanspruchung ermittelten Grenzwerte wie u.a. der Herzfrequenz, mit denen Aussagen zur Leistungsfähigkeit und auch zum Gesundheitszustand möglich sind, nicht ohne weiteres auf die mentale Beanspruchung des Arbeitsplatzes übertragbar. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, die für den Arbeitsplatz spezifische Beanspruchung in Abhängigkeit der charakteristischen Einflussgrößen zu bestimmen und zu überprüfen inwiefern die subjektive Wahrnehmung mit den objektiv erfassten Biosignalen übereinstimmt. Jedoch können erhebliche Unterschiede zwischen den Arbeitsaufgaben und -tätigkeiten im selben Unternehmen existieren, sodass zur Ableitung der Erkenntnisse im ersten Schritt eine Standardisierung der Rahmenbedingungen durchgeführt werden sollte um die Frage zu beantworten: Wie sehr eignen sich subjektive und objektive Parameter für die Messung der Beanspruchung bei mittlerer kognitiver Belastung, wie sie an Bildschirmarbeitsplätzen vorkommt und in welchem Maße beeinflussen sie sich gegenseitig?

Ziel der vorliegenden Studie ist die Prüfung subjektiver (Borg-Skala) und objektiver (Herzfrequenz und Hautleitwert) Parameter zur Ermittlung der Beanspruchung bei einem mentalen Belastungstest am Bildschirm.

5.2. Fragestellung

Existieren belastungsabhängige Veränderungen über die fünf Belastungsphasen sowie für Phasenzeitpunkte innerhalb einer Phase für objektive (Herzfrequenz, Hautleitwert) und subjektive (CR-10 Skala) Beanspruchungsparameter?

Existiert ein Zusammenhang zwischen subjektiv wahrgenommenen (Anstrengungsempfinden nach Borg) und den objektiv erfassten Biosignalen Herzfrequenz und Hautleitfähigkeit und wie hoch fällt dieser bei mittleren Belastungen aus?

Hypothese

Es wird angenommen, dass eine phasenabhängige mentale Beanspruchung existiert und ein Zusammenhang zwischen subjektivem Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala nach Borg) und der objektiv erfassten Parameter Herzfrequenz und Hautleitwert nachweisbar ist.

5.3. Material und Methoden

Probanden

Die Rekrutierung der Probanden erfolgte nach den Ein- und Ausschlusskriterien (Tab. 1) in der Region Jena. Aufgrund des Pilotcharakters der Studie und der damit verbundenen kleinen Stichprobengröße wurden lediglich Frauen eingeschlossen, um mögliche geschlechtsspezifische Unterschiede hinsichtlich der Biosignale auszuschließen. Die Basis der Stichprobe bilden 30 Frauen, die beruflich überwiegend am Bildschirm tätig sind. Die Probanden waren im Durchschnitt 34,3 Jahre alt ($\pm 3,2$).

Das positive Votum der Ethikkommission des Universitätsklinikums Jena zur Durchführung der Studie liegt vor (4985-11/16). Die Richtlinien der guten klinischen Praxis (GCP) sowie der Deklaration nach Helsinki der WHO wurden eingehalten.

Tabelle 5-1: Ein- und Ausschlusskriterien zur Untersuchung am Bildschirmarbeitsplatz unter Laborbedingungen.

Einschluss	Ausschluss
<ul style="list-style-type: none">• Weiblich• Zwischen 30 und 40 Jahren alt• Bildschirmtätigkeit bei mindestens 50% der Arbeitszeit• Maximal drei Stunden pro Woche Freizeit- oder Breitensport	<ul style="list-style-type: none">• Regelmäßiges Spielen von Video-/Computerspielen (mehr als 5h/Woche)• Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems• Einnahme von Blutdruckmedikamenten• Einnahme von Herzmedikamenten (Herzrhythmusstörungen etc.)• Einnahme von Blutverdünner• Herzschrittmacher• Hautirritationen oder Unverträglichkeiten, die das Kleben von Elektroden nicht ermöglichen• regelmäßiger Rauschmittel-Konsum• Schwangerschaft• akute Verletzungen an einer oder beiden Hände• Nikotinkonsum von mehr als 10 Zigaretten pro Tag• ärztlich attestiertes Bewegungsverbot

Herzfrequenz und Hautleitwert

Psychische Belastungen zeigen Änderungen in der Herzfrequenz und dem Hautleitwert. Somit gelten beide als geeignete Biosignale, um psychische Beanspruchung anzuzeigen [28; 26]. Wenngleich die Herzfrequenzvariabilität bei ansteigender Belastung als geeigneter gilt, existieren gegenüber der Herzfrequenz keine allgemeingültigen Grenzwerte bzw. sind keine generellen gesundheitsbezogenen Aussagen möglich [28]. Zudem gewinnt die Herzfrequenz durch die zunehmende Verbreitung von Wearables an Bedeutung, da mit deren Anwendung selbst Laien aus ihrer Herzfrequenzanalyse Gesundheits- und Leistungsfähigkeit ableiten können. Nach Ribback (2003) ist mentale Beanspruchung eine „kognitive, eher nicht-emotionale Reaktion des Informationsverarbeitungssystems auf äußere Belastungen, die durch aufgabenspezifische Faktoren (...) bestimmt wird“ (S. 11 [29]). Um jedoch auch emotionale Aspekte mit zu erfassen - wie eine mögliche Abnahme der Motivation die infolge der Belastungssteigerung und der damit verbundenen Fehlerhäufigkeit auftreten kann (ausführungsspezifische Belastungsfaktoren, siehe [29]) - wurde der Hautleitwert gemessen. Das Studienprotokoll sah kurze Belastungsphasen über 5 Minuten vor, sodass im speziellen der tonische Hautleitwert, im Folgenden als Hautleitwert bezeichnet, für die Analyse gewählt wurde.

Die Aufnahme der Biosignale erfolgte über das Mehrkanal-Sensor-System NeXus-10 MKII (Mind Media B.V, Herten, Niederlande), da die Rohdaten zur Auswertung für dieses System im Gegensatz zu bekannten Wearables vorlagen. Dabei wurde die Herzfrequenz über ein Belastungs-EKG mittels 2 Kanal-Brustwandableitung bestimmt. Der tonische Hautleitwert wurde über Elektroden, die an der Außenkante der nicht dominanten Hand angebracht wurden abgeleitet. Die Datenaufnahme erfolgte mit 32 Samples pro Sekunde/ 24 Bit und es wurde ein Kerbfilter von 50 μ Volt verwendet. Die Aufzeichnung der Daten wurde über die systeminterne BioTrace+ Software (Mind Media, Herten NL) sichergestellt. Die Biosignale wurden über EXG ARBO Ag/AgCl-Hydrogel-Elektroden (ARBO Healthcare HG 24, Kendall, Deutschland) mit einer Größe von 30x24mm erfasst.

Subjektives Anstrengungsempfinden

Die CR 10-Skala nach Borg wird eingesetzt, um die Intensitätswahrnehmung einer Erfahrung zu messen [30]. Für spezielle Fragestellungen wurde die Skala, wie durch Burdon et

al. (in [30]) modifiziert und ermöglicht damit die subjektiv empfundene Wahrnehmung darzustellen. In Untersuchungen zur Erfassung der Muskelaktivität fand die CR 10-Skala bei kognitiven Beanspruchungen bereits Verwendung [31, 32, 33]. Da ihre Skalierung leicht verständlich und auf viele Anwendungen übertragbar ist, wurde sie für dieses Setting verwendet.

Die ursprüngliche Version liegt in Englisch vor, wurde aber ins Deutsche übersetzt, da englische Sprachkenntnisse nicht in den Einschlusskriterien inbegriffen waren. Bei der anschließenden Datenauswertung wurden Kategorien gebildet: geringe (0 – 2), mäßige (3 – 4), moderate (5 – 6) und hohe Anstrengung (7 – 10).

Der NASA-Task Load Index wurde zur Analyse der individuell empfundenen Arbeitsbelastung angewandt, die durch 6 Dimensionen: *geistige* (1), *körperliche* (2) sowie *zeitliche Anforderung* (3), *Leistung* (4), *Anstrengung* (5) sowie *Frustration* (6) und deren Gesamtwert abgebildet wird. Bevorzugt wird eine Gewichtung der 6 Dimensionen in die Auswertung einbezogen, die je nach Fragestellung nicht in jedem Fall notwendig ist [34]. Demnach bezieht sich der für diese Untersuchung relevante Outcome-Parameter einzig auf die Gesamtbeanspruchung, die sich aus der Summe aller Mittelwerte der 6 Dimensionen zusammensetzt. Eine deutsche Übersetzung des NASA-TLX wurde der Arbeit von Bahle entnommen [35].

Leistungsbasierte Daten

Die Aufgaben der Untersuchung wurden mithilfe eines für die neurologische Rehabilitation entwickelten Therapietrainers durchgeführt. Das Therapiesystem RehaCom [36] besteht aus einer Tastatur und einer Software-basierten Applikation, die verschiedene Module u.a. zur Aufmerksamkeit sowie zu Gedächtnisfunktionen beinhaltet. Die Aufgaben wurden auf einem Bildschirm dargestellt, indem verschiedene Abbildungen zu Symbolen, den Tasten auf der speziell dafür angefertigten Tastatur, zugeordnet werden mussten. Wenngleich es für Patienten der neurologischen Rehabilitation entwickelt wurde, enthält es Module zur Reaktionsfähigkeit und zum Reaktionsverhalten und umfasst damit kognitive Belastungen, die in der Aufgabe und der Schwierigkeitsgrade (Level) standardisierbar und somit auch unter Gesunden vergleichbar sind. Eine Belastungssteigerung wurde sichergestellt, indem der Schwierigkeitsgrad über fünf Phasen zu Beginn der jeweilig anschließenden Belastungsphase um jeweils zwei Level gesteigert wurde. Der zunehmende Schwierigkeitsgrad über die fünf Belastungsphasen ergibt sich dabei aus erhöhter Reizanzahl und geringerer Reiz-

dauer, die in Abhängigkeit zu den individuellen Ressourcen der Probandinnen die Performance bestimmt und sich in der prozentualen Richtigkeit widerspiegelt. Unterschritten die Probandinnen die Performance von 80% richtigen Antworten, wurde der Level autonom durch die systeminterne Software heruntergestuft und umgekehrt. Eine Unter- oder Überforderung der Probandinnen konnte ausgeschlossen werden, indem der individuelle Startlevel in einem Durchlauf vor Beginn der eigentlichen Untersuchung festgestellt wurde. Um eine Gewöhnung an die Aufgaben zu vermeiden, wurden die Module zum a) Reaktionsverhalten und zur b) Reaktionsfähigkeit abwechselnd in den Phasen verwendet. Diese Methode wurde gewählt, um die Objektivität der Leistungsdaten zu gewährleisten, die in Studien nachgewiesen ist [36]. Die Performance wird nicht durch die Studienmitarbeiter beeinflusst, sondern durch die standardisierte Methode des RehaCom Systems.

Studienablauf

Nach Aufklärung der Probandinnen über die Inhalte der Studie sowie der Bedeutung der Biosignale und der CR 10-Skala nach Borg erfolgte mit ihrer Zustimmung zur freiwilligen Studienteilnahme, die Untersuchung mit einer Gesamtdauer von 50 Minuten unter kontrollierter Raumtemperatur von 20-23°C. Die Elektroden zur Messung der Biosignale wurden nach den allgemeinen Vorgaben der „S2k-Leitlinie: Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft“ auf die Haut aufgebracht [28].

Die Sitzung wurde nach einem Testlauf (Dauer von 10 Minuten), der das individuelle Aufgabenlevel festlegte, gestartet. Die Probanden wurden gebeten die Aufgaben des RehaCom Systems bestmöglich zu erledigen. Während der gesamten Untersuchungsdauer wurden Herzfrequenz und tonischer Hautleitwert gemessen. Die CR 10-Skala wurde jeweils zu Beginn und zum Ende einer jeden Phase abgefragt. An die 10minütige Baseline, schlossen sich 5 Belastungsphasen zu je 5 Minuten Dauer an. Im Vergleich zur vorherigen Phase wurden jeweils individuell höhere Aufgabenlevel gewählt. Die Aufgabenschwierigkeit ergibt sich aus der Anzahl der Reize und die Reizdauer, wie lange ein Symbol auf dem Bildschirm angezeigt wird. Mit jeder neuen Belastungsphase wird nach Studienprotokoll der Level um jeweils 2 Schwierigkeitsgrade erhöht. Das bedeutet, dass sich die Anzahl der Reize erhöht und die Reizdauer verkürzt. Innerhalb einer Phase passte das RehaCom System autonom den Schwierigkeitsgrad anhand der individuellen Performance an, sodass eine der prozentuelle Anteil richtiger Antworten von über 20% zu einem Levelabstieg führte. Ein direktes

Feedback über die Leistung erhielten die Probandinnen durch ein akustisches Signal („richtig“, „falsch“ oder „außerhalb der Zeit“) über das RehaCom System. Darüber hinaus wurden Geräusche wie Telefonklingeln, Bedrucken von Papier oder Gespräche unter Kollegen eingespielt, um die Aufmerksamkeit zum Bewältigen der gestellten Aufgaben zu stören und in den Phasen 3, 4 und 5 eine zusätzliche Belastungssteigerung neben dem Levelanstieg zu haben. Außerdem wurden in der letzten Belastungsphase persönliche Fragen gestellt, um die kognitive Beanspruchung bei den Probandinnen zu erhöhen. Ein für den Probandinnen sichtbarer 5-Minuten Countdown wurde in Phase 5 durchgeführt, um durch Zeitdruck die Belastung zu erhöhen. Nach einer 5-minütigen Regenerationsphase (bequeme Sitzhaltung mit Blick auf ein entspannendes Bild) wurde der NASA TLX ausgefüllt, um die Beanspruchung über den gesamten Untersuchungsverlauf zu bewerten.

Datenauswertung

In einem ersten Schritt wurden die Rohwerte des tonischen Hautleitwertes mit Hilfe der systeminternen Software BioTrace+ exportiert und sequenzbezogen analysiert. Die Rohdaten der Herzfrequenz wurden durch einen Algorithmus zur Herzfrequenzdetektion anhand der RR-Intervalle, die im Vorfeld auf Plausibilität geprüft wurden, ermittelt [37]. Die Angaben zur CR 10-Skala wurden innerhalb der ersten und letzten Minute jeder Stufe erfragt. Aus diesem Grund wurde aus den Rohdaten der Biosignale ein Mittelwert aus der ersten und letzten Minute jeder Stufe (inklusive Baseline und Regeneration) ermittelt. Aufgrund einer bei der Biosignalmessung häufig auftretenden Latenz zwischen Beginn der Messung und dem Erhalt erster reliabler Daten, wurden alle Signale nach den ersten 15 Sekunden der Gesamtaufzeichnungsdauer in die Auswertung einbezogen.

Statistische Analyse

Vergleichende Analysen. Aufgrund des Messwiederholungsdesigns wurden zur Analyse der Mittelwertsunterschiede zwischen den einzelnen Phasen (Baseline, Belastung 1-5, Regeneration) sowie innerhalb der einzelnen Phasen (Phasenzeitpunkt: Start, Ende) lineare gemischte Modelle herangezogen. In die Modelle wurden jeweils die für die erste und letzte Minute gemittelten Werte der CR 10-Skala, der Herzfrequenz und des Hautleitwertes als abhängige Variable aufgenommen. Als unabhängige Variablen wurden die *Phase*, der *Phasenzeitpunkt* sowie die Interaktion aus beiden aufgenommen (fixed effects). Aufgrund des

Messwiederholungsdesigns und korrelativer Abhängigkeiten innerhalb einer Person, wurden die Probanden als zufälliger Faktor (random intercept) in die Modelle einbezogen. In einem weiteren Schritt wurden die geschätzten Randmittel der einzelnen Phasen (gepoolt für den *Phasenzeitpunkt*) bestimmt und jeweils mit der Baseline verglichen. Aufgrund des multiplen Testens wurden die p-Werte nach der Bonferroni-Holm Methode adjustiert. Im letzten Schritt wurden die geschätzten Randmittel jeweils für den Anfang und das Ende der einzelnen Phasen bestimmt und miteinander verglichen. Die p-Werte dieser Vergleiche wurden ebenfalls nach der Bonferroni-Holm Methode adjustiert. P-Werte < 0,05 wurden als statistisch signifikant gewertet.

Assoziative Analysen. Um potentielle Assoziationen zwischen dem subjektiven Belastungsempfinden (CR 10-Skala, abhängige Variable) und den objektiven Belastungsvariablen (Herzfrequenz, Hautleitwert, unabhängige Variablen) zu analysieren, wurde ebenfalls ein lineares gemischtes Modell herangezogen. Die unabhängigen Variablen wurden simultan in das Modell aufgenommen. Analog zu den vergleichenden Analysen wurden die Probanden als zufälliger Faktor (random intercept) in das Modell einbezogen. Um den Anteil der durch das Modell aufgeklärten Varianz zu bestimmen wurde abschließend der Determinationskoeffizient R^2_{pseudo} bestimmt [38].

Die Analyse wurde mit den Analysepaketen *lme4* (Version 1.1-21, [39]), *emmeans* (Version 1.4.5, [40] und [41]) unter R (Version 3.6.3, [42]) durchgeführt.

5.4. Ergebnisse

Phasenabhängige Beanspruchung

CR-10 Skala

Im Modell ergaben sich signifikante Haupteffekte für die *Phase* ($p=0,00$) und den *Phasenzeitpunkt* ($p=0,00$). Zudem ergab sich eine statistisch signifikante Interaktion ($p= 0,00$) aus beiden Faktoren.

Über den Phasenverlauf hinweg ist ein steter Anstieg bei geringen Schwankungen des Anstrengungsempfindens zu beobachten, der ausgehend von der Baseline im Mittel von 0,98 (CI: 0,48; 1,49) bis auf den höchsten Wert von 6,03 (CI: 5,53; 6,54) in Stufe 5 ansteigt (Tab. 2). Die Werte der CR 10-Skala fallen in der Regeneration wieder auf das Baseline-Niveau

ab. Im Vergleich von erster zu letzter Minute in den einzelnen Phasen spiegelt sich ein Anstieg wider, der in der Baseline aber auch in der Regeneration exakt entgegengesetzt verläuft (Abb. 1). Hinsichtlich der Belastungsphasen und der Regeneration zeichnet sich ein signifikanter Unterschied zur Baseline ab. Bei der Betrachtung innerhalb der Phasen werden ebenso signifikante Unterschiede zwischen der ersten und letzten Minute erreicht (Tab. 3). Eine mittlere Gesamtbeanspruchung von $53,3 \pm 13,5$ von insgesamt erreichbaren 100 wurde durch den NASA-TLX angegeben.

Herzfrequenz

Im Modell bezüglich der Herzfrequenz ergab sich ein signifikanter Haupteffekt für die *Phase* ($p=0,00$). Es konnte weder ein signifikanter Haupteffekt für den Phasenzeitpunkt ($p=0,97$) noch für die Interaktion aus Phase und Phasenzeitpunkt ($p=0,82$) identifiziert werden.

Bei der Betrachtung des Mittelwertvergleichs der Herzfrequenz über die gesamte Untersuchungsdauer ist ein Anstieg zwischen Baseline mit 77,12 (CI: 72,99; 81,26) Schlägen pro Minute gegenüber der ersten Belastungsphase auf 82,24 (CI: 78,11; 86,37) Schläge pro Minute zu verzeichnen, der über die weiteren Belastungsphasen beinahe konstant bleibt. Erst in der Regeneration sinkt er auf 75,34 (CI: 71,20; 79,47) Schläge pro Minute ab. Werden die Phasen 1-5 sowie die Regeneration der Baseline gegenübergestellt, ergeben sich signifikante Unterschiede, die in Tabelle 2 wiederzufinden sind. Der Vergleich der Zeitpunkte der ersten und letzten Minute innerhalb einer Phase zeigt für alle Belastungsphasen, Baseline sowie Regeneration keinen signifikanten Unterschied (Tab. 3).

Hautleitwert

Im Modell bezüglich des Hautleitwerts ergab sich ein signifikanter Haupteffekt für *Phase* ($p = 0,00$) sowie den *Phasenzeitpunkt* ($p = 0,01$). Zudem ergab sich eine signifikante Interaktion für diese beiden Faktoren ($p < 0,01$). Die Mittelwertanalyse über alle Phasen hinweg zeigt ein geringes kontinuierliches Ansteigen des Hautleitwertes bei geringen Schwankungen (Abb. 1). Zu Beginn der Untersuchung, in der Baseline, wird im Mittel $5,80 \mu\text{S}$ (CI: 4,48; 7,13) erreicht. Das Maximum mit $7,82 \mu\text{S}$ (CI: 6,50; 9,14) findet sich in Belastungsphase 5 wieder. Bei der Gegenüberstellung von Baseline zu allen weiteren Phasen ergibt sich ein signifikanter Unterschied zu Belastungsphase 3 und 4 sowie zur Regeneration ($p \leq 0,03$). Der Vergleich der Mittelwerte zu den Zeitpunkten der ersten und letzten Minute innerhalb einer Phase zeigt dabei, mit Ausnahme Regeneration zu Baseline, keine signifikanten Unterschiede (Tab. 3).

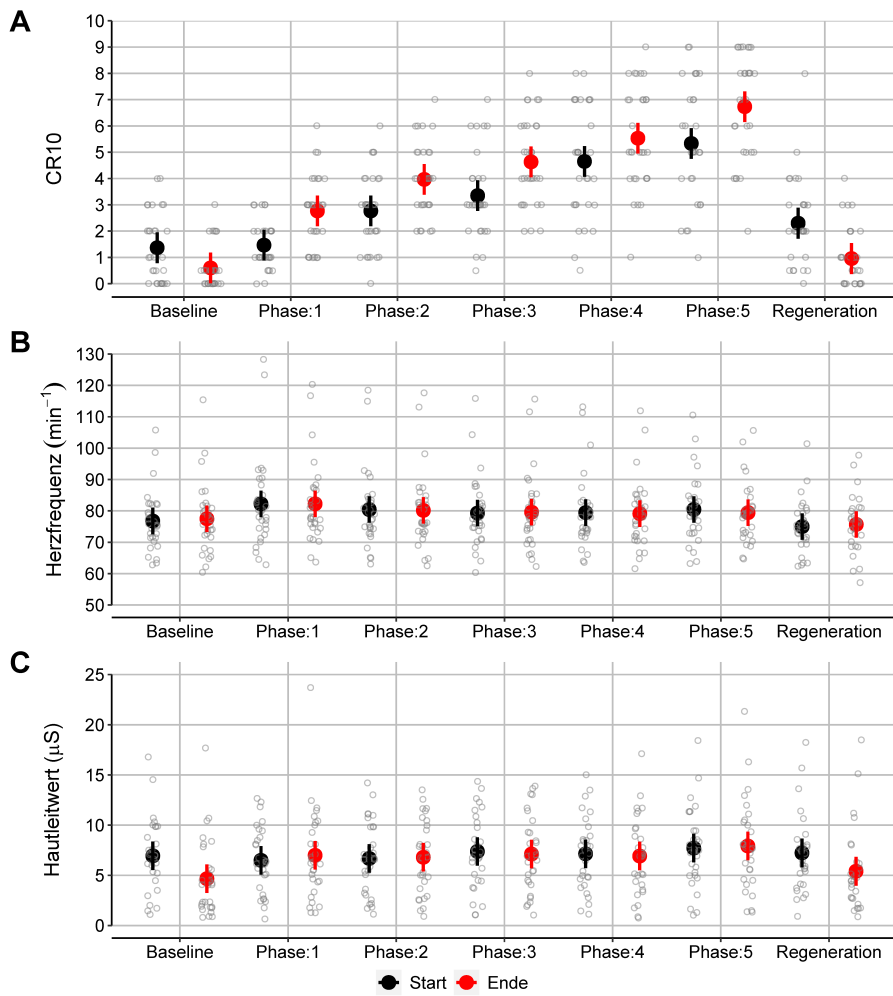


Abbildung 5-1: Darstellung der gemittelten Parameter über den Verlauf der Phasen

Tabelle 5-2: Geschätzte Randmittel über den gesamten Untersuchungsverlauf und p-Werte der Vergleiche zwischen Baseline und den Stufen 1 bis 5 sowie der Regeneration.

Parameter	Belastungs-Phase	Mittelwert	95% Konfidenzintervall		p-Wert*
Herzfrequenz (Schläge/Minute)					
	Baseline	77,12	72,99	81,26	Referenz
	1	82,24	78,11	86,37	0,00*
	2	80,28	76,15	84,42	0,00*
	3	79,45	75,32	83,58	<0,01*
	4	79,29	75,15	83,42	<0,01*
	5	79,95	75,81	84,08	0,00*
	Regeneration	75,34	71,20	79,47	0,03*
Hautleitwert (µS)					
	Baseline	5,80	4,48	7,13	Referenz
	1	6,74	5,42	8,06	0,23
	2	6,74	5,42	8,06	0,23
	3	7,25	5,93	8,57	<0,01*
	4	7,03	5,71	8,35	0,03*
	5	7,82	6,50	9,14	0,00*
	Regeneration	6,32	4,99	7,65	0,99
CR 10-Skala					
	Baseline	0,98	0,48	1,49	Referenz
	1	2,12	1,61	2,62	0,00*

2	3,37	2,86	3,87	0,00*
3	3,99	3,49	4,50	0,00*
4	5,09	4,59	5,60	0,00*
5	6,03	5,53	6,54	0,00*
Regenera- tion	1,63	1,12	2,14	<0,01*

* Für die Vergleiche gegen Baseline: p-Wert nach Bonferroni-Holm-Adjustierung signifikant ($p \leq 0,05$)

Legende: 1 – 5 = Belastungsstufen
1 und 2 ohne Störgeräusche
3 und 4 mit Störgeräuschen
5 mit Störgeräuschen und zusätzlichen Fragen

Tabelle 5-3: Geschätzte Randmittel und p-Werte der Vergleiche zwischen erster und letzter Minute innerhalb der jeweiligen Phasen.

Parameter	Belastungs- Phase	Mittelwert		p-Wert*		
		erste Minute (95% Konfidenz- intervall)	letzte Minute (95% Kon- fidenz-intervall)			
Herzfrequenz (Schläge/ Minute)	Baseline	76,77	(72,55; 80,98)	77,48	(73,27; 81,70)	0,99
	1	82,23	(78,01; 86,44)	82,25	(78,04; 86,47)	0,99
	2	80,42	(76,20; 84,63)	80,15	(75,93; 84,37)	0,99
	3	79,30	(75,09; 83,52)	79,60	(75,38; 83,81)	0,99
	4	79,46	(75,24; 83,67)	79,12	(74,90; 83,33)	0,99
	5	80,46	(76,24; 84,67)	79,44	(75,22; 83,65)	0,99
	Regeneration	75,00	(70,78; 79,22)	75,68	(71,46; 79,90)	0,99

Hautleitwert
(μS)

Baseline	6,94	(5,52; 8,37)	4,67	(3,25; 6,08)	0,00*
1	6,49	(5,08; 7,91)	6,99	(5,57; 8,41)	0,99
2	6,68	(5,26; 8,10)	6,80	(5,38; 8,22)	0,99
3	7,38	(5,96; 8,79)	7,12	(5,70; 8,54)	0,99
4	7,14	(5,73; 8,56)	6,92	(5,50; 8,34)	0,99
5	7,71	(6,30; 9,13)	7,92	(6,50; 9,34)	0,99
Regeneration	7,23	(5,81; 8,66)	5,41	(3,97; 6,84)	<0,01*

CR 10-Skala

Baseline	1,37	(0,78; 1,95)	0,60	(0,02; 1,18)	0,01*
1	1,47	(0,88; 2,05)	2,77	(2,18; 3,35)	0,00*
2	2,77	(2,18; 3,35)	3,97	(3,38; 4,55)	0,00*
3	3,35	(2,77; 3,93)	4,63	(4,05; 5,22)	0,00*
4	4,65	(4,07; 5,23)	5,53	(4,95; 6,12)	<0,01*
5	5,33	(4,75; 5,92)	6,73	(6,15; 7,32)	0,00*
Regeneration	2,30	(1,71; 2,89)	0,96	(0,37; 1,54)	0,00*

* Für die Vergleiche gegen Baseline: p-Wert nach Bonferroni-Holm-Adjustierung

Legende: 1 – 5 = Belastungsstufen
 1 und 2 ohne Störgeräusche
 3 und 4 mit Störgeräuschen
 5 mit Störgeräuschen und zusätzlichen Fragen

Leistungsbasierte Daten

Bezogen auf die richtigen Angaben (in %) der Probandinnen im Modul Reaktionsverhalten zeigt die Univariate Varianzanalyse über die Belastungsphasen (MW 74,3; 70,5; 63,9) sig-

nifikante Unterschiede (Post-hoc Test (Bonferroni) $p \leq 0,00$ bis $0,04$). Im Modul Reaktionsfähigkeit konnte keine Signifikanz bei geringfügiger Abnahme der richtigen Angaben über den Belastungsverlauf (94,4; 91,1; 91,8) nachgewiesen werden.

Zusammenhang zwischen subjektiven und objektiven Parametern

Im Regressionsmodell ergab sich eine signifikante Assoziation zwischen der CR 10-Skala und den Hautleitwerten ($\beta = 0,21$, $p < 0,001$). Der Zusammenhang zwischen der CR 10-Skala und der Herzfrequenz war nicht signifikant ($\beta = 0,02$, $p=0,21$). Der Determinationskoeffizient der beiden festen Effekte (fixed effects, Herzfrequenz und Hautleitwert) betrug $R^2_{\text{pseudo}}=0,122$. Der entsprechende Determinationskoeffizient des Modells ohne Aufnahme der Herzfrequenz betrug $R^2_{\text{pseudo}}=0,108$.

5.5. Diskussion

Unsere Studie konnte zeigen, dass eine phasenabhängige Beanspruchung bei zunehmender Belastung für das subjektive Anstrengungsempfinden und bzgl. der Analyse der Varianz innerhalb der einzelnen Phasen für den Hautleitwert existiert nicht aber für die Herzfrequenz. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass für unsere applizierten Belastungen ein Zusammenhang zwischen subjektivem Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala nach Borg) und dem tonischen Hautleitwert nicht aber mit der Herzfrequenz nachweisbar ist.

Die Hypothese der Studie war, dass eine phasenabhängige Beanspruchung existiert und unter mittleren Belastungen ein Zusammenhang zwischen subjektivem Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala nach Borg) und der objektiv erfassten Parameter Herzfrequenz und Hautleitwert nachweisbar ist. Voraussetzung für diesen Nachweis ist die Änderung der Belastungsstärke zwischen den einzelnen Phasen, die mit den signifikanten Unterschieden des Moduls Reaktionsverhalten und der tendenziellen Abnahme der prozentualen Richtigkeit im Modul Reaktionsfähigkeit dokumentiert wird. Anhand der signifikanten Änderungen der gemessenen objektiven Daten konnte bei der Gegenüberstellung von Baseline zu den Phasen ansteigender Belastung eine phasenabhängige Beanspruchung bewiesen werden. Zudem wurde ein schwacher Zusammenhang zwischen dem subjektiven Anstrengungsempfinden und dem tonischen Hautleitwert gefunden und somit ihre Tauglichkeit bei mittleren Belastungen belegt, wie es bislang bei evoziertem Stress bestätigt wurde [43, 26]. Trotz des linearen Belastungsanstieges, für den insbesondere die Herzfrequenz als sensitiv gilt

[28], zeigten sich diese Ergebnisse nicht für diesen Parameter, sodass die Hypothese nur zum Teil bestätigt werden kann. So scheinen mittlere Belastungen ähnlich wie schwankende Belastungen den Zusammenhang zwischen den Beanspruchungsparametern schwächer abzubilden [43]. Das angewandte Studienprotokoll führte bei der Herzfrequenz zu moderaten Änderungen, aus denen sich allerdings kein Beanspruchungsgrad über den sukzessiven Anstieg der Belastung und daraus schlussfolgernd keine Empfehlung bei mittleren mentalen Belastungen ableiten ließen. Sensitiver scheinen in diesem Zusammenhang von Wearables messbare Parameter wie die Herzfrequenzvariabilität, die zudem weniger abhängig von dem hier gewählten linearen Belastungsanstieg ist [28], und demzufolge Beanspruchungen des Arbeitsalltages besser abbilden könnte. Darüber hinaus zeigen unsere Ergebnisse, dass insbesondere die subjektiv empfundene Wahrnehmung bei Aufgaben am Bildschirm mittleren Belastungsgrades eine wesentliche Rolle spielt. So führte, wie vermutet, der sukzessive Anstieg der Belastung zu einer allmählichen Zunahme der wahrgenommenen Anstrengung (MW CR 10-Skala in Stufe 5 = 6,03). Die moderaten Änderungen der objektiven Parameter (Hautleitwert und Herzfrequenz) dokumentiert eine physiologische Anpassung, wahrscheinlich um die notwendige Konzentration zur Aufgabenbewältigung aufzubringen [44]. Untermuert wird dies durch den tendenziellen Rückgang der prozentualen Richtigkeit der Module Reaktionsfähigkeit und Reaktionsverhalten, die durch eine Abnahme der Konzentration über die Zeit erklärt werden kann.

Um detaillierte Erkenntnisse aus der Analyse der physiologischen Reaktion auch bei mittleren mentalen Belastungen zu gewinnen, bietet sich die Auswertung der Spitzenwerte anstelle der gemittelten Durchschnittswerte an [43]. Werden die in unserer Untersuchung ermittelten maximalen Durchschnittswerte der Gesamtstichprobe betrachtet, finden sich wie zu erwarten die höchsten Werte über den gesamten Belastungsverlauf gesehen in Phase fünf. Jedoch bezieht sich diese Aussage auf das Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala) und den Hautleitwert. Der maximale Mittelwert der Herzfrequenz wurde hingegen in der Anfangsphase erreicht. Trotz einer vor Untersuchungsbeginn durchgeführten Eingewöhnung, könnte die Nervosität der Probandinnen zu diesem Ergebnis geführt haben. Allerdings belegten Studien auch, dass die physiologische Reaktion und das subjektive Empfinden auf Belastungen in ihrer Nachweisbarkeit zeitlich nicht übereinstimmen müssen [24].

Zudem deuten unsere Untersuchungsergebnisse auf bereits Bekanntes hin, nämlich dass Aufgaben mit hoher Anforderung oder einem Neuheitswert so in den Arbeitstag verlegt werden sollten, dass die Aufmerksamkeitsfähigkeit ausreichend hoch ist und wenige bis keine Störungen auftreten, um den Organismus nicht über zu beanspruchen. Wie die Ergebnisse zeigen (Tab. 3) scheint jedoch nicht ausschlaggebend zu sein, ob die Beanspruchung über Biosignale direkt vor oder nach einer Belastung aufgezeichnet wird, da sie sich innerhalb einer Phase nicht signifikant voneinander unterscheiden. Vielmehr scheinen bei mittleren Belastungen die Gesamtverläufe einer Untersuchung eine Rolle zu spielen und legen nahe, dass zukünftige Studien den gesamten Arbeitstag in die Analyse integrieren sollten.

Die Interpretation der physiologischen Reaktion auf Belastungsreize gilt allgemein hin als die größte Schwierigkeit bezüglich der Beanspruchungsanalyse [18]. Denn intra- und interindividuelle Schwankungen der Biosignale erschweren eine allgemeingültige Ableitung der Daten, die jedoch für Interventionsprogramme die Grundlage bilden. Abhilfe schafft die Kombination verschiedener Sensoren mit denen unterschiedliche Biosignale erfasst werden [45], das Einbinden von Kontextfaktoren und die Anwendung von Algorithmen [46, 47], die eine Beziehung zwischen allen ermittelten Faktoren und den Biosignalen herstellt [43, 24, 25]. Jedoch haben diese Methoden durch den Gebrauch vieler benötigter Messinstrumente eine geringe Praxistauglichkeit, sodass ihre Anwendung oft auf das Labor beschränkt bleibt. Um dennoch Beanspruchungsmessungen am Arbeitsplatz durchzuführen, können Wearables bei exakter Anwendung eine gute Alternative darstellen, positiv auf ihre Gesundheit einzuwirken. Trotz der geringen Stichprobengröße (N=30) findet sich ein Trend, der die Anwendbarkeit der gewählten objektiven und subjektiven Parameter, die sich schon zum Teil mit Wearables messen lassen, als nützlich herausstellt. Der Mehrwert ist, dass dem Anwender selbst ohne medizinische Kenntnisse ermöglicht wird, abzuleiten, wann Arbeitsbelastungen mögliche Risikofaktoren für eine Überforderung darstellen. Wobei dieser positive Effekt auf die Gesundheit der Anwender noch geklärt werden muss und die Erfüllung der Testgütekriterien Voraussetzung für die Nutzung der Geräte ist.

Wie die Studie von Rissen et al. (2000) zeigt, haben nicht ausschließlich physiologische Belastungen Auswirkungen auf das Bewegungssystem, sondern beeinflussen darüber hinaus physiologische Parameter [10]. So könnten kontinuierliche Messungen objektiver und subjektiver Parameter wie in dieser Untersuchung durchgeführt wurde, beitragen den Wirkungsgrad von Maßnahmen zur Reduktion physischer Belastung und Beanspruchung (u.a.

Arbeitsplatzergonomie) zu erhöhen. Des Weiteren steht aus, inwiefern Maßnahmen wie Kognitionstraining zur Schulung der Belastungsverträglichkeit [18] wie sie Teil des Leistungssports sind und dort sowohl die Leistungs- als auch Gesundheitsfähigkeit erhöhen, im Berufsleben angewandt werden können. Denn wie auch unsere Untersuchung zeigt, hat das subjektive Empfinden einen hohen Stellenwert innerhalb der Beanspruchungsanalyse. Denn ist es bei mittleren mentalen Belastungen vor allem die individuelle, situative Bewertung eines Ereignisses mehr als die physiologische Adaptation eines gesunden Organismus, die über die positive oder negative Beanspruchung entscheidet und damit die Gesundheit beeinflussen kann. Somit könnte die Erfassung und die Analyse subjektiver und objektiver Parameter die Basis solch individueller Schulungen sein, um das Selbstmanagement in Bezug auf das Belastungs-Beanspruchungs-Paradigma zu verbessern.

5.6. Schlussfolgerungen

Die Veränderungen infolge des angewandten Studienprotokolls hinsichtlich der phasenabhängigen Beanspruchung für das subjektive Anstrengungsempfinden und bzgl. der Analyse der Varianz innerhalb der einzelnen Phasen für den Hautleitwert sowie der Herzfrequenz unterstreichen ihre Relevanz für die Beanspruchungsmessung. So liefern Untersuchungen den Nachweis über die Tauglichkeit bestimmter objektiver Biosignale, jedoch werden diese entweder unter stressasoziierten Bedingungen gemessen oder müssen in Verbindung zu weiteren Einflussfaktoren analysiert werden. So konnte mit dieser Untersuchung gezeigt werden, dass weiterer Forschungsbedarf auch hinsichtlich mittlerer mentaler Beanspruchung besteht, aufgrund des nachgewiesenen schwachen Zusammenhangs zwischen subjektivem Anstrengungsempfinden (CR 10-Skala nach Borg) und dem Hautleitwert besteht. Vor dem Hintergrund der Digitalisierung und der steigenden Anzahl von Bildschirmarbeitsplätzen, an denen vor allem mentale Belastungen vorherrschen, könnten diese Ableitungen hilfreich für die Nutzer von Wearables sein, um eigenständig auf das Leistungsvermögen und auf lange Sicht auf die Gesundheit Einfluss zu nehmen. So könnte in der Praxis eine Kontrolle der hier aufgezeigten objektiven Parameter in Abstimmung zur eigens wahrgenommenen Belastung vor Überlastung schützen, indem früher Pausen eingelegt werden oder Aufgabenwechsel stattfinden, die sich nachweislich positiv auf den Gesundheitszustand auswirken [48].

6. Allgemeine Diskussion

Zu aller erst sei festgehalten, dass die vorliegende Arbeit die Erfassung mentaler Beanspruchung, als ein Teilaspekt psychischer Beanspruchung fokussierte, und nicht Stress. Jedoch kommt es aufgrund der nachstehenden Erklärung immer wieder zur Überschneidung beider Begriffe, sodass eine exakte Trennung der eingesetzten Methoden nicht immer möglich ist. Folglich wurden Methoden, die ihren Ursprung in der Stressforschung haben verwendet bzw. werden mitdiskutiert.

Laut DIN 33 405 ist psychische Beanspruchung definiert als „individuelle, zeitlich unmittelbare und nicht langfristige Auswirkung der psychischen Belastung im Menschen in Abhängigkeit von seinen individuellen Voraussetzungen und seinem Zustand.“ (S. 9) (G. Richter, 2000). Stress hingegen wird als kurzzeitige, beeinträchtigende Folge von Über- oder Unterforderung beschrieben (Richter, 2000). Demzufolge können beide Begriffe durch die Dauer und Intensität des Reizes, der auf den Menschen einwirkt und sich in Abhängigkeit zu seinen Fähigkeiten und Ressourcen unterschiedlich auswirkt, voneinander unterschieden werden. Trotzdem liegt beiden die physiologische Reaktion auf einen Reiz zugrunde. Während Stress jedoch als Folge von Über- oder Unterforderung – ausgelöst durch Stressoren – auftritt, handelt es sich bei Beanspruchung, um eine unmittelbare Reaktion auf einen Reiz und schließt somit alle einwirkenden Reize von Beginn an ein. Weiterhin ist beiden Begriffen die subjektive Bewertung der Situation gemein, die über den Grad der Beanspruchung, letztlich darüber entscheidet, ob eine Situation als stressig empfunden wird. Die bestehenden Modelle zur Belastungs- und Beanspruchungsanalyse sind mit denen der Stressforschung identisch. Dennoch ist zu differenzieren, dass experimentell der Unterschied darin besteht, dass in der Stressforschung eine Überbeanspruchung angestrebt wird. Das jedoch war nicht Ziel der hier vorgestellten Untersuchungen. Detaillierte Ausführungen zur genauen Unterscheidung von Stress und sonstiger Beanspruchungen sind in BAuA Psychische Belastung und Beanspruchung zu entnehmen (Richter, 2000).

Die Zielstellung der vorliegenden Arbeit ist der Nachweis über die Tauglichkeit bestimmter Beanspruchungsparameter bei mittleren mentalen Belastungen wie sie am Bildschirmarbeitsplatz vorkommen. Dafür wurde die Arbeit unterteilt, wodurch Beanspruchung (physische und psychische) nach Ribback (2003) differenziert betrachtet werden konnte. Im ersten Teil lag der Fokus auf der physischen Komponente von Beanspruchung, die durch O-EMG-Messungen ermittelt wurde. Der zweite Teil befasst sich mit der Erfassung mentaler Beanspruchung in Verbindung zu subjektiven Anstrengungsempfinden.

Physische Beanspruchung

Moderne Arbeitsplätze wie die von Büroarbeiten sind durch geringe Arbeitslasten aber auch durch ergonomische Arbeitsmittel und -bedingungen charakterisiert. Trotz dieser positiven Eigenschaften sind Schulter-Nacken- und Rückenschmerzen häufig Gründe für einen langen Krankenstand (Lundberg, 2007). Eine mögliche Erklärung dieses Zusammenhangs liefern die Ergebnisse aus der in Kapitel 3 und 4 dargestellten Untersuchung. Wie in anderen Studien bereits belegt wurde, konnte eine Koaktivität des erfassten M. Trapezius descendens bei PC-Maus und Tastaturtätigkeiten nachgewiesen werden (Schnoz, 2005). Die in der Häufigkeit auftretenden Kopf- und Nackenschmerzen könnten der Nutzung der Tastatur oder PC-Maus teilweise zugeschrieben werden, denn wie Windel und Wischniewsky (2015) postulieren, beeinflusst und provoziert die Hand-, Arm- und Kopfhaltung die Aktivität der Schulter- und Nackenmuskulatur (Windel & Wischniewski, 2015). Auch Petersen (2015) charakterisiert die Verwendung einer PC-Maus mit hohen Anforderungen an die Feinmotorik und Haltearbeit, die vorwiegend durch die Schultermuskulatur getätigt wird (Petersen, 2015).

Darüber hinaus konnte festgestellt werden, dass die Sitzhaltung einen großen Einfluss auf die vordergründig bei Bildschirmtätigkeiten aktivierten Muskeln hat und somit Ergebnisse bestehender Untersuchungen bestätigen (Siehe Seidler et al. 2015). Auffällig in diesem Zusammenhang ist, dass die Höhe der Muskelaktivität von *gewohnter Sitzhaltung am PC ohne weitere Tätigkeit* der entspricht, die bei der Umsetzung der studienbedingten Aufgaben am PC erreicht wurde. Diese Ergebnisse untermauern, dass die Beurteilung der Arbeitslast durch das OEMG möglich ist, jedoch andere Gründe als die reine Tätigkeit für das Ausbilden von Beschwerden vorliegen müssen. Zudem stellen niedrige Kraftanforderungen keine plausiblen Risikofaktoren dar, die zu Muskelstörungen führen (Sjogard, Lundberg, & Kadefors, 2000). Hierdurch wird deutlich, dass die muskuläre Aktivität Hinweise zur Beanspruchung liefert, die aber nicht über die Beurteilung der Arbeitslast hinausgeht. Wenn auch Untersuchungen auf einen bestimmten Einfluss von wahrgenommenem negativen Stress auf die muskuläre Aktivität hindeuten, liefern diese Daten keine statistische Signifikanz (Lundberg, 2007; Lundberg et al., 2002; Rissen et al., 2000). Ebenso stehen erhöhte Amplitudenwerte in keiner Beziehung zur Performance (Müller et al., 2010) oder Produktivität (Johnston et al., 2008), sodass die zur Beanspruchungsmessung in der Literatur geforderte Kombination mit leistungsbasierten Daten (Schneider, 2019) nicht weiterhelfen.

Die gemessenen Amplitudenwerte der Handextensoren waren gegenüber der gemessenen muskulären Aktivität des M. Trapezius descendens fast doppelt so hoch (Kapitel 4). Auch

wenn die Höhe dieser Werte der Tätigkeit entsprechend gering ausfielen, würde man aufgrund der Beschwerdebilder eine andere Verteilung erwarten und viel häufiger Ellbogen- und Unterarmbeschwerden vermuten. Dazu konnte in Untersuchungen ein Zusammenhang zur fehlenden Entspannungsfähigkeit festgehalten werden (Lundberg et al., 2002); (Debitz, 2020). In den Experimenten wurde die Muskelaktivität nicht nur während der Aufgabenbewältigung der Probanden, sondern darüber hinaus in Pausenzeiten aufgezeichnet. Da in der Untersuchung (Kapitel 4) die Pausen nicht dokumentiert wurden, liegen hierfür keine Erkenntnisse vor. Jedoch weisen die Daten daraufhin, dass die alleinige Aufzeichnung der Beanspruchung während der Aufgabenumsetzung nicht ausreichend ist, um den Ursachen der muskulären Beschwerden auf den Grund zu gehen. Deshalb sollten OEMG Messungen am Arbeitsplatz dauerhaft stattfinden, wenn die muskuläre Aktivität und die Ursachen für Beschwerden ergründet werden. Folgt man der Annahme, dass dieselben motorischen Einheiten durch geistige oder körperliche Anforderungen aktiviert werden können, führt die fehlende Entspannungsfähigkeit in Arbeitspausen zu Überforderungen und in der Folge zu Beschwerden (Lundberg et al., 2002). „Kommen jetzt noch psychosoziale Stressoren hinzu (z. B. fehlende Tätigkeitsspielräume, keine soziale Unterstützung), führt es bei entsprechenden Tätigkeiten (z. B. Supermarkt- Kassiererinnen, Dateneingabe am PC, Call Center Tätigkeit) einerseits zu muskulärer Dauerbelastung und andererseits zu psychischer Überforderung bzw. auch Unterforderung mit ausgeprägten Risiken insbesondere für Herzkreislauf- und Muskel-Skelett-Erkrankungen.“ (Debitz, 2020, S. 1) Das belegen auch Studien von Nordander et al. (2013 und 2016), die einen Zusammenhang zwischen der Ausprägung muskulärer Beschwerden und psychosozialen Aspekten wie geringer Job-Kontrolle herstellen konnten (Nordander et al., 2016, 2013). Infolgedessen postuliert Debitz (2020), dass „Die ausschließliche Orientierung der Prävention an Rückenschulen und ergonomischer Arbeitsplatzgestaltung [reicht] nicht mehr ausreicht, um eine Gesundheitsförderung zu erzielen.“ (Debitz, 2020, S. 1)

Die größte Schwäche der Untersuchung liegt auf dem einseitigen Prüfen von Beanspruchung. Auch wenn durch die vorliegenden Ergebnisse der Pilotstudie (Kapitel 3 und 4) die Arbeitslast gemessen werden konnte, fehlen wichtige weitere Parameter um diese auch beurteilen zu können. Durch die Messung der Muskelaktivität über das OEMG wurden ausschließlich physische Aspekte abgedeckt, die der Komplexität nicht angemessen sind. Weitere Untersuchungen sollten über die physische Komponente hinaus psychosoziale Kontextfaktoren einbeziehen, um den Zusammenhang von objektiv gemessener Arbeitslast und

physiologischen Beanspruchungsantworten mit der OEMG-Aktivität herausstellen zu können. Um weitere Ursachen für muskuloskelettale Beschwerden zu ergründen, ist demnach eine Aufnahme von Kontextfaktoren (Erfassen von u.a. Arbeitszeit/-tätigkeiten, Belastungsempfinden, Gesundheitszustand, etc.) nötig.

Eine weitere Limitation des Studiendesigns liegt in der fehlenden Mehrfachtestung über verschiedene Tage hinweg, durch die mögliche Gewöhnungseffekte an die unterschiedlichen Geräte hätten identifiziert werden können. Zudem hätte eine Aufzeichnung der muskulären Aktivität zwischen den Aufgaben weitere Belege zur These der fehlenden Entspannungsfähigkeit als Ursache muskuloskelettaler Erkrankungen anderer Forschungsgruppen liefern können. Um wichtige Hinweise zur Beanspruchungsmessung darlegen zu können, sind umfangreiche Untersuchungen mit einer größeren Teilnehmerzahl als in der vorgelegten Untersuchung und unter Einschluss weiterer Beanspruchungsgrößen nötig. In der Folge wurde das Studiendesign zur Untersuchung von mentaler Beanspruchung (Kapitel 5) durch die Erkenntnisse aus der OEMG-Pilotstudie ergänzt.

Mit der Anwendung des OEMGs wird die physische Beanspruchung über die Arbeitslast bestimmt, die in Verbindung zu berufsbedingten muskuloskelettalen Beschwerden steht. Der Vorteil dabei ist, dass sich so die Arbeitslast bestimmen lässt, die eindeutiger skalierbar und messbar gegenüber psychischer Beanspruchung sei (Ribback, S. 22). Jedoch können Muskeln, im Gegensatz zu Biosignalen, die nicht wirklich wahrgenommen werden (Winter, Bromley, Jones, & Davison, RC Richard Mercer, 2006), willkürlich gesteuert werden und damit die Daten verzerren. Das ist vor allem bei den geringen Intensitäten der Bildschirmtätigkeiten relevant. Zudem stellen niedrige Kraftanforderungen keine plausiblen Risikofaktoren dar, die zu Muskelstörungen führen (Sjogard et al., 2000), sodass mentale Beanspruchung in den Fokus der Untersuchung rückte.

Mentale Beanspruchung

Um vorrangig mentale Aspekte der psychischen Beanspruchung zu ermitteln, wurde die in Kapitel 5 beschriebene Untersuchung entworfen. Bislang liegt kein objektives Kriterium zur Bestimmung von Stress und Beanspruchung vor (Lemanski & Benkhaj, 2013) und multiparametrische Tests scheinen gegenüber Untersuchungen mit nur einem Biosignal Erfolg versprechender, sodass die zu testenden Variablen wie vorliegend gewählt wurden. Darüber hinaus ist es oft nicht möglich zwischen kognitiver oder emotionaler Beanspruchung als Ursache einer physiologischen Reaktion zu differenzieren (Kerkau, 2006), somit wurden sowohl die HF als auch der HLW in die Untersuchung einbezogen. Obwohl beide Variablen

als Beanspruchungsgrößen gelten, indem sie die Reaktion des Organismus auf eine mentale Beanspruchung abbilden, unterliegen sie unterschiedlichen vegetativen Einflüssen. Die Reaktion der HF spiegelt in diesem Zusammenhang die sympathische und parasympathische Aktivität wider, die durch die mentale Belastung ausgelöst wird. Demgegenüber wird die Reaktion über den HLW eher emotionalen Zuständen zugeordnet, wie Motivation oder Arbeitszufriedenheit, die in Form mentaler Belastung auftreten können.

Die HF gilt bei Laien als ein gut verständlicher Bio-Marker, der im Consumer-Bereich bereits durch unterschiedliche Anwendungen (Uhren, Shirts) gute Akzeptanz erfährt. Ihn im Arbeitsumfeld als Beanspruchungsgröße zu nutzen, ist nachvollziehbar. Wenngleich bei Untersuchungen mit hohen Anforderungen die HF als Stressindikator gilt, bestätigen unsere Untersuchungsergebnisse, dass die HF bei moderaten Belastungen nicht als alleiniger Parameter genutzt werden kann.

Obwohl die HF linear zur erbrachten Leistung ansteigt (Such & Meyer, 2010) und so die Belastung dem Studiendesign entsprechend abbildet und den Beanspruchungsgrad darlegt, sollte für weitreichende Aussagen die Messung der HF mit der Herzfrequenzvariabilität (HRV) erweitert werden. Denn somit ließen sich über Variabilitätsschwankungen qualitative Aussagen zum Herz-Kreislauf-System treffen, anstatt nur über die Höhe der Beanspruchung zu informieren, wie es durch die HF der Fall ist. Diese Schwankungen beschreiben die Anpassungsfähigkeit des Herz-Kreislauf-Systems (Böckelmann, 2012), die die Relevanz der HRV für eine konkrete Interpretation der physiologischen Reaktion auf mentale Belastung unterstreicht. Insbesondere in der Arbeitsmedizin gewinnt in Anbetracht der steigenden psychischen Belastungen am Arbeitsplatz (Böckelmann, 2012) so die HRV-Analyse an Bedeutung. Eine vereinfachte Anwendung ermöglichen mobile Herzfrequenz-Messsysteme, die dazu beigetragen haben, dass sich die HRV zur Belastungsdiagnostik in der Sportmedizin und Trainingswissenschaft etablieren konnte (Hottenrott, Hoos, & Esperer, 2006). Um Laien eine gute und leicht verständliche Nutzbarkeit im Alltag bzw. während der Arbeit zu offerieren, sollten demnach Wearables geeignete Darstellungsformen bereithalten mit denen der Nutzer auch ohne weitreichende medizinische Kenntnisse Handlungsempfehlungen nachvollziehen und umsetzen kann.

Mit der geringen Differenz des tonischen Hautleitwertes von gerade einmal $2 \mu\text{S}$, die gemessen wurde, lassen sich diese Ergebnisse in bekannte Untersuchungen zuordnen (Noetzel, 2015). Die gemessenen Werte geben eine moderate Belastung (Dawson et al., 2016) wie zu erwarten wider, da auf emotionale Reize wie Angst, Enttäuschung oder Freude ver-

zichtet wurde. Jedoch ist der berechnete signifikante Einfluss der Phase und des Zeitpunktes innerhalb einer Phase sowie die nachgewiesene Interaktion dieser Variablen überraschend, demonstriert jedoch die Tauglichkeit des HLWs bei mittleren mentalen Belastungen.

Wenngleich die Zielstellung im Sport und am Arbeitsplatz die gleiche ist, nämlich auf Belastbarkeit hin zu überprüfen, fehlen für die unterschiedlichen Tätigkeiten im Berufsleben Referenzwerte, anhand derer eine Einordnung der Beanspruchung möglich wäre. Während die bei der sportlichen Leistungsdiagnostik zugeführte physische Belastung im Vorfeld einfach definiert werden kann und die direkte Reaktion mithilfe der Leistung und der Beanspruchungsparameter messbar ist, existiert eine solche Orientierungshilfe bezüglich der mentalen Beanspruchung nicht. Im Sport ist es möglich die physische Beanspruchung durch physiologische Größen zu bestimmen. Jedoch ist im Berufsleben völlig unklar, wie häufig Anstiege der Biosignale vorliegen müssen, in welcher Höhe sie ausfallen oder wie lange sie andauern können, um ein Gesundheitsrisiko darzustellen. Sodass eine Festlegung individueller Normbereiche anhand von Mehrfachtestungen nötig ist, wie es im Sport durchgeführt wird (Schnabel et al., 2014). Diese Untersuchungen bedürfen eines wissenschaftlichen Standards (Hofmann, Müller, & Tschakert, 2017), der nur mit großem Aufwand und Vorkehrungen umgesetzt werden kann. Um dem gerecht zu werden, müssen an unterschiedlichen Tagen Messungen durchgeführt werden, die außerhalb des zeitlichen Rahmens dieser Arbeit lagen. Dennoch sollte das Teil zukünftiger Arbeiten sein, da gerade durch Mehrfachtestungen individuelle Anpassungsprozesse aber auch weitere Einflussgrößen wie u.a. der zirkadiane Rhythmus in die Datenanalyse einfließen können. Ein weiterer Aspekt, der im Studiendesign Beachtung fand, ist die zeitliche Verzögerung der Belastungswahrnehmung. Aus diesem Grund wurde sowohl zu Beginn als auch am Ende einer jeden fünfminütigen Belastungsphase das subjektive Empfinden abgefragt, aber auch nach Abschluss der Studie mithilfe des NASA TLX. Erhebliche Verzögerungen in der Wahrnehmung der Probanden und der gesetzten Belastung von bis zu einer Stunde (Gjoreski et al., 2017) bei stressevozierten Untersuchungen gefunden wurden, liegen bei mittleren Belastungen nicht vor und werden aus diesem Grunde vernachlässigt. In Bezug auf die physiologische Reaktion des Organismus kann davon ausgegangen werden, dass die aus dem Sport bekannten Reaktionsverzögerungen (Schnabel et al., 2014) aufgrund der mentalen Belastungen hier keine Rolle spielen. Darüber hinaus ist die physiologische Reaktion nicht ausschließlich auf die Beanspruchung zurückzuführen, sondern unterliegt Einflüssen wie der Müdigkeit (Schneider, 2019). „Aus diesem Grund werden physiologische Indikatoren im

Rahmen der Korrelationsforschung zumeist nur in Kombination mit leistungsbezogenen und subjektiven Maßen eingesetzt.“ (Schneider, 2019, S. 52) Darin begründet sich die Wahl des festen Parameters: das subjektive Anstrengungsempfinden. Mithilfe dessen der Zusammenhang zu den objektiv erfassbaren Biosignalen überprüft wurde und die als Referenz für die individuelle Beanspruchung diente. Auch die Analyse der Leistung über die Module der Reaktionsfähigkeit und des Reaktionsverhaltens zeigten im Trend einen Rückgang der korrekten Antworten. Das verdeutlicht, wie immens bedeutend die Aufnahme von Kontextfaktoren v.a. bei mittleren Belastungen ist.

Wenngleich das hier gewählte Studienprotokoll für die rekrutierten Probandinnen keine Gesundheitsgefährdung bedeutete, wie die Auswertung der Parameter zeigt, könnte die physiologische Reaktion bei Probanden mit einer Vorerkrankung zu anderen Ergebnissen führen, die sich in höheren Ausschlägen widerspiegeln. Der nachgewiesene schwache Zusammenhang könnte demnach höher ausfallen und/oder der Nachweis auch für die HF und nicht nur für den HLW liefern. So zeigen die Probandinnen eine adäquate Reaktion auf die mentale Belastung, dennoch muss die Homogenität der Stichprobe beachtet werden. Begründet ist die Beschränkung von ausschließlich weiblichen Probanden dadurch, dass es hinsichtlich der Variable Herzfrequenz zu geschlechtsspezifischen Unterschieden kommen kann (Strasser, Schwarz, Haber, & Schobersberger, 2011), die gerade im Hinblick auf die geringe Anzahl der Probanden eine Verzerrung hätten verursachen können. Eine Untersuchung mit einer männlichen Population steht daher noch aus, um mögliche geschlechtsspezifische Unterschiede zu be- oder widerlegen. Weiterführende Studien, die das ausgewählte Belastungssetting bei einer großen Anzahl an Probanden mit berufsbedingten Beschwerden anwendet und zudem zusätzliche Biosignale in die Analyse aufnehmen, wie u.a. die HRV, sind darüber hinaus erforderlich.

Generell unterliegt die Erfassung der Biosignale vielen Einflussfaktoren, die am besten unter Laborbedingungen standardisiert werden können. Die vorliegenden Untersuchungen wurden in Anlehnung an die Richtlinien zur HF-Bestimmung entwickelt (Sammito et al., 2017), um dem wissenschaftlichen Standard zu genügen und eine hohe Vergleichbarkeit der Daten zu generieren. Ein großer Nachteil, der dabei entsteht, ist der geringere Praxisbezug. So können Aufgaben und Arbeitsbedingungen nachempfunden, aber nicht eins zu eins umgesetzt werden. Die daraus gewonnenen Erkenntnisse sind infolgedessen nur unter Vorbehalt zu sehen und können nicht ohne Weiteres auf den Arbeitsalltag transferiert werden.

Im Allgemeinen steht die Bewertung von Beanspruchung und Stress vor der großen Herausforderung eine zuverlässige Grundwahrheit (Ground Truth) für die gesammelten Daten

zu ermitteln (Xu et al., 2015). Das heißt, dass eine zuverlässige Bezugsgröße noch nicht gefunden wurde. Üblicherweise existieren in der Medizin und Sportmedizin sogenannte Cut-Off-Werte. An diesen Werten orientiert sich die Leistungsdiagnostik, um mögliche Gesundheitsrisiken zu verhindern. Damit gehören submaximale oder maximale Werte der HF sowie Gasaustauschgrößen zum Standard der Leistungsbestimmung (Hofmann et al., 2017). Zwar wurde mit der Baseline ein Minimalwert der Beanspruchung geschaffen, aber ein Bezugswert für eine maximale Beanspruchung blieb aus. Um jedoch eine tägliche Quantifizierung der beruflichen Beanspruchung vorzunehmen, bedarf es der Unterscheidung verschiedener Belastungsniveaus, die anschließend zu einer Gesamtbelastung summiert wird (Cinaz et al., 2013). Demnach scheinen neben den im Studiendesign vorgesehenen Ruherwerten und der differenzierten Belastungsstufen, individuelle Belastungsmaxima erforderlich. Insofern verschaffen generelle Analysen über die Gesamtstichprobe, wie hier geschehen, einen Überblick, der leider nicht über eine grobe Einteilung des Beanspruchungsgrades und der Abhängigkeit zum Zeitpunkt der Belastung (Kapitel 5, Interaktion Phase, Phasenzeitpunkt) hinausgeht. In Anbetracht der Belastungsdaten und der fehlenden Möglichkeit einer allgemeinen Bezugsgröße, scheint die personalisierte Datenauswertung, die die einzelnen Belastungsausschläge prozentual zur Baseline ins Verhältnis setzt einen Mehrwert zu bringen. Da so für jede Person unabhängig spezifische Beanspruchungsgrade möglich sind. Aus den berechneten Ergebnissen kann geschlussfolgert werden, dass der Mehrwert der alleinigen Biosignalanalyse bei moderaten Belastungen eher gering ausfällt. Angesichts der hohen Abhängigkeit der Beanspruchungsanalyse von subjektiven Faktoren, wie der individuellen Bewertung der Situation sowie der eigenen Kompetenzen (Kaluza, 2015) bedarf es einer umfänglicheren Datenerfassung. Dabei darf trotz innovativer Technologien und dem damit verbundenen vereinfachten Zugang zu objektiv erfassbaren Parametern das individuelle und subjektive Empfinden nicht ins Hintertreffen geraten, selbst wenn die Abfrage subjektiver Parameter oft mit Unterbrechungen im Arbeitsablauf verbunden ist (Shi et al., 2010). Das unterstreichen die Ergebnisse der Studie. Während die Ausschläge der Biosignale nur moderat ansteigen (HLW) oder nach einem moderaten Anstieg auf demselben Niveau (HF) verbleiben, steigen die Angaben der CR 10-Skala kontinuierlich an. Diese entsprechen der studienbedingten Belastungssteigerungen mit dem Maximum in Stufe 5. Demgegenüber liegt der durchschnittliche Maximalwert der Stichprobe zur HF in Stufe 1. Wenngleich beide Variablen zu einer mittleren Beanspruchung klassifiziert werden können, steigen die subjektiven Angaben um den Betrag 5 (0-10 CR 10-Skala) an (Kapitel 5). Das zeigt,

dass bei moderaten Belastungen die objektiv erfassbaren Parameter eine geringere Beanspruchung abbilden, die sich mit dem subjektiven Empfinden nicht deckt. Speziell bei moderaten Belastungen spielt das subjektive Empfinden eine nicht zu unterschätzende Rolle. Zwar bilden die objektiven Parameter die moderate Belastung ab, können aber nicht den hohen Anstieg des Empfindens wiedergeben. Das sich eben auch im nur schwachen Zusammenhang zwischen subjektiven Angaben zum Anstrengungsempfinden und der physiologischen Reaktion der HF und des HLW zeigt. Demnach ist der moderate Anstieg in den gewonnenen Daten (Kapitel 5) zweierlei deutbar. Zum einen könnte die angesprochene Konzentration bei der Aufgabenerfüllung der Teilnehmer für einen Anstieg der HF und des Hautleitwertes sprechen. Zum anderen ist nicht auszumachen, ob die Probanden über die Belastungsstufen an Motivation verloren haben und auch deshalb die subjektive Anstrengung angestiegen ist. Eine mögliche gegenseitige Beeinflussung und damit Verzerrung der Daten können nicht ausgeschlossen werden. So muss hervorgehoben werden, dass auch die verwendete CR 10-Skala Schwächen hinsichtlich der Kategorisierung aufweist, da eine umfangreiche Beurteilung über die getätigte Aufgabe nicht durchführbar ist. Tatsächlich können Aufgaben maximal anstrengend sein, müssen aber nicht negativ bewertet werden. Um die Ergebnisse dennoch richtig zu interpretieren, sollte die Performance und die Abfrage der situativen Bewertung in die Analyse integriert werden, da sich daraus leistungsbestimmende Faktoren wie Fähigkeiten oder Motivation voneinander differenzieren lassen. Wie in der SWEET-Studie umgesetzt, könnten Momentan-Bewertungen in Verbindung zu weiteren Kontextfaktoren so Abhilfe schaffen (Smets et al., 2018) und die Analyse spezifizieren, indem Wohlbefinden oder ähnliches mit einbezogen wird. Einzig könnten sich die damit verbundenen Unterbrechungen in der Aufgabenausführung nachteilig auswirken, indem sie die Leistung/Motivation negativ beeinflussen. Des Weiteren ist nicht ohne weiteres möglich aus einem Datensatz herauszulesen, ob es sich um ein freudiges oder negatives Ereignis handelt (IBIM, 2019), das zur Änderung der Biosignale geführt hat. Diese Abhängigkeit von zeitlichen Triggern oder der situativen Beurteilung des Probanden führt zu einem zusätzlichen Fallstrick. Selbst innerhalb eines Unternehmens sind die Aufgaben so divergent, dass sich das nur durch personalisierte Datenaufnahme lösen ließe.

Wie sich herausgestellt hat, sollte die subjektive Variable in den mehr Gewicht beigemessen werden, da schließlich die individuelle Bewertung der Situation einen erheblichen Einfluss auf die Performance und schlussendlich auf die Gesundheit nimmt. Wenngleich Untersuchungen vorliegen, die auf Selbstberichte verzichten (Healey & Picard, 2005), bedarf es umfangreicher kontextspezifischer Daten, um eine sinnvolle Dateninterpretation vornehmen

zu können. Für einfache Modelle, wie hier angewandt wurde, sind entweder exakt vordefinierte Belastungen oder situative Bewertungen unentbehrlich. So stellt die Bewertung durch den Menschen selbst, aufgrund der individuellen Unterschiede der Beanspruchungsreaktion, noch immer das Goldstandardverfahren dar (Smets et al., 2018).

Zusammenfassend stößt die hier angewandte Methode an ihre Grenzen und ermöglicht keine differenzierte Unterteilung, sondern unterscheidet nur zwischen *belastet* und *nicht belastet*. Die Ermittlung von Überbeanspruchung oder auch Unterforderung ist hierbei insbesondere für die Arbeitsmedizin von Interesse. Die aus den Analysen abgeleiteten Erkenntnisse können für Angestellte und Arbeitgeber gleichermaßen genutzt werden, indem das Bewusstsein für individuelle Grenzen geschaffen wird und daraus individuelle Bewältigungsstrategien konzipiert werden. Maßnahmen zur mentalen und aber auch muskulären Entspannungsfähigkeit stehen hier nur beispielhaft. Somit kann die Erfassung der benannten Biosignale in Verbindung zum subjektiven Anstrengungsempfinden dienliche Hinweise über die mentale Beanspruchung bei Bildschirmtätigkeiten liefern, die jedoch durch Untersuchungen im Feld ergänzt werden müssen, um konkrete Handlungsempfehlungen ableiten zu können.

7. Schlussfolgerung und Ausblick

Die Ermittlung der mentalen Beanspruchung von Bildschirmtätigkeiten ermöglicht im Rahmen eines Laborsettings aufgrund der standardisierten Bedingungen Belastungen in ihrer Höhe und Art gezielt einzusetzen. Jedoch werden nicht die realen Beanspruchungsgrade ermittelt, sondern ausschließlich im Vorfeld definierte Reize, die denen des beruflichen Alltags nahekommen sollen. Aber auch Messungen, die direkt am Arbeitsplatz stattfinden, stehen hinsichtlich der Dateninterpretation in der Kritik. Denn so auch Smets et al. (2018) ist unklar, ob gerade im Hinblick auf nicht standardisierbare Alltagsmessungen, durch die Biosignale überhaupt Stress erkannt und nicht nur eine Aktivierung des autonomen Nervensystems aufgezeigt wird. Der in dieser Arbeit verfolgte Ansatz zeigt eben diese Schwierigkeit, dass ohne eine exakte Differenzierung der gewonnenen Daten, eine Interpretation eingeschränkt bleibt. Zum einen geht die Mittelwertbildung über alle Probanden, wenngleich das gängige Praxis in der statistischen Analyse ist, über eine Trenddarstellung nicht hinaus. Zum anderen erfolgte die Auswertung der Daten, wie in der Literatur beschrieben, über die Bezugsgröße der Baselinewerte (Sammito et al., 2017) und mithilfe einer Einteilung der sukzessiven Belastungszunahme über fünf-minütige Intervalle. Jedoch wurden durch die Mittelung aller Stichprobenwerte möglicherweise individuelle Schwankungen der Probanden geglättet, obwohl selbst kleine individuelle Abweichungen von primären Maßstäben Stress definieren (Sharma & Gedeon, 2012) und so im Einzelfall relevant sein können. Daher sollten personalisierte Datenanalysen vorzugsweise Anwendung finden, in denen Häufigkeiten und Dauer bestimmter Merkmale extrahiert werden. Wie in Kapitel 5 bereits beschrieben wurde, sollten so Minima, Maxima, Peakrate, Peakhöhe, etc. ermittelt werden. Allerdings sind für diese Formen komplexe Rechenmodelle notwendig, wie sie in Sharma und Gedeon (2012) erläutert werden. Um der Komplexität mit all ihren Einflussfaktoren gerecht zu werden, scheinen Algorithmen die geeignete Methode. Die dabei angewandten Methoden sind neben klassischen Klassifizierungsverfahren wie Support Vector Machines auch neue Ansätze des maschinellen Lernens, die sich auf die Nutzung von künstlicher Intelligenz stützt. Da die Analyse unter Berücksichtigung der beeinflussenden Größen sehr komplex wird, finden so rechnergestützte Modelle Anwendung, um den Zusammenhang aller Faktoren von Beanspruchung oder Stress zu ergründen. Dabei wird aus einer Merkmalsextraktion eine anschließende Klassifizierung erstellt. Die in diesem Zusammenhang verwendeten Algorithmen werden mit unterschiedlichsten Daten gespeist, die im Laufe der Zeit

aufgrund ihrer Erfahrung weniger Faktoren in die personalisierte Analyse aufnehmen müssen. Vergleichbar ist dieser Vorgang mit der Entwicklung der Medizin. So lassen sich über Untersuchungen im Labor gewisse Strukturen aufgrund der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse ergründen. Aus diesem Verständnis können für die Praxis hilfreiche Ableitungen entstehen, wie es am Beispiel des Nachweises der Ko-Aktivität des M. Trapezius descendens unter Verwendung der PC-Maus der Fall war. Jedoch ist die Bestimmung der Beanspruchung so individuell und multifaktoriell, dass die Erfassung im Labor nur eine eingeschränkte Aussagekraft hat. Erschwerend kommt hinzu, dass wie auch die sportmedizinischen Tests zeigen, nur Aussagen über ein einzelnes System, jedoch nicht über den gesamten Organismus möglich sind (Berger, 2008).

Daneben bedarf es zur Ermittlung der realen Arbeitslast, aufgrund der hohen intra- und interindividuellen Schwankungen, die Einbindung objektiver und subjektiver Parameter sowie die tatsächlichen Umgebungsbedingungen. Diesen Fakt unterstützen Empfehlungen, die sich auf bedingungs- und personenbezogene Gestaltung der Arbeitssituation beziehen. So könne eine Änderung „(...) direkt durch Personalbesetzung, Aufgaben- und Arbeitsablaufgestaltung und indirekt durch Einfluss auf Ressourcen im Zusammenhang des Job-Demand-Control-Modells von Karasek et al. 1998 (...)“ umgesetzt werden, die sich auf den Handlungsspielraum und die soziale Unterstützung beziehen. In diesem Zusammenhang sprechen sich die Autoren für Schulungen aus, um mit der Arbeitsintensität besser umgehen zu können. Daneben sei ein wichtiger Aspekt, die Zeit neben der Arbeit als wirkliche Pause oder Erholung zu gestalten (Stab & Schulz-Dadaczynski, 2017). Somit könnte ein praktischer Nutzen der Ermittlung von Beanspruchung sein, kurzfristige Effekte wie Ermüdung oder Leistungsbereitschaft, die infolge hoher Arbeitsanforderungen auftreten können, zu bestimmen (Schütte & Windel, 2017) und so positiv auf die Gesundheit einzuwirken. Denn allgemein ist bekannt, dass vor allem die Regeneration einen wesentlichen Einfluss sowohl auf die Leistungsfähigkeit als auch auf die Gesundheit hat. Die Belastbarkeit wird genau dann gestört, wenn nicht auf eine ausreichende Regeneration geachtet wird. Besteht jedoch ein Gleichgewicht zwischen Belastung und Regeneration, dann bleibt die Leistungsfähigkeit und Gesundheit erhalten (Jakobsmeier, 2017; Schnabel et al., 2014). Darunter spielt das Abschalten können eine zentrale Rolle, da es „die Beziehung zwischen der Belastung und den auftretenden beeinträchtigenden Beanspruchungsfolgen beeinflusst.“ (Schütte & Windel, 2017, S.4).

Von besonderer Bedeutung wird die Quantifizierung der Belastungs- und Beanspruchungsniveaus sein, aus denen ein Gesamteindruck entstehen kann, der geeignete Handlungsempfehlungen zulässt. Hierfür liefert Cinaz et al. (2013) eine mögliche Methode, in der über Grundlinien- und Workload-Sequenzen Herzfrequenzmerkmale ermittelt wurden. Dennoch wird auch hier eine Beurteilung durch Schätzen vorgenommen und die dafür notwendige Kalibrierung umfasste eine Zeitstunde. Daneben ist im Berufsleben völlig unklar, wie häufig Anstiege der Biosignale vorliegen müssen, in welcher Höhe oder wie lange sie andauern können, um ein Gesundheitsrisiko darzustellen. Abhilfe können hier nur groß angelegte Datenbanken wie beispielsweise PhysioNet schaffen, indem ein Datenpool mit Untersuchungsergebnissen, Kontextfaktoren aber auch Erkrankungen erstellt wird. Daraus könnte dann wie im Sport allgemeingültige (Trainings-) Empfehlungen abgeleitet werden. Die Forschung steht in diesem Feld noch vor vielen Hürden, die in den kommenden Jahren mit der Zunahme an Studiendaten verkleinert und somit für ein verbessertes Verständnis der Zusammenhänge sorgen wird.

Schlussfolgernd sollten Aufgaben mit einer hohen Anforderung oder einem Neuheitswert so in den Arbeitstag verlegt werden, dass die Aufmerksamkeitsfähigkeit ausreichend hoch ist und wenige bis keine Störungen auftreten, um den Organismus nicht zu überfordern. Weiterhin könnte die Aufgabenstruktur in Bezug zur Anforderungshöhe dazu beitragen, dass die Bewertung durch die Angestellten trotz hoher Anforderungen positiv ausfällt und so weniger häufig die Aufgabe als überfordernd wahrgenommen wird, da über ausreichend Ressourcen verfügt wird. Grundlage hierfür ist natürlich, dass der Angestellte alle Mittel (Fähigkeiten, Material, Ziel der Aufgabe) zur Bewerkstelligung der Anforderung erhält. Das unterstützt die Forderung von Schneider (2019) Angestellten Kognitionstraining zur Schulung der Belastungsverträglichkeit anzubieten, um den ansteigenden psychosozialen Belastungen standhalten zu können. So könnte selbst eine Zunahme der Wahrnehmung über überfordernde/überlastende Situationen von seitens der Angestellten zum bewussten Verhalten beitragen. Damit könnte aus den Messungen physiologischer und subjektiver Reaktion unter Arbeitsbedingungen gewinnbringende, gesundheitsförderliche Konzepte entstehen, die Schulungen zur Entspannungsfähigkeit mentaler und muskulärer Komponenten aber auch zum Kognitionstraining als Stärkung der Bewältigungsstrategien beinhalten. In Bezug auf subjektive Parameter muss eine Methode entwickelt werden, mit der die Stressbewertung kontinuierlich durchgeführt werden kann, ohne dass Selbstberichte erforderlich sind (Shi et al., 2010). Sollte es möglich werden die dafür notwendigen Unterbrechungen und der damit einhergehenden zusätzliche Aufgabenlast für den Angestellten zu reduzieren, wird dies die

Verwendung der Bewertung erheblich erweitern und der Forschung zu Stress und Gesundheit zu Gute kommen. In der Tat könnte die Beanspruchungsanalyse über die angesprochenen Algorithmen wertvolle Ergebnisse liefern. Aufgrund der individuellen Anwendung und Analyse der Daten könnten die Schulungsangebote so direkt an die Fähigkeiten und Ressourcen des Angestellten angepasst werden, und optimal Stärken ausbauen und Defizite minimieren. (Schütte & Windel, 2017).

Referenzen

- Badura, B. (2017). *Arbeit und Gesundheit im 21. Jahrhundert* (Bernhard Badura, Eds.). Springer, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-53200-3>
- Beermann, B., Brenscheidt, F., & Siefer, A. (2006). *Arbeitsbedingungen in Deutschland – Belastungen, Anforderungen und Gesundheit*. Dortmund: Bundesanstalt Für Arbeitsschutz Und Arbeitsmedizin.
- Begum, S., Barua, S., & Ahmed, M. (2014). Physiological Sensor Signals Classification for Healthcare Using Sensor Data Fusion and Case-Based Reasoning. *Sensors*, 14(7), 11770–11785. <https://doi.org/10.3390/s140711770>
- Berger, J. (2008). Belastung und Beanspruchung. In G. Schnabel, H.-D. Harre, & J. Krug (Eds.), *Trainingslehre-Trainingswissenschaft. Leistung, Training, Wettkampf*. Meyer und Meyer Verlag, Aachen.
- Beyer, L. (2013). Muskelspannung im System der menschlichen Motorik. *Manuelle Medizin*, 51(2), 151–158. <https://doi.org/10.1007/s00337-012-0991-7>
- Böckelmann, I. (2012). Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV) — praktische Relevanz. *Zentralblatt Für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz Und Ergonomie*, 62(5), 275–279. <https://doi.org/10.1007/BF03346164>
- Böckelmann, I., & Seibt, R. (2011). *Böckelmann; Seibt - Methoden zur Indikation vorwiegend psychischer Berufsbelastung und Beanspruchung.pdf*. 205(65), 205–222.
- Boles, M., Pelletier, B., & Lynch, W. (2004). The relationship between health risks and work productivity. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 46(7), 737–745. <https://doi.org/10.1097/01.jom.0000131830.45744.97>
- Bongers, P. M., Kremer, A. M., & Laak, J. Ter. (2002). Are psychosocial factors, risk factors for symptoms and signs of the shoulder, elbow, or hand/wrist?: A review of the epidemiological literature. *American Journal of Industrial Medicine*, 41(5), 315–342. <https://doi.org/10.1002/ajim.10050>
- Bornwasser, M., & Wegge, J. (2018). Moderne Stressdiagnostik am Arbeitsplatz- theoretische und methodische Fortschritte. *Wirtschaftspsychologie*, 1(20), 3–11.
- Boucsein, W. (2013). *Elektrodermale Aktivität: Grundlagen, Methoden und Anwendungen* (W. Boucsein, Eds.). Springer-Verlag.
- Brinckmann, P. (2000). *Struktur und Funktion von Skelettmuskeln*. In P. Brinckmann, W. Frobin, & G. Leivseth, (Eds.), *Orthopädische Biomechanik* (2. erweite Auflage). Georg Thieme Verlag.

- Buchmann, J. (2016). Funktionspathologien und Untersuchung des Skelettmuskels. In *Janda Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik, Theorie und Praxis, 5. Komplett überarbeitete Auflage*. Urban & Fischer, München. (pp. 27–54).
- Bücker, J. (1992). *Anatomie und Physiologie, Lehrbuch für ärztliches Hilfspersonal* (24. Auflag). Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
- Burnus, M., Steinhardt, V., Benner, V., Drabik, A., & Stock, S. (2012). Zusammenhang von Stressbefinden und Muskelverspannung am Bildschirmarbeitsplatz: Produktivitätseinbußen durch Präsentismus. *Prävention Und Gesundheitsförderung*, 7(3), 182–189. <https://doi.org/10.1007/s11553-012-0341-6>
- Burton, W. N., Chen, C.-Y., Conti, D. J., Schultz, A. B., Pransky, G., & Edington, D. W. (2005). The Association of Health Risks With On-the-Job Productivity. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 47(8).
- Choi, J., Ahmed, B., & Gutierrez-Osuna, R. (2012). Development and evaluation of an ambulatory stress monitor based on wearable sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(2), 279–286. <https://doi.org/10.1109/TITB.2011.2169804>
- Cinaz, B., Arrrich, B., La Marca, R., & Tröster, G. (2013). Monitoring of mental workload levels during an everyday life office-work scenario. *Personal and Ubiquitous Computing*, 17(2), 229–239. <https://doi.org/10.1007/s00779-011-0466-1>
- Conway, D., Dick, I., Li, Z., Wang, Y., & Chen, F. (2013). The Effect of Stress on Cognitive Load Measurement. In *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics): Vol. 8120 LNCS* (pp. 659–666). https://doi.org/10.1007/978-3-642-40498-6_58
- Cram, J. R., Kasman, G., & Holtz, J. (1997). *Introduction to surface electromyography*. 1998. Aspen publishers Inc, Gaithersburg, Marland.
- Dawson, M. E., Schell, A. M., & Fillion, D. L. (2016). The electrodermal system. In J. T. Cacioppo, L. G. Tassinary, & G. G. Berntson (Eds.), *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge University Press.
- E. Demerouti, A. Fergen, J. Glaser, B. Herbig, A. Hofmann, F. Nachreiner, L. Packebusch, K. S. (2012). Psychische Belastung und Beanspruchung am Arbeitsplatz : inklusive DIN.EN ISO 10075-1 bis -3 (2012). In *Beuth Verlag*.
- Faltin, G. (2015). *Wir sind das Kapital: Erkenne den Entrepreneur in Dir. Aufbruch in eine intelligenter Ökonomie*. Murmann Verlag.
- Franke, F. (2015). Is work intensification extra stress? *Journal of Personnel Psychology*,

14(1), 17–27. <https://doi.org/10.1027/1866-5888/a000120>

- Garhammer, M. (2003). *Arbeitszeit, Zeitznutzung von Familien und Zeitpolitik in Europa*. Technische Hochschule Nürnberg Georg Simon Ohm.
- Gauggel, S., & Herrmann, M. (2007). *Handbuch der Neuro- und Biopsychologie* (S. Gauggel & M. Herrmann, Eds.) Hogrefe Verlag.
- Gerber, M. (2008). Sportliche aktivität und stressreaktivität: Ein Review. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 59(7–8), 168–174.
- Gjoreski, M., Luštrek, M., Gams, M., & Gjoreski, H. (2017). Monitoring stress with a wrist device using context. *Journal of Biomedical Informatics*, 73, 159–170. <https://doi.org/10.1016/j.jbi.2017.08.006>
- Goleman, D. (2013). *Focus: The Hidden Driver of Excellence*. Harper Collins, New York.
- Grebner, S., Berlowitz, I., Alvarado, V., & Cassina, M. (2010). Stressstudie 2010, *Stress bei Schweizer Erwerbstätigen. Zusammenhänge zwischen Arbeitsbedingungen, Personenmerkmalen, Befinden und Gesundheit SECO | Arbeitsbedingungen*. 1–171.
- Grifka, J., Tingart, M., Hofbauer, R., & Peters, T. (2002). Der Bürobildschirmarbeitsplatz aus orthopädisch-arbeitsmedizinischer Sicht. *Der Orthopäde*, 31(10), 1015–1022. <https://doi.org/10.1007/s00132-002-0355-4>
- Healey, J. A., & Picard, R. W. (2005). Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 6(2), 156–166. <https://doi.org/10.1109/TITS.2005.848368>
- Hofmann, P., Müller, A., & Tschakert, G. (2017). Gütekriterien, Protokolle und Spezial-Ergometrien zur Belastungsuntersuchung. In M. Wonisch, P. Hofmann, H. Förster, H. Hörtnagl, E. Ledl-Kurkowski, & R. Pokan (Eds.), *Kompendium der Sportmedizin* (pp. 71–94). Springer-Verlag, Wien.
- Hottenrott, K., Hoos, O., & Esperer, H. D. (2006). Herzfrequenzvariabilität und Sport. *Herz Kardiovaskuläre Erkrankungen*, 31(6), 544–552. <https://doi.org/10.1007/s00059-006-2855-1>
- Huhn, G., & Backerra, H. (2008). *Selbstmotivation. FLOW - Statt Stress oder Langeweile*. Hanser Verlag, München.
- Jackson, J. A., Mathiassen, S. E., & Dempsey, P. G. (2009). Methodological variance associated with normalization of occupational upper trapezius EMG using sub-maximal reference contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 416–427. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.11.004>
- Jakobsmeier, R. (2017). *Multidimensionale Ableitung und Analyse*

beanspruchungssensibler Parameter des Autonomen Nervensystems im (Spitzen-) Sport Ein explorativer Forschungsansatz zur Charakterisierung der Beanspruchung im Autonomen Nervensystem durch Parameter der Herzfrequenzvariabilität und elektrodermalen Aktivität. Universität Paderborn.

- Johnston, V., Jull, G., Darnell, R., Jimmieson, N. L., & Souvlis, T. (2008). Alterations in cervical muscle activity in functional and stressful tasks in female office workers with neck pain. *European Journal of Applied Physiology*, 103(3), 253–264. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0696-8>
- Joiko, K., Schmauder, M., & Wolff, G. (2010). *Psychische Belastung und Beanspruchung im Berufsleben.* In *Basic Documents.* Aufl. Dortmund, Berlin, Dresden. <https://doi.org/10.1055/s-2007-976473>
- Kaluza, G. (2015). Persönliche Stressverstärker – Wie wir uns selbst unter Stress setzen. In *Stressbewältigung* (pp. 67–82). Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-45807-5_4
- Kaminski, M. (2013). *Betriebliches Gesundheitsmanagement für die Praxis: Ein Leitfadens zur systematischen Umsetzung der DIN SPEC 91020.* Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-658-01274-8>
- Kerkau, F. (2006). *Biosignale der Pupille zur Steuerung intelligenter User-Interfaces* Freie Universität Berlin.
- Kivimäki, M., & Kawachi, I. (2015). Work Stress as a Risk Factor for Cardiovascular Disease. *Current Cardiology Reports*, 17(9), 74. <https://doi.org/10.1007/s11886-015-0630-8>
- Kluth, K., Göbel, M., Bopp, V., & Strasser, H. (2013). Anwendung der oberflächen-elektromyographie zur beanspruchungsermittlung bei der arbeitsphysiologischen beurteilung von arbeitsplätzen und arbeitsmitteln. *Zentralblatt Für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz Und Ergonomie*, 63(5), 286–292.
- Korunka, C. (2015). *Arbeitsintensivierung in der modernen Dienstleistungsarbeit Einige Befunde aus dem Projekt „ Arbeit im Wandel “.* Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Berlin.
- Laursen, B., Jensen, B. R., Garde, A. H., & Jørgensen, A. H. (2002). Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 28(4), 215–221. <https://doi.org/10.5271/sjweh.668>
- Lemanski, S., & Benkhaj, H. (2013). Gesundheitliche Mehrbelastungen durch Zeitarbeit? In M. Bornewasser & G. Zülch (Eds.), *Arbeitszeit - Zeitarbeit: Flexibilisierung der Arbeit*

- als Antwort auf die Globalisierung (pp. 261–279). Springer-Verlag
https://doi.org/10.1007/978-3-8349-3739-1_14
- Litzcke, S., Schuh, H., & Pletke, M. (2013). Stress. In S. Litzcke, H. Schuh, & M. Pletke (Eds.), *Stress, Mobbing und Burn-out am Arbeitsplatz*. Springer-Verlag
<https://doi.org/10.1007/978-3-642-28624-7>
- Lohmann-Haislah, A. (2012). Stressreport Deutschland 2012. In *Stressreport Deutschland 2012 - Psychische Anforderungen , Ressourcen und Befinden*. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. <https://doi.org/ISBN: 978-3-88261-725-2>
- Lundberg, U. (2007). Arbeit und Gesundheit: Zum aktuellen Stand in einem Forschungs- und Praxisfeld. In P. G. Richter, R. Rau, & S. Mühlfordt (Eds.), *Arbeit und Gesundheit: Zum aktuellen Stand in einem Forschungs- und Praxisfeld* (pp. 15–27). Papst Science Publishers.
- Lundberg, U., Forsman, M., Zachau, G., Eklöf, M., Palmerud, G., Melin, B., & Kadefors, R. (2002). Effects of experimentally induced mental and physical stress on motor unit recruitment in the trapezius muscle. *Work & Stress*, 16(2), 166–178. <https://doi.org/10.1080/02678370210136699>
- Marque, C., Bisch, C., Dantas, R., Elayoubi, S., Brosse, V., & Pérot, C. (2005). Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3), 310–315. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.10.001>
- Mastnak, W. (2017). Überlastungssyndrome in sport- und arbeitsmedizin. Eine komparatistische studie. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 68(2), 31–37. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2016.263>
- Mathias, D. (2018). Ausdauersport und Herzfrequenz. In *Fit und gesund von 1 bis Hundert* (pp. 72–72). Springer-Verlag, Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-56307-6_57
- Mertens, R. (2016). *Aussagekraft der elektrodermalen Aktivität in Laborexperimenten mit Schwerpunkt Lärm – Literaturstudie zu wichtigen Einflussfaktoren und gesundheitlichen Implikationen*. Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.
- Müller, C., Tomatis, L., & Läubli, T. (2010). Muscular load and performance compared between a pen and a computer mouse as input devices. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6), 607–617. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2010.08.004>
- Nisser, M., Derlien, S., & Best, N. (2018). Überblick über aktuelle Erkenntnisse berufsbedingter muskuloskeletaler Beschwerden am Bildschirmarbeitsplatz hinsichtlich der Anwendung des Oberflächen-EMGs zur Beanspruchungsmessung. *Physikalische*

Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin, 28(03), 153–162.
<https://doi.org/10.1055/s-0043-124441>

- Nordander, C., Hansson, G.-Å., Ohlsson, K., Arvidsson, I., Balogh, I., Strömberg, U., ... Skerfving, S. (2016). Exposure–response relationships for work-related neck and shoulder musculoskeletal disorders – Analyses of pooled uniform data sets. *Applied Ergonomics*, 55, 70–84. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2016.01.010>
- Nordander, C., Ohlsson, K., Åkesson, I., Arvidsson, I., Balogh, I., Hansson, G.-Å., ... Skerfving, S. (2013). Exposure–response relationships in work-related musculoskeletal disorders in elbows and hands – A synthesis of group-level data on exposure and response obtained using uniform methods of data collection. *Applied Ergonomics*, 44(2), 241–253. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.07.009>
- Petersen, J. (2015). Bildschirmarbeitsplatz. In S. Andreas, E. Ulrike, L. Stephan, & N. Dennis (Eds.), *Gesunde Gestaltung von Büroarbeitsplätzen. Arbeitsmedizinische Aspekte-Physikalische Einflussfaktoren-Gefahrstoffexposition-Organisationsformen*. ecomed-Storck GmbH. (pp. 110-124).
- Pfeifer, K., Vogt, L., & Banzer, W. (2003). Kinesiologische Elektromyographie (EMG). *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 54(11), 331–332.
- Pokan, R., Gabriel, H., Hörtnagel, H., Podolsky, A., Vonbank, K., & Wonisch, M. (2017). Empfehlungen für den internistischen Untersuchungsgang in der Sportmedizin. In M. Wonisch, P. Hofmann, H. Förster, H. Hörtnagl, E. Ledl-Kurkowski, & R. Pokan (Eds.), *Kompendium der Sportmedizin*. Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-211-99716-1>
- Ribback, S. (2003). *Psychophysiologische Untersuchung mentaler Beanspruchung in simulierten Mensch-Maschine-Interaktionen*. Universität Potsdam.
- Richter, G. (2000). *Psychische Belastung und Beanspruchung Streß, psychische Ermüdung, Monotonie, psychische Sättigung* (3. Auflage; Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Eds.). Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft GmbH.
- Rissen, D., Melin, B., Sandsjö, L., Dohns, I., & Lundberg, U. (2000). Surface EMG and psychophysiological stress reactions in women during repetitive work. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 215–222.
- Sammito, S., Thielmann, B., Seibt, R., Klusmann, A., Weippert, M., & Böckelmann, I. (2017). *Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft*. 1–60.

- Schnabel, G., Harre, H.-D., & Krug, J. (2014). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft : Leistung - Training - Wettkampf*. Meyer & Meyer Sport, Aachen.
- Schneider, M. (2019). *Blickbasierte Beanspruchungsmessung : Entwicklung und Evaluation eines Kalibrierungssystems zur individuellen Bewertung der mentalen Beanspruchung in der Mensch-Technik-Interaktion (Vol.3)*. KIT Scientific Publishing.
- Schnoz, M. (2005). *On the role of trapezius co-activity and unfavourable motor unit patterns in the development of muscle disorders in human-computer interaction*. ETH Zürich. <https://doi.org/10.3929/ethz-a-005173431>
- Schütte, M., & Windel, A. (2017). Psychische Gesundheit in der Arbeitswelt – Wissenschaftliche Standortbestimmung. *Zeitschrift Für Arbeitswissenschaft*, 71(1), 1–5. <https://doi.org/10.1007/s41449-017-0050-2>
- Seidler, A., Euler, U. (2015). Einführung in das Büro (und in die Bürogesundheit) In Seidler, A., Euler, U., Letzel, S., & Nowak, D (Eds.) *Gesunde Gestaltung von Büroarbeitsplätzen. Arbeitsmedizinische Aspekte-physikalische Einflussfaktoren-Gefahrstoffexposition-Organisationsformen*. ecomed-Storck GmbH. (pp. 15-24).
- Setz, C., Arnrich, B., Schumm, J., La Marca, R., Troster, G., & Ehlert, U. (2010). Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2), 410–417. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2036164>
- Sharma, N., & Gedeon, T. (2012). Objective measures, sensors and computational techniques for stress recognition and classification: A survey. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 108(3), 1287–1301. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.07.003>
- Shi, Y., Nguyen, M. H., Blitz, P., French, B., Fisk, S., Torre, F. D. La, ... Siewiorek, D. P. (2010). Personalized Stress Detection from Physiological Measurements. *Second International Symposium on Quality of Life Technology*. Retrieved from <http://www.shrs.pitt.edu/qolt/qolt.aspx?id=2212>
- Sjogard, G., Lundberg, U., & Kadefors, R. (2000). The role of muscle activity and mental load in the development of pain and degenerative processes at the muscle cell level during computer work. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 99–105.
- Smets, E., Rios Velazquez, E., Schiavone, G., Chakroun, I., D'Hondt, E., De Raedt, W., ... Van Hoof, C. (2018). Large-scale wearable data reveal digital phenotypes for daily-life stress detection. *Npj Digital Medicine*, 1(1), 67. <https://doi.org/10.1038/s41746-018-0074-9>

- Sorgatz, H. (2002). "Repetitive strain injuries." *Der Orthopäde*, 31(10), 1006–1014.
<https://doi.org/10.1007/s00132-002-0354-5>
- Stab, N., & Schulz-Dadaczynski, A. (2017). Arbeitsintensität: Ein Überblick zu Zusammenhängen mit Beanspruchungsfolgen und Gestaltungsempfehlungen
 Work intensity: An overview of associations with health outcomes and recommendations for work design. *Zeitschrift Für Arbeitswissenschaft*, 71(1), 14–25.
<https://doi.org/10.1007/s41449-017-0048-9>
- Stegemann, J. (1991). *Leistungsphysiologie: physiologische Grundlagen der Arbeit und des Sports*. Thieme Verlag.
- Strasser, B., Schwarz, J., Haber, P., & Schobersberger, W. (2011). Richtwerte für Herzfrequenz und Blutdruck bei 20, 40, 60 und 80 % der maximalen ergometrischen Referenzleistung unter Berücksichtigung von Alter, Geschlecht und Körpermasse bei untrainierten Personen. *Wiener Medizinische Wochenschrift*, 161(23–24), 550–556.
<https://doi.org/10.1007/s10354-011-0023-6>
- Such, U., & Meyer, T. (2010). Die maximale Herzfrequenz. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 61(12), 310–311.
- Visser, B., De Looze, M. P., De Graaff, M. P., & Van Dieën, J. H. (2004). Effect of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks. *Ergonomics*, 47(2), 202–217.
<https://doi.org/10.1080/00140130310001617967>
- Vollmer, M. (2016). *Neue robuste Methoden zur Herzschrägerkennung und zur Quantifizierung der Herzfrequenzvariabilität*. Ernst-Moritz-Arndt Universität Greifswald.
- Vollmer, M., Bläsing, D., Reiser, J., Nisser, M., & Buder, A. (2020). Simultaneous physiological measurements with five devices at different cognitive and physical loads (version 1.0.0). <https://doi.org/10.13026/chd5-t946>
- Wang, J., Tang, L., & E Bronlund, J. (2013). Surface EMG Signal Amplification and Filtering. *International Journal of Computer Applications*, 82(1), 15–22.
<https://doi.org/10.5120/14079-2073>
- Weineck, J. (2014). *Optimales Training* (14. Auflage). Spitta Verlag GmbH & Co KG.
- Windel, A., & Wischniewski, S. (2015). Büromöbel und Arbeitshaltung. In D. N. Andreas Seidler, Ulrike Euler, Stephan Letzel (Eds.), *Gesunde Gestaltung von Büroarbeitsplätzen. Arbeitsmedizinische Aspekte-Physikalische Einflussfaktoren-Gefahrstoffexposition-Organisationsformen*. ecomed-Storck GmbH. (pp. 95-110)
- Winter, E. M., Bromley, P. D., Jones, A. M., & Davison, RC Richard Mercer, T. (2006). *Sport*

and Exercise Physiology Testing Guidelines: Volume II-Exercise and Clinical Testing: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide. Routledge London and New York.

Wippert, P., & Beckmann, J. (2009). *Stress- und Schmerzursachen verstehen: Gesundheitspsychologie und -soziologie in Prävention und Rehabilitation.* Georg Thiem Verlag

Xu, Q., Nwe, T. L., & Guan, C. (2015). Cluster-based analysis for personalized stress evaluation using physiological signals. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(1), 275–281. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2311044>

Elektronische Quellen

AOK Rheinland/Hamburg (2019), Gesundheit, BGF an den Büroarbeitsplätzen, Büroarbeitsplatz [Internet]: aufgerufen am 24.08.2019. URL: <https://www.aok-business.de/rheinlandhamburg/gesundheit/bgf-an-den-arbeitsplaetzen/bueroarbeitsplatz/>

BAuA (2017): Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Arbeitsgestaltung im Betrieb. [Internet]: aufgerufen am 22.11.2017. URL: https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeitsgestaltung-imBetrieb/Gefaehrdungsbeurteilung/Expertenwissen/Physische-Belastung/Einfuehrung/Einfuehrung_node.html

BMAS (2019): Bundesministerium für Arbeit und Soziales. Aufgerufen am 18.08.2019. URL: <http://www.gesetze-im-internet.de/arbschg/index.html>

BMAS/BAuA (2016): Bundesministerium für Arbeit und Soziales/ Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit Berichtsjahr 2015. Aufgerufen am 16.08.2019. Download von www.baua.de/suga

Debitz, 2020. Warum bei Stress der Rücken schmerzt: Physische und psychische Belastung erkennen. A. G Wissen-Denken-Handeln der Technischen Universität Dresden, Fakultät Psychologie, URL: <http://screening-gesundes-arbeiten.de/wp-content/uploads/2017/03/Dr-Debitz-Warum-bei-Stress-der-Ruecken-schmerzt.pdf>, aufgerufen am 08.06.2020.

IBIM, 2019. URL: <http://www.ibim.de/systems/3-feedback/1-5.htm>, aufgerufen am 26.7.2019.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1: modifiziertes Beanspruchungskonzept in Anlehnung an Ribback, 2003 und Huhn & Backerra, 2008	11
Abbildung 2-1: Flowchart Suchverlauf und Ergebnisse	25
Abbildung 3-1: Flowchart der Literatursuche	37
Abbildung 3-2: Eingabegeräte a) kabelgebunden (Logitech RX 250), b) kabelungebunden (Logitech MX Master), c) ergonomisch (Evoluent vertical Mouse 4, kabelungebunden), d) Touchpad (Sun-Flex 400306 ProTouch); Quelle: a, b, d eigene Darstellung, c www.ergo2work.de	38
Abbildung 3-3: Untersuchungsablauf der zwei Messtage.....	41
Abbildung 4-1: Eingabegeräte a) kabelgebunden (Logitech RX 250), b) kabelungebunden (Logitech MX Master), c) ergonomisch (Evoluent vertical Mouse 4, kabelungebunden), d) Touchpad (Sun-Flex 400306 ProTouch)	49
Abbildung 4-2: Amplitudenwerte des Oberen Anteils M. Trapezius (OTP), Boxplots über Ruhemessung, Normalisierung, während der Belastung (Aufgabe); *, °: Darstellung der Ausreißer	53
Abbildung 4-3: Amplitudenwerte der Handstreckmuskulatur des Unterarmes (EXT), Boxplots über Ruhemessung, Normalisierung, während der Belastung (Aufgabe); °: Darstellung der Ausreißer	54
Abbildung 5-1: Darstellung der gemittelten Parameter über den Verlauf der Phasen.....	68

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Durchführung der Normalisierung mit Auflistung der unterschiedlichen Methoden und eingesetzten zusätzlichen Materialien	28
Tabelle 2-2: Untersuchungen unter Laborbedingungen	28
Tabelle 2-3: Untersuchungen unter Arbeitsplatzbedingungen.....	30
Tabelle 4-1: Einflussgrößen auf Werte des OEMGs.....	47
Tabelle 5-1: Ein- und Ausschlusskriterien zur Untersuchung am Bildschirmarbeitsplatz unter Laborbedingungen.....	61
Tabelle 5-2: Geschätzte Randmittel über den gesamten Untersuchungsverlauf und p-Werte der Vergleiche zwischen Baseline und den Stufen 1 bis 5 sowie der Regeneration.	69
Tabelle 5-3: Geschätzte Randmittel und p-Werte der Vergleiche zwischen erster und letzter Minute innerhalb der jeweiligen Phasen.	70

Veröffentlichungen

Publikationen Zeitschriften (peer-reviewed)

Best, N., Loppar, A., Derlien, S., **Glöckner, M.**, & Bocker, B. (2015). Comparison of the Therapy Combinations: Laser Therapy with Manual Therapy Compared to Ultrasound with Manual Therapy at Patients with Disorders of the Lumbar Spine or the Shoulder. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 25(05), 254-259.

Schließmann, D., Schuld, C., Schneiders, M., Derlien, S., **Glöckner, M.**, Gladow, T., ... & Rupp, R. (2014). Feasibility of visual instrumented movement feedback therapy in individuals with motor incomplete spinal cord injury walking on a treadmill. *Frontiers in human neuroscience*, 8, 416.

Schließmann, D., **Nisser, M.**, Schuld, C., Gladow, T., Derlien, S., Heutehaus, L., ... & Rupp, R. (2018). Trainer in a pocket-proof-of-concept of mobile, real-time, foot kinematics feedback for gait pattern normalization in individuals after stroke, incomplete spinal cord injury and elderly patients. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 15(1), 44.

Moll, K., Gussew, A., **Nisser, M.**, Derlien, S., Krämer, M., & Reichenbach, J. R. (2018). Comparison of metabolic adaptations between endurance- and sprint-trained athletes after an exhaustive exercise in two different calf muscles using a multi-slice 31P-MR spectroscopic sequence. *NMR in Biomedicine*, 31(4), e3889.

Nisser, M., Derlien, S., & Smolenski U.C. (2018) Oberflächen-Elektromyographie zur Beanspruchungsmessung am Bildschirmarbeitsplatz. Welchen Mehrwert bringt die Analyse der muskulären Aktivität? *Wirtschaftspsychologie*, 20(1), 40-49.

Nisser, M., Derlien, S., Smolenski, U. C., & Best, N. (2018). Messung der muskulären Beanspruchung mithilfe der Oberflächen-Elektromyographie bei verschiedenen PC Eingabegeräten–Vorstellung des Studiendesigns der Pilotstudie. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 28(04), 231-234.

Nisser, M., Derlien, S., & Best, N. (2018). Überblick über aktuelle Erkenntnisse berufsbedingter muskuloskeletaler Beschwerden am Bildschirmarbeitsplatz hinsichtlich der Anwendung des Oberflächen-EMGs zur Beanspruchungsmessung. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 28(03), 153-162.

Buder, A., **Nisser, M.**, Derlien, S. & Smolenski, U. (2018). Stressdetektion am Arbeitsplatz. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 28(04), 7.

Baumbach, P., Neu, C., Derlien, S., Bauer, M., **Nisser, M.**, Buder, A., & Coldewey, S. M. (2019). A pilot study of exercise-induced changes in mitochondrial oxygen metabolism measured by a cellular oxygen metabolism monitor (PICOMET). *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Molecular Basis of Disease*, 1865(4), 749-758.

J. Sperrhake, **M. Nisser**, M. Rapczynski, C. Zhang, G. Notni, A. Al-Hamadi, T. Pertsch, Deutsche Patentanmeldung 10 2019 132 708.3, Dezember 2019.

Best, N., **Nisser, M.**, & Loudovici-Krug, D. (2020). Der Jenaer-Stand-Stabilitäts-Score (JESS-Score). *Zeitschrift für Rheumatologie*, 1-11.

Vollmer, M., Bläsing, D., Reiser, J.E., **Nisser, M.** & Buder, A. Simultaneous physiological measurements with five devices at different cognitive and physical loads version (1.0.0). PhysioNet, 2020.

Nisser, M., Puta, C., Hoyer, H., Buder, A., Baumbach, P. & Best, N. (2021). Erfassung von Anstrengungsempfinden und Biosignalen bei mentalen Belastungen: Zusammenhang von subjektiven und objektiven Beanspruchungsparametern. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, eingereicht am 12.2021.

Buchartikel

Moll K., Gusse A., **Nisser M.**, Derlien S., Reichenbach, J. R. Ermüdungsbedingte Anpassungen im Energiestoffwechsel von unterschiedlich trainierten Athleten. In: Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen – 23. Erfurter Tage 2016. Grieshaber R, Stadeler M, Scholle HC (Hrsg.), Verlag Bussert & Stadeler, Jena 2017, ISBN: 978-3-942115-45-2

Konferenzbeiträge

Glöckner, M., Derlien, S. & Smolenski, U. Feedback-assistiertes Gangtraining. 119. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Physikalische Medizin und Rehabilitation, 25.–27.09.2014, Berlin.

Glöckner, M. Anwendung optischer und textilbasierter/-integrierter Sensoren zur Detektion von Ermüdungs- und Stressparameter in ausgewählten Arbeitsszenarien. 3Dsensation Graduiertenforschungskolleg Kickoff-Meeting 31.03.–01.04.2016, Jena.

Glöckner, M. Der Rücken und seine Lasten – arbeitsbedingte Gesundheitsrisiken und Bewältigungsstrategien. Pflorgetagung: „Was uns nicht umbringt, macht uns stärker? – wirkungsvolle Konzepte zur Selbstpflege“, 02.06.2016, Erfurt.

Glöckner, M., Derlien, S., Hübscher, J. & Smolenski, U. Anwendung optischer und textilbasierter Sensoren zur Erfassung von Ermüdungs- und Stressparameter in ausgewählten Arbeitsszenarien. InInteract Conference, 23.06.–24.06.2016, Chemnitz.

Nisser, M. & Tünnermann, A. Interaktion Mensch und Maschine, „Meet the Dutch“ in Jena, Niederländisches Königspaar zu Besuch am Beutenberg Campus, 08.02.2017, Jena.

Nisser, M., Derlien, S., Hübscher, J. & Smolenski, U. Erfassung von Vitalparametern in ausgewählten Arbeitsszenarien zur Stressdetektion. 63. Frühjahrskongress 2017 der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V., Dortmund (Hrsg.), 15.–17.02.2017. Brugg-Windisch und Zürich, Schweiz.

Nisser, M., & Derlien, S. Pro und Contra der O-EMG-Anwendung zur Stressdetektion am Arbeitsplatz. 10. Tagung der Fachgruppe Arbeits-, Organisations- und Wirtschaftspsychologie der Deutschen Gesellschaft für Psychologie, 13.09.–15.09.2017, Dresden.

Füchsel, K. & **Nisser, M.** Symposium der Zwanzig 20-Konsortien, 3Dsensation-Innovative Technologien für die Mensch-Maschine-Interaktion. 19.–20.09.2017, Berlin.

Derlien, S., **Nisser, M.**, Kwetkat, A. & Smolenski, U. Feedback-assistiertes Gangtraining und dessen Auswirkung auf die Gehgeschwindigkeit akutgeriatrischer Patienten. 122. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Physikalische Medizin und Rehabilitation, 15.–16. 09.2017, Dresden.

Nisser, M., Derlien, S. & Smolenski, U. StressSense. MMI 2017 Innovationsforum der 3Dsensation Forschungsallianz, 23.10.–25.10.2017, Jena.

Benkenstein, M., **Nisser, M.**, Frohberg, M. & Derlien, S. (2017). Bewegungstherapeutisches Behandlungskonzept für Patienten mit peripherer arterieller Verschlusskrankheit (pAVK). *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 27(04), A2.

Auszeichnungen

Edmund Optics Educational Award Gold 2019 für das Projekt: Development of a multi-spectral 3D-NIR-imaging system for vital sign observations of newborns in pediatric intensive care.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften bekannt ist und ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel und Quellen angefertigt habe. Des Weiteren wurden weder Textabschnitte Dritter noch eigene Prüfungsarbeiten ohne Kennzeichnung übernommen. Es wurden keine kommerziellen Promotionsvermittler in Anspruch genommen sowie haben Dritte keine geldwerten Leistungen für die Arbeit erhalten. Die eingereichte Arbeit ist nicht anderweitig als Prüfungsleistung verwendet worden oder in deutscher oder einer anderen Sprache als Veröffentlichung erschienen.

Ort und Datum

Jena,

Unterschrift