

# Systematik zur Beurteilung passiver Überkopf-Exoskelette

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors

der Ingenieurwissenschaften

vorgelegt von

M.Sc. Dipl.-Ing. (TUM) Michael Hefferle

eingereicht bei der Naturwissenschaftlich-Technischen Fakultät

der Universität Siegen

Siegen 2021



Betreuer und erster Gutachter

Prof. Dr.-Ing. Karsten Kluth

Universität Siegen

Zweiter Gutachter

Prof. Dr.-Ing. Martin Schmauder

Technische Universität Dresden

Tag der mündlichen Prüfung

18. Oktober 2021





# Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand auf Anregung von Herrn Prof. Dr.-Ing. Karsten Kluth, Leiter des Fachgebiets Arbeitswissenschaft/Ergonomie der Universität Siegen sowie Herrn Dr. Kaltenbrunner, Leiter der Methodenstelle für Arbeitssicherheit und Ergonomie der BMW AG. Herzlichst möchte ich mich für die Möglichkeit bedanken mich im Rahmen des Forschungsvorhabens mit dem Themenfeld „Exoskelette“ im industriellen Kontext auseinanderzusetzen.

Ein besonderer Dank gilt dabei Herrn Prof. Kluth der mich allseits bei meiner wissenschaftlichen Ausbildung förderte und mich durch seine offene, interessierte und freundliche Art außerordentlich unterstützte. Durch seine stete Begleitung bei der Anfertigung von Vorveröffentlichungen sowie der finalen Verschriftlichung der Dissertation trug er einen wesentlichen Beitrag zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Ebenso bedanke ich mich bei Herrn Dr. Stefan Kaltenbrunner ohne dessen Initiative und finanzielle Unterstützung das Forschungsvorhaben nicht umsetzbar gewesen wäre. Ein mit der Anfertigung der Dissertation verbundener Auslandsaufenthalt wäre ohne seine Unterstützung ebenfalls nicht möglich gewesen.

In gleicher Weise möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Martin Schmauder, Leiter der Professur für Arbeitswissenschaft an der Technische Universität Dresden, für die Übernahme der Begutachtung meiner Arbeit und den wissenschaftlichen Austausch bedanken.

Meinen Dank möchte ich ebenfalls gegenüber Prof. Dr.-Ing. Tamara Reinicke, Inhaberin des Lehrstuhls für Produktentwicklung, und Prof. Dr. Marcus Schweitzer, Leiter des Lehrstuhls für Betriebswirtschaftslehre/Technologiemanagement der Universität Siegen, für die Übernahme der Aufgaben als Prüfer des Promotionsverfahrens ausdrücken.

Weiterhin möchte ich einen Dank gegenüber sämtlichen Kollegen der BMW AG aussprechen, wobei dies im Besonderen für meine beiden betriebsinternen Betreuer Dr. Marc Snell und Dr.-Ing. Stefan Graichen gilt, die mich kontinuierlich unterstützten und mir mit ihrer fachlichen Kompetenz jederzeit zur Seite standen.

Für die gute Zusammenarbeit möchte ich allen Mitarbeitenden, Doktorandenkollegen sowie den zahlreichen Studentinnen und Studenten bedanken, die das Projekt direkt oder indirekt unterstützt haben. Besonders hervorheben möchte ich in diesem Zusammenhang Frau Dr.-Ing. Christin Hölzel und M.Sc. Maria Lechner. Ohne die beiden wären die zahlreichen Labor- und Feldstudien nicht umsetzbar gewesen. Ebenso möchte ich mich bei Dr.-Ing. Sandra Groos und Dr.-Ing. Hartmut Irle für die Unterstützung beim Anfertigen dieser Arbeit bedanken. Danke dafür!

Schlussendlich möchte ich ganz herzlich meinen Eltern danken, die mich nicht zuletzt finanziell als auch bei allen meinen Entscheidungen unterstützt haben. In gleicher Weise geht der Dank an meine Freundin, die mich immer wieder aufs Neue motivierte, obwohl wir so auf viele schöne gemeinsame Stunden verzichten mussten. Danke für die Geduld. Ohne die großzügige Unterstützung meiner Familie wäre die vorliegende Arbeit nie fertiggestellt worden.

München, im Dezember 2021



*In liebevoller Erinnerung an meinen Papa*



## Kurzfassung

Die vorliegende Arbeit beurteilt den Einfluss von passiven Überkopf-Exoskeletten, welche im industriellen Produktionsumfeld zur Anwendung kommen sollen auf die Physiologie des menschlichen Körpers. In der hochautomatisierten Automobilindustrie existieren nach wie vor Arbeitsplätze, an denen Menschen unter erheblicher körperlicher Belastung arbeiten müssen. Dazu zählen Arbeitsplätze an denen Überschulter- bzw. Überkopfarbeit verrichtet wird. Die dadurch entstehenden körperlichen Beanspruchungen auf das Schulter-Arm-System können die Entstehung von Muskel-Skelett-Erkrankungen begünstigen. Als kostengünstige und schnell einsetzbare individuelle ergonomische Maßnahme werden Überkopf-Exoskelette angesehen, deren resultierende Auswirkungen auf die Physiologie des Trägers bislang allerdings noch nicht ausreichend erforscht wurden. Existierende Studien beschränken sich häufig auf die Anwendung einzelner Messverfahren, mit dem Ziel die Beanspruchung einzelner lokaler Körperpartien zu erfassen und zu bewerten. Darüber hinaus sind diese Studien in großer Mehrheit in Laborumgebungen durchgeführt worden, die die realen Einsatzbedingungen nicht ausreichend widerspiegeln. Feldstudien an realen Arbeitsplätzen aus der industriellen Produktion, insbesondere jene, mit Anwendung objektiver Messverfahren, beschränken sich auf eine sehr geringe Anzahl.

Die Arbeit befasst sich beginnend mit der Aufarbeitung der Grundlagen zu arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen, welche typischerweise vermehrt im produzierenden Gewerbe vorzufinden sind. Der Zusammenhang zwischen erhöhten Belastungen auf das Schulter-Arm-System, ausgelöst durch Arbeiten im Überkopf- bzw. Überschulterbereich, und dem gehäuften Vorkommen von Muskel-Skelett-Erkrankungen des Schulter-Arm-Systems wird herausgearbeitet. Zusätzlich wird ein Überblick über die gängigen Methoden der Bewertung von Belastungen sowie Beanspruchungen im Kontext der Arbeitswissenschaft vermittelt und es wird ein Vergleich zu den bisher durchgeführten Studien gezogen, um so die vorhandene Forschungslücke aufzuzeigen. Auf dieser Grundlage werden anschließend die Hypothesen abgeleitet. Innerhalb dreier Studienabschnitte werden die Ganzkörper- sowie die körperteilbezogenen Beanspruchungen subjektiv und objektiv evaluiert. Im ersten Studienabschnitt wird die grundsätzliche Eignung von Überkopf-Exoskeletten als ergonomische Verbesserungsmaßnahme zur Reduktion der arbeitsplatzbezogenen Beanspruchung überprüft und anschließend eine geeignete Messmethodik zur Beurteilung der physiologischen Auswirkungen entwickelt. Im zweiten Studienabschnitt wird zunächst die Methodik in einer umfangreichen Laborstudie angewandt und im Anschluss die Eignung der Messmethodik im Feld explorativ überprüft. Im dritten und letzten Studienabschnitt wird die

## Kurzfassung

---

Übertragbarkeit der Ergebnisse der Laborstudie in zwei weiteren Feldstudien und unter Einbezug dreier unterschiedlicher Überkopf-Exoskelette evaluiert.

Die Ergebnisse der Arbeit zeigen, dass eine signifikante Reduktion der subjektiven Beanspruchung in Oberarm, Schulter und Nacken sowie im gesamten Körper durch Einsatz eines passiven Überkopf-Exoskelettes wahrgenommen wird. Steigerungen der subjektiven Beanspruchungen in Körperbereichen, in die die Lasten umverteilt werden, fallen hingegen sehr gering aus. Diese Erkenntnisse zeigen sich gleichermaßen für sämtliche durchgeführte Studien, sowohl unter Labor- als auch unter Feldbedingungen. Unter Einsatz der entwickelten Messmethodik wurden unter Laborbedingungen signifikante relative Reduktionen der elektromyographischen Aktivität der lokalen Schulter- und Armhebemuskulatur (Musc. trapezius pars descendens und deltoideus pars acromialis bis zu -40 %) sowie gleichzeitig eine Steigerung der lokalen Sauerstoffgewebesättigung nachgewiesen. Die globalen Beanspruchungsparameter wurden im Labor durch den Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes hingegen nur mäßig beeinflusst. Während absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme sowie der Energieumsatz unter dynamischen Bewegungen geringe Reduktionen (-7,3 %, -5,1 % und -12,3 %) aufwiesen, konnte in verschiedenen statischen Haltungen kaum ein Einfluss oder aber eine geringe Steigerung (1,0 %, 7,7 % und 1,3 %) bei Verwendung eines Exoskelettes gemessen werden. Allerdings reduzierte die Intervention die Arbeitspulsfrequenz über alle Arbeitsformen um rund -21 % hinweg. Die Ergebnisse der Feldstudien an unterschiedlichen Arbeitsplätzen zeigten, dass die globalen Beanspruchungsparameter durch den Einsatz verschiedener Überkopf-Exoskelette nur marginal beeinflusst werden. Unter Laborbedingungen wird der Unterstützungseffekt von Überkopf-Exoskeletten gezielt isoliert, weshalb Reduktionen bei der objektiven globalen Beanspruchung messbar sind. Unter realen Bedingungen entfällt die künstliche Isolation und die postulierten Reduktionseffekte fallen zu gering aus, als dass sie statistisch signifikant ausweisbar wären.

Der Einsatz von Überkopf-Exoskeletten als Maßnahme zur ergonomischen Verbesserung des Arbeitsplatzes erfordert eine detaillierte und umfassende Untersuchung der Auswirkungen auf die Physiologie. Die vorliegende Arbeit versucht auf Basis eines entwickelten holistischen Ansatzes ein erstes, möglichst ganzheitliches Bild des Einflusses durch die standardisierte Auswertung von subjektiver und objektiver sowie lokaler und globaler Beanspruchungsparameter zu zeichnen. Auf der entwickelten Messmethodik aufbauend, sollten weitere Labor- und Feldstudien unter Einsatz größerer Probandenkollektive sowie weiterer Exoskelette durchgeführt werden, um akkurate Empfehlungen für den Einsatz im industriellen Umfeld abzuleiten.

## Abstract

This thesis evaluates the influence of passive, industrial overhead exoskeletons on the physiology of the human body. In the highly automated automotive industry employees still must undergo considerable physical strain at certain workplaces. This includes jobs where employees are required to work at or above shoulder level. The resulting physical stress on the shoulder-arm system can promote the development of musculoskeletal disorders. Overhead exoskeletons are regarded as a cost-effective and quickly applicable individual ergonomic measure, although the resulting effects on the wearer have not yet been sufficiently researched. Existing studies are often limited to the application of individual measuring methods with the aim of recording and evaluating the stress on individual local body parts. Furthermore, most of these studies have been conducted in laboratory environments that do not adequately reflect real work conditions. Field studies that were conducted at real workplaces, especially those using objective measurement methods, are limited to an exceedingly small number.

The thesis sets in with the basics of work-related musculoskeletal diseases, which are typically found more often in the manufacturing industry. A connection between an increase in stress on the shoulder-arm-system, caused by working in the overhead posture, and the increased incidence of musculoskeletal diseases of the shoulder-arm-system is presented. In addition, an overview of the current methods of assessing strains and stresses will be given, and the research gap will be highlighted through a comparison with existing studies. On this basis, the hypotheses are then derived. Within three study sections the whole body as well as the body part related stresses are evaluated subjectively and objectively. In the first study, the basic suitability of overhead exoskeletons as an ergonomic measure to reduce workplace-related stress is examined. Secondly a suitable measurement methodology to assess the physiological effects is developed. In the second study, the methodology will be applied in a comprehensive laboratory study, while in the second part of the study, the suitability of the measurement methodology will be tested in an explorative field study. In the third and last study section, two further field studies including three different overhead exoskeletons will be conducted, to check whether the results of the laboratory study can be transferred to the field.

The results of the work show a significant perceived reduction of the subjective stress in the upper arm, shoulder, and neck as well as in the whole body while using a passive overhead exoskeleton. However, increases in subjective stress in body areas where the loads are redistributed to are small. These findings are equally valid for all studies

## Abstract

---

conducted, both under laboratory and field conditions. Using the developed measurement methodology, significant relative reductions of the electromyographic activity of the local shoulder and arm lifting muscles (Musc. trapezius pars descendens and deltoideus pars acromialis up to -40 %) as well as an increase of the local oxygen tissue saturation were detected under laboratory conditions. In contrast, the global stress parameters were only moderately influenced in the laboratory study. While absolute and specific oxygen uptake as well as the energy turnover showed small reductions (7.3 %, 5.1 % and 12.3 %) during dynamic movements, almost no influence, or just a minor increase (1.0 %, 7.7 % and 1.3 %) could be measured for different static postures. However, the intervention reduced the working pulse rate by about 21 % across all working postures. The results of the field studies at different workplaces showed that the global stress parameters are only marginally influenced using different overhead exoskeletons. Under laboratory conditions, the support effect of overhead exoskeletons is deliberately isolated, and reductions in objective global strain become measurable. Under real conditions, artificial isolation is not present and the postulated reduction effects are too small to be statistically significant.

The use of overhead exoskeletons as a measure to improve ergonomic conditions at the workplace requires a detailed and comprehensive investigation of the physiological impact. Based on the developed holistic approach, the thesis draws a first picture of the physiological consequences by using a standardized evaluation method that measures subjective and objective as well as local and global stress parameters. Further laboratory and field studies with larger populations and other exoskeletons should be carried out using the same developed measurement methodology to make accurate recommendations for the use in industrial environments.



# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zielsetzung und Vorgehensweise</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie</b> .....	<b>3</b>
2.1	Demographischer Wandel und Arbeitsunfähigkeit .....	3
2.2	Muskel-Skelett-Erkrankungen der Schulter .....	7
2.3	Arbeitsplatzbezogene physische Risiken .....	8
2.4	Schultererkrankungen und assoziierte Risikofaktoren.....	9
<b>3</b>	<b>Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung</b> .....	<b>14</b>
3.1	Das Arbeitsschutzgesetz.....	14
3.2	Exoskelette als Lösungsansatz .....	16
3.3	Bewertungsverfahren zur Erfassung von Belastungen am Arbeitsplatz .....	20
<b>4</b>	<b>Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten</b> ..	<b>22</b>
4.1	Belastungs- und Beanspruchungskonzept .....	22
4.2	Statische und dynamische Muskelarbeit .....	24
4.3	Analyse und Bewertung physiologischer Beanspruchung .....	25
<b>5</b>	<b>Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten</b> ..	<b>36</b>
5.1	Laborstudien .....	36
5.2	Kombinierte Labor- und Feldstudien .....	50
5.3	Feldstudien.....	53
<b>6</b>	<b>Forschungshypothesen</b> .....	<b>56</b>
<b>7</b>	<b>Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten</b> .....	<b>60</b>
7.1	Subjektive Beanspruchungserfassung .....	61
7.2	Objektive Beanspruchungserfassung.....	63
7.3	Ergänzende Methoden .....	68
7.4	Untersuchte Exoskelette .....	68
<b>8</b>	<b>Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten</b> .....	<b>74</b>
8.1	Vorstudie 0.1: Feldversuch.....	74
8.2	Vorstudie 0.2: Laborversuch .....	84

## Inhaltsverzeichnis

---

<b>9</b>	<b>Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses</b>	<b>94</b>
9.1	Hauptstudie 1.0: Laborversuch	94
9.2	Hauptstudie 1.1: Feldversuch	146
<b>10</b>	<b>Studie 2: Evaluationsstudie</b>	<b>154</b>
10.1	Evaluationsstudie 2.0: Feldversuch	154
10.2	Evaluationsstudie 2.1: Feldversuch	177
<b>11</b>	<b>Bewertung der Systematik</b>	<b>195</b>
11.1	Subjektive Beanspruchungserfassung	197
11.2	Objektive Beanspruchungserfassung	200
<b>12</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>205</b>
<b>13</b>	<b>Ausblick</b>	<b>208</b>
<b>14</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>210</b>
<b>15</b>	<b>Anhang</b>	<b>227</b>

# Nomenklatur

Symbol	Bedeutung	Einheit
AD-Test	Andersson-Darling-Test	[-]
APF	Arbeitspulsfrequenz	[-]
ArbSchG	Arbeitsschutzgesetz	[-]
AU	Arbeitsumsatz	[-]
AU-Tage	Arbeitsunfähigkeitstage	[-]
BauA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin	[-]
BBK	Belastungs-Beanspruchungs-Konzept	[-]
BGHM	Berufsgenossenschaft Holz und Metall	[-]
BMAS	Bundesministerium für Arbeit und Soziales	[-]
BMI	Body-Mass-Index	[-]
BMJV	Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz	[-]
bpm	beats per minute	[min <sup>-1</sup> ]
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid	[-]
CR-10 Skala	Category Ratio Scale	[-]
DGUV	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung	[-]
DLG	Dauerleistungsgrenze	[-]
EKG	Elektrokardiogramm	[-]
EU	Energieumsatz	[kcal/h]
EU-Richtlinien	Richtlinien der Europäischen Union	[-]
GU	Grundumsatz	[kcal/h]
HF	Herzfrequenz	[min <sup>-1</sup> ]
HHb	deoxigeniertes (sauerstoffarmes) Hämoglobin	[-]
Hz	Hertz	[s <sup>-1</sup> ]
IMU	Inertial Measurement Unit, dt. Inertiales Messsystem	[-]
kg	Kilogramm	[-]
KG	Körpergewicht	[-]
KLT	Kleinladungsträger	[-]
KS-Test	Kolmogorov-Smirnov-Test	[-]
KTL	Kathodische Tauchlackierung	[-]
M. deltoideus	Musculus deltoideus (Deltamuskel)	[-]
M. trapezius	Musculus trapezius (Trapezmuskel)	[-]

## Nomenklatur

---

MSE	Muskel-Skelett-Erkrankung	[-]
MVC	Maximum Voluntary Contraction	[-]
NDIR	nichtdispersiver Infrarotsensor	[-]
NIRS	Nahinfrarot Spektroskopie	[-]
O2	Sauerstoff	[-]
O2Hb	oxigentiertes (sauerstoffreiches) Hämoglobin	[-]
OEMG	Oberflächen-Elektromyographie	[-]
PVC	Polyvinylchlorid	[-]
RMS	Root-Mean-Square	[-]
RQ	Respiratorischer Quotient	[-]
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles	[-]
SRS	Spatially resolved spectroscopy	[-]
SW-Test	Shapiro-Wilk-Test	[-]
tHb	totales Hämoglobin	[-]
TSI	Tissue Saturation Index	[%]
WVR-Test	Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummen-Test	[-]

# Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Vorgehensweise innerhalb der Arbeit .....	2
Abbildung 2: Alterspyramide für Deutschland im Jahre 1910 .....	3
Abbildung 3: Demografischer Wandel in Deutschland .....	4
Abbildung 4: Arbeitsunfähigkeit nach Altersgruppen .....	5
Abbildung 5: Produktionsausfallkosten und Ausfall an Bruttowertschöpfung nach Diagnosegruppen 2018 in Deutschland .....	6
Abbildung 6: Gesundheitliche Beschwerden bei Männern und Frauen – Erwerbstätigenbefragung 2018 .....	7
Abbildung 7: Definition Überkopfarbeit .....	10
Abbildung 8: Rangfolge der Schutzmaßnahmen nach dem STOP-Prinzip .....	15
Abbildung 9: Passives Überkopf-Exoskelett in der Automobilmontage .....	19
Abbildung 10: Belastungs-Beanspruchungs-Konzept .....	23
Abbildung 11: Das BBK übertragen auf das System Mensch .....	23
Abbildung 12: Muskelarbeitsformen- bzw. Kontraktionsarten .....	25
Abbildung 13: Einsatz von Oberflächen-Elektromyografie (OEMG) .....	28
Abbildung 14: Bananenförmiger Weg des nahinfraroten Lichts beim NIRS-Messverfahren .....	30
Abbildung 15: Grund-, Freizeit- und Arbeitsumsatz .....	32
Abbildung 16: Übersicht der eingesetzten Evaluierungsmethodik .....	60
Abbildung 17: Modifizierte Body-Map .....	62
Abbildung 18: Modifizierte VAS-Skala .....	63
Abbildung 19: OEMG-Messgerät MYON 320 .....	63
Abbildung 20: PortaMon-NIRS-Sensoren .....	64
Abbildung 21: Ergospirometriegerät METAMAX® 3B-R2 .....	66
Abbildung 22: Herzschlagfrequenzsensor Polar® H7 inkl. Brustgurt .....	67
Abbildung 23: Ottobock PAEXO, Prototyp 2018 .....	69

## Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 24: SkelEx V1, Model 2017. Exoskelett im angelegten Zustand .....	70
Abbildung 25: Levitate Airframe™. Stützender Rahmen inkl. Becken- und Schultergurte .....	71
Abbildung 26: Crimson Dynamics EXOS, Model 2019 .....	72
Abbildung 27: Mitarbeitender bei der Verschraubung der Unterbodenverkleidung. ....	75
Abbildung 28: Subjektive Beanspruchung der oberen Extremitäten .....	79
Abbildung 29: Laborversuchsaufbau .....	86
Abbildung 30: Versuchsbedingungen der Vorstudie 0.2 und Hauptstudie 1.0.....	88
Abbildung 31: Schematische Darstellung des Studiendesigns .....	92
Abbildung 32: Schematischer Versuchsablauf der Hauptstudie 1.0 .....	96
Abbildung 33: Bestimmung Schulterhöhe und Länge des Ellenbogens .....	96
Abbildung 34: MVC-Normalisierung für das OEMG-Verfahren für den Musc. trapezius pars descendens.....	98
Abbildung 35: MVC-Normalisierung des Musc. deltoideus pars clavicularis für das NIRS-Verfahren .	99
Abbildung 36: Anatomische Lage der mit den Verfahren OEMG und NIRS untersuchten Muskelpartien .....	102
Abbildung 37: Bestimmung der Elektrodenpositionierung nach der SENIAM-Methode .....	103
Abbildung 38: Bestimmung der NIRS-Sensorpositionierung des Musc. deltoideus pars clavicularis nach der SENIAM-Methode.....	104
Abbildung 39: Platzierung der Sensorik inkl. angelegtem Exoskelett .....	105
Abbildung 40: Auswertefenster der Messverfahren der Hauptstudie 1.0.....	108
Abbildung 41: Beide Maximalkontraktionsphasen für das NIRS-Verfahren. Beispielhafter Rohdaten- Ausschnitt des Probanden VP11 .....	109
Abbildung 42: Interpolation der Zwischenwerte am Beispiel der Herzschlagfrequenz .....	111
Abbildung 43: Vorgehen bei der statistischen Auswertung der objektiven Messdaten. ....	113
Abbildung 44: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens für die statischen Versuchsbedingungen.....	117
Abbildung 45: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens bei allen Versuchsbedingungen.....	118

Abbildung 46: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den <i>Musc. deltoideus pars acromialis</i> für die Versuchsbedingungen der simulierten Tätigkeiten .....	119
Abbildung 47: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den <i>Musc. deltoideus pars acromialis</i> bei allen Versuchsbedingungen .....	120
Abbildung 48: Mittelwerte und Standardabweichung des normalisierten Sauerstoffgewebesättigungsindex für den <i>Musc. deltoideus pars clavicularis</i> bei allen Versuchsbedingungen .....	122
Abbildung 49: Normalisierter Sauerstoffgewebesättigungsindex für den <i>Musc. deltoideus pars clavicularis</i> für die simulierten Tätigkeiten .....	123
Abbildung 50: Mittelwerte und Standardabweichung des Arbeitsenergieumsatzes bei allen Versuchsbedingungen .....	124
Abbildung 51: Mittelwerte und Standardabweichung der Arbeitspulsfrequenz bei allen Versuchsbedingungen .....	125
Abbildung 52: Schematischer Versuchsablauf der Hauptstudie 1.1 .....	148
Abbildung 53: Arbeitspulsfrequenz und spezifische Sauerstoffaufnahme .....	150
Abbildung 54: Unterbodenstopfen setzen mit .....	156
Abbildung 55: Manueller Nahtverstrich am Radlaufauslauf unten, Radlaufauslauf oben links und am Metallfalz .....	158
Abbildung 56: Schematischer Versuchsablauf der Evaluationsstudie 2.0 .....	159
Abbildung 57: Methodik zur Auswertung der Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz der Evaluationsstudie 2.0 .....	162
Abbildung 58: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven körperteilbezogene Beanspruchung der oberen Extremitäten für den Arbeitsplatz Unterbodenstopfen .....	165
Abbildung 59: Normalisierter Sauerstoffaufnahme. Arbeitsumsatz .....	166
Abbildung 60: Normierter absoluter Energieumsatz und Umsatzanstieg am Arbeitsplatz PVC-Verstrich .....	167
Abbildung 61: Schematischer Versuchsablauf der Evaluationsstudie 2.1 .....	179
Abbildung 62: Erfassung der Ruhewerte vor Versuchsbeginn .....	180
Abbildung 63: Methodik zur Auswertung der Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz der Evaluationsstudie 2.1 .....	184

## **Abbildungsverzeichnis**

---

Abbildung 64: Subjektive Beanspruchung der Körperteile Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken.....	185
Abbildung 65: Subjektive Ganzkörperbeanspruchung .....	186
Abbildung 66: ANOVA-Ergebnisse der objektiven Beanspruchung.....	187



# Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifizierung von Exoskeletten nach BGHM Schema .....	18
Tabelle 2: Charakteristika des Probandenkollektivs der Vorstudie 0.1 .....	76
Tabelle 3: Ergebnisse der subjektiven Beanspruchung für die Versuchsbedingungen, relative Beanspruchungsdifferenzen und p-Werte sowie Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizient .....	80
Tabelle 4: Charakteristika der Probanden der Vorstudie 0.2 .....	87
Tabelle 5: Detaillierte Beschreibung der Versuchsbedingungen der Vorstudie 0.2 und der Hauptstudie 1.0 .....	89
Tabelle 6: Charakteristika des Probandenkollektivs der Hauptstudie 1.0 .....	95
Tabelle 7: Übersicht der angewandten Methoden der statistischen Datenauswertung .....	114
Tabelle 8: Relative Beanspruchungsdifferenzen pro Körperteil und -seite je Versuchsbedingung bzw. für die Ganzkörperbeanspruchung .....	116
Tabelle 9: Charakteristika des Probandenkollektivs der Hauptstudie 1.1 .....	147
Tabelle 10: Bewertung der Eignung der objektiven lokalen Messverfahren .....	152
Tabelle 11: Charakteristika des Probandenkollektivs der Evaluationsstudie 2.0 .....	155
Tabelle 12: Phasen der Datenauswertung der Evaluationsstudie 2.0 .....	162
Tabelle 13: Charakteristika des Probandenkollektivs der Evaluationsstudie 2.1 .....	177
Tabelle 14: Phasen der Datenauswertung der Evaluationsstudie 2.1 .....	182
Tabelle 15: Zusammengefasste Bewertung der Hypothesen .....	195



# 1 Zielsetzung und Vorgehensweise

Ziel dieser Dissertation ist die Entwicklung einer geeigneten Methodik zur ergonomischen Beurteilung von passiven Überkopf-Exoskeletten, die für den Einsatz im industriellen Produktionsumfeld gedacht sind. Am Beispiel ausgewählter Arbeitsplätze der Automobilproduktion und den zugehörigen Tätigkeiten wird die körperliche Beanspruchung im Vergleich mit und ohne Exoskelett innerhalb einer Serie von Labor- und Feldversuchen erhoben. Im Fokus der Untersuchung steht die Beurteilung des Einflusses auf die Physiologie des Trägers, wobei subjektive und objektive Messverfahren zur Erhebung lokaler sowie globaler Beanspruchung zum Einsatz kommen. Auf Basis der erfassten Daten soll eine möglichst holistische Beurteilung des ergonomischen Einflusses von Überkopf-Exoskeletten erfolgen. Damit soll ein Beitrag zur Schließung der Forschungslücke im Bereich der ganzheitlichen Erfassung physiologischer Auswirkung bei der Nutzung von passiven Überkopf-Exoskeletten geschlossen werden. In Abbildung 1 ist die Vorgehensweise zur Erreichung der Zielsetzung dargestellt, welche nachfolgend im ersten Kapitel beschrieben wird. Das zweite Kapitel befasst sich mit der Ausgangslage, in der auf den demographischen Wandel eingegangen wird, der in Verbindung mit den körperlichen Belastungen und den assoziierten Muskel-Skelett-Erkrankungen als zunehmendes Risiko im industriellen Umfeld wahrgenommen wird. In Kapitel 3 wird der Bedarf an ergonomischen Arbeitsschutzmaßnahmen auf Grundlage des Arbeitsschutzgesetzes abgeleitet und körpergetragene ergonomische Assistenzsysteme wie Exoskelette als flexible und kostengünstige Arbeitsschutzmaßnahme vorgestellt. Kapitel 4 befasst sich mit der ergonomischen Bewertung von Exoskeletten im Kontext der Arbeitswissenschaft und erläutert die Problematik anhand des Belastungs-Beanspruchungs-Konzeptes. Zusätzlich beinhaltet das Kapitel eine Übersicht, der in der Arbeitswissenschaft etablierten Verfahren zur objektiven Bewertung von physiologischer Beanspruchung. In Kapitel 5 wird der Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluation von passiven, industriellen Überkopf-Exoskeletten dargelegt. Auf deren Basis wird in Kapitel 6 die Forschungslücke abgeleitet und im Anschluss werden die Forschungshypothesen formuliert. Das Kapitel 7 beschreibt die eingesetzten Materialien und Methoden. Die in der Arbeit beurteilten Exoskelette werden im Anschluss vorgestellt. Die darauffolgenden drei Kapitel beschreiben die innerhalb der Arbeit durchgeführten empirischen Studien. Kapitel 8 befasst sich mit der Vorstudie, in der in einer ersten explorativen Felduntersuchung die grundsätzliche Eignung von passiven Überkopf-Exoskeletten überprüft wird und anschließend, nach Bestätigung des Potenzials, in mehreren, aufeinander aufbauenden Laborversuchen eine Messmethodik sukzessive entwickelt und erprobt wird. Das Kapitel 9 beinhaltet den Hauptversuch,

## Zielsetzung und Vorgehensweise

---

in welchem die entwickelte Methodik im Labor angewandt wird. In einer sich anschließenden explorativen Feldstudie wird der Einsatz der Messmethodik im Feld überprüft. Auf Basis der Ergebnisse der explorativen Feldstudie wird in zwei Evaluationsstudien die modifizierte Messmethodik im Feld eingesetzt und es werden drei passive Überkopf-Exoskelette beispielhaft an drei repräsentativen Arbeitsplätzen evaluiert. In Kapitel 11 erfolgt eine Zusammenfassung der Hypothesen und die Methoden der erarbeiteten Systematik werden bewertet. In Kapitel 12 wird eine gesamthafte Zusammenfassung der Arbeit gegeben und eine Handlungsempfehlung für den Einsatz von passiven Überkopf-Exoskeletten wird ausgesprochen. Die Arbeit schließt mit einem Ausblick auf weitere mögliche Forschungsfelder.

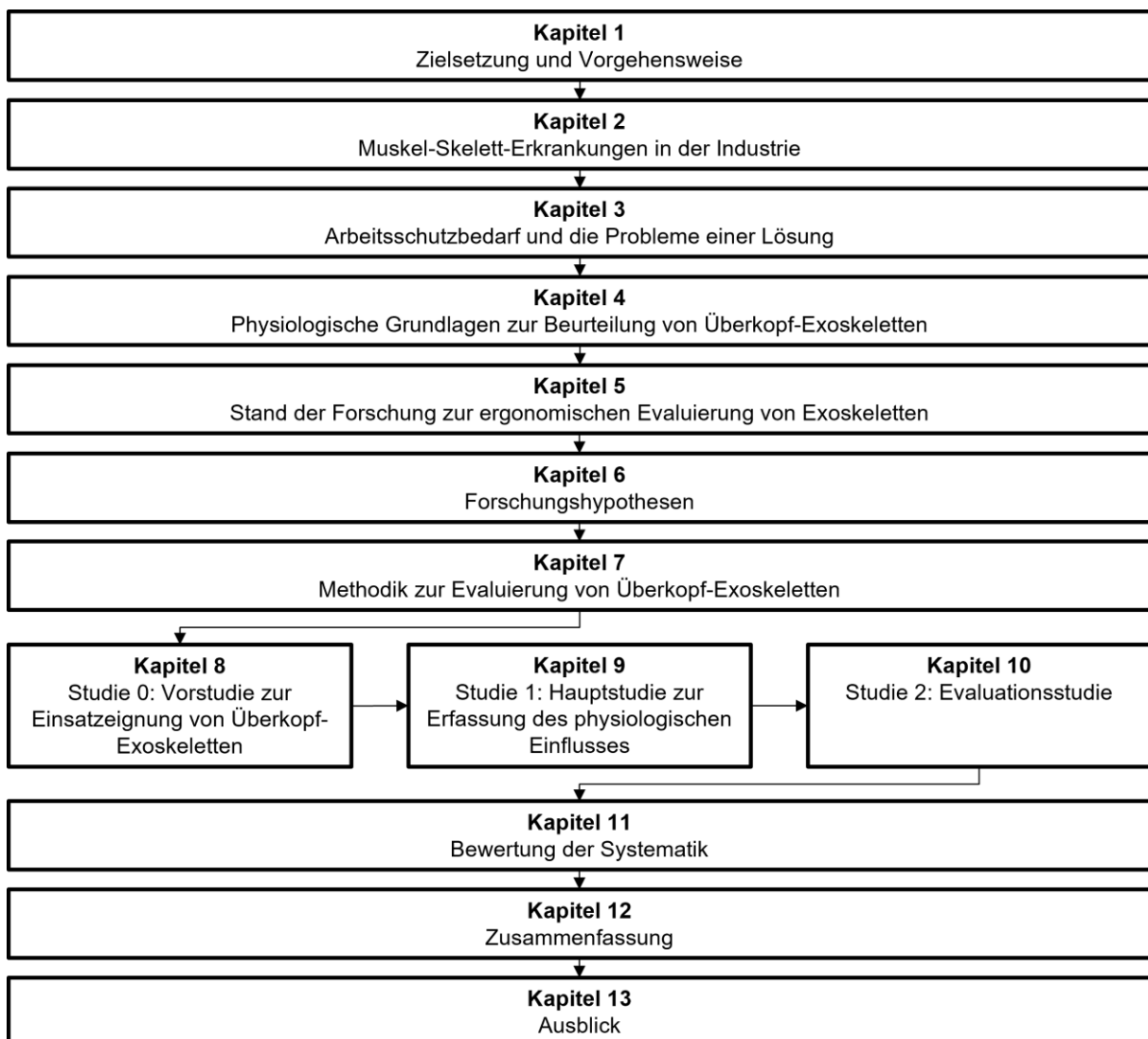


Abbildung 1: Vorgehensweise innerhalb der Arbeit

## 2 Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie

### 2.1 Demographischer Wandel und Arbeitsunfähigkeit

Anfang des 20.ten Jahrhunderts besaß die demographische Verteilung der Bevölkerung in Deutschland eine Pyramidenform. Ein breites Fundament aufgrund hoher Geburtenraten und ein gleichmäßig abnehmender Anteil an älteren Menschen ergaben die charakteristische Form (vgl. Abbildung 2).

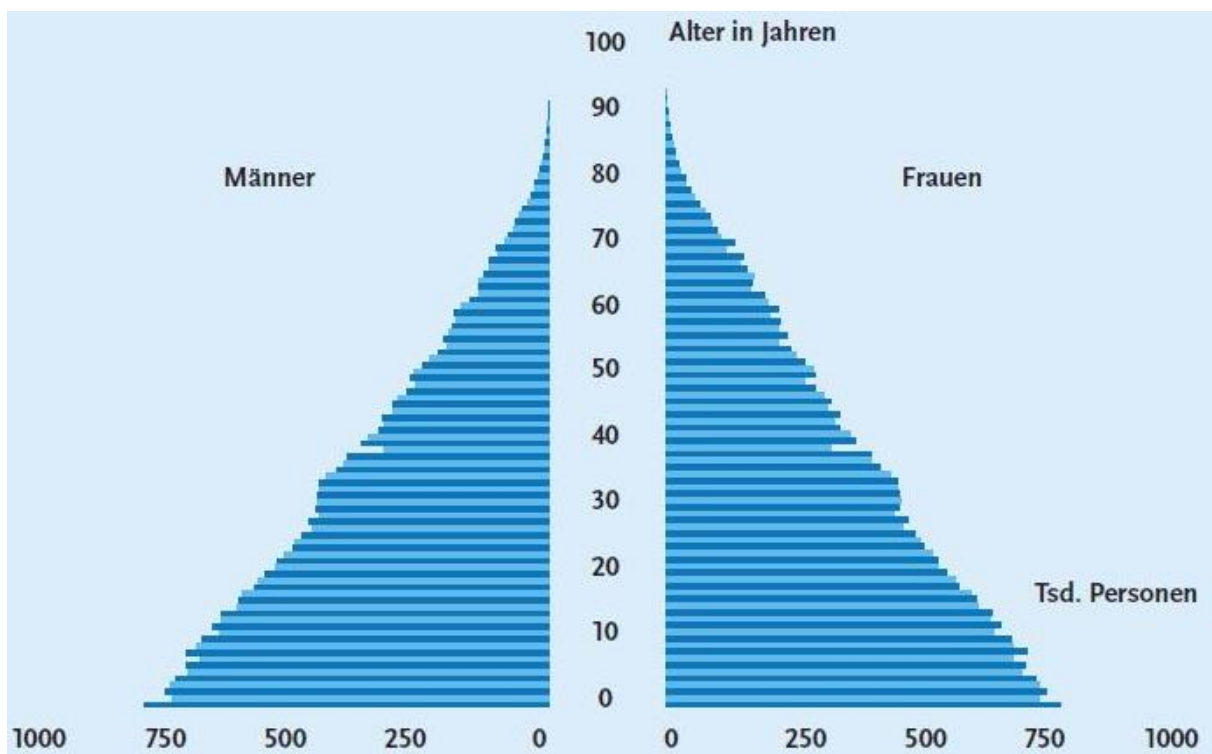


Abbildung 2: Alterspyramide für Deutschland im Jahre 1910 (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a).

Ca. 1970 brach die Geburtenrate deutlich ein und das Fundament wurde folglich immer kleiner. Die kontinuierlich steigende Lebenserwartung ließ die Spitze der Pyramide immer breiter werden und die ehemalige Pyramidenform gleicht immer mehr der eines Pilzes. Verändern sich diese Umstände nicht, ergäbe sich im Jahre 2060 ein Zustand wie in Abbildung 3 dargestellt, wobei die dunkelblaue Hüllkurve von einer schwachen und die hellblaue dünne Schicht von einer starken Zuwanderung ausgeht. In orangener Farbe dargestellt ist die Altersverteilung zum Jahreswechsel 2014. Die ohnehin

## Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie

schon alarmierende Situation wird sich, sofern sich die Geburtenrate annähernd konstant verhält, weiter verschlimmern (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a).

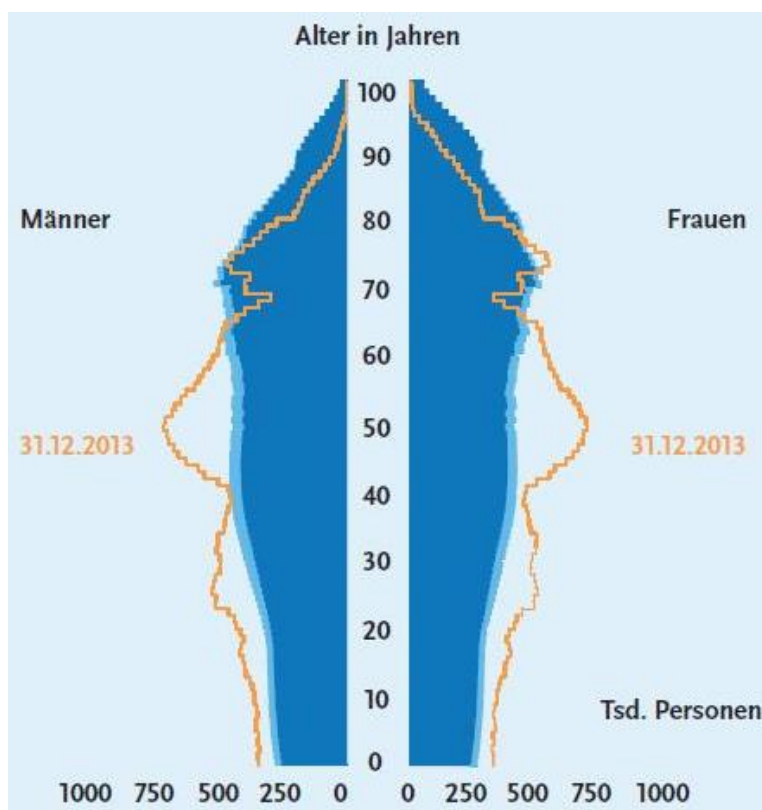


Abbildung 3: Demografischer Wandel in Deutschland (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a)

Als repräsentative Teilmenge der gesamten Bevölkerung unterliegt der Anteil der arbeitenden Bevölkerung ebenso dem demographischen Wandel, was bedeutet, dass das Durchschnittsalter der Beschäftigten in den Betrieben weiter ansteigen wird (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a). Demographischer Wandel hat nicht nur einen Einfluss auf die Akzeptanz neuer Technologien oder die Innovationskraft, sondern auch einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Themen Arbeitssicherheit, Gesundheit und Ergonomie. Dies führt zu einer zunehmenden Priorisierung der selbigen innerhalb der Arbeitsmarktpolitik in Deutschland wie auch in ganz Europa (Daub, 2017; Statistical office of the European communities, 2010). Abbildung 4 zeigt, dass die Anzahl der Fälle von Arbeitsunfähigkeit für die Altersgruppe der 15-25-jährigen deutlich oberhalb des Durchschnittswertes der verbleibenden Altersgruppe (25 bis 65+) liegt. Mit zunehmendem Alter steigt die Anzahl sehr moderat, aber stetig an. Dagegen stellen sich die Arbeitsunfähigkeitstage bis zur Altersgruppe der 55-60-jährigen konstant steigend dar und springen für die Altersgruppen der über

## Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie

60-jährigen noch einmal. Während die Altersgruppe der 15-20-jährigen im Durchschnitt also nur lediglich fünf Arbeitsunfähigkeitstage aufweist, fällt die Anzahl bei den Altersgruppen der über 60-jährigen mehr als viermal so hoch aus (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a).

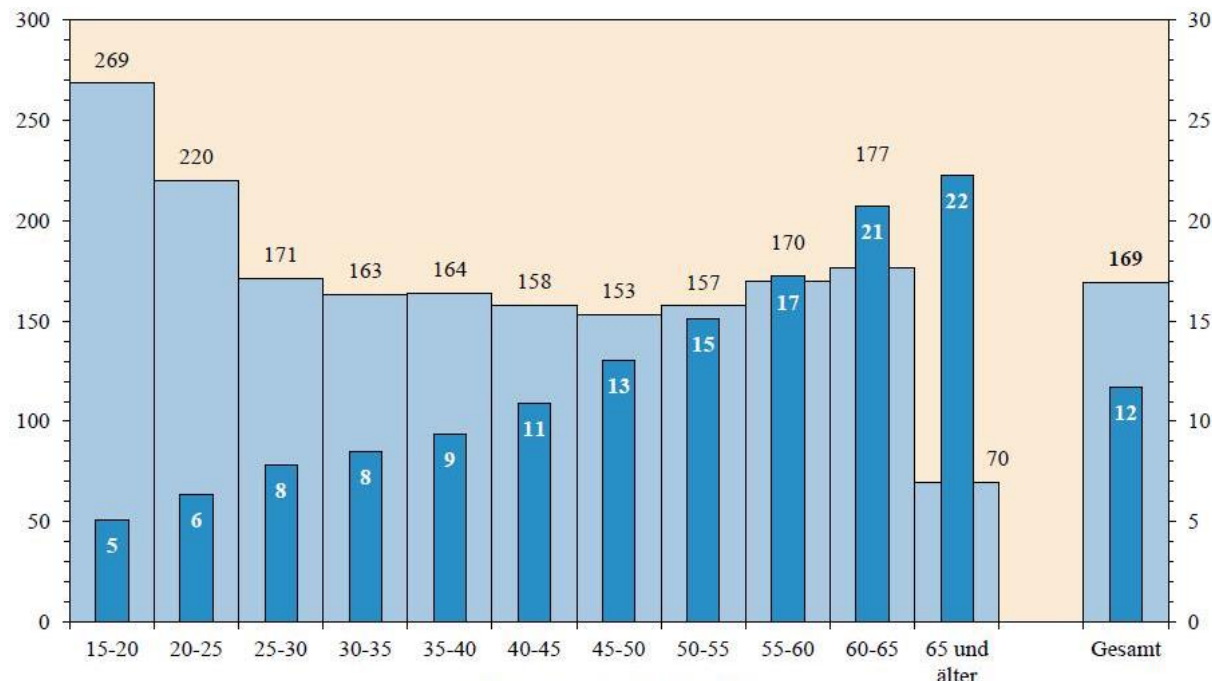


Abbildung 4: Arbeitsunfähigkeit nach Altersgruppen; hellblau: Fälle je 100 GKV-Mitgliedsjahre; dunkelblau: AU-Tage je Fall; (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019c)

Wie Abbildung 5 zeigt, summierten sich 2018 die aufgrund von Arbeitsunfähigkeitstagen verursachten volkswirtschaftlichen Produktionsausfälle auf insgesamt 85 Milliarden Euro. Dies entspricht einem Ausfall von 145 Milliarden Euro an der Bruttowertschöpfung (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019c). Der direkte Zusammenhang zwischen Arbeitsunfähigkeit und Wirtschaftsleistung ist vor dem Hintergrund des demographischen Wandels und dem linearen Anstieg der Falldauer von AU-Tagen im Alter somit besonders kritisch zu sehen (Marschall et al., 2016). Eine besondere Rolle spielen dabei die Erkrankungen des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes, die den größten Anteil unter allen spezifizierten Diagnosen einnehmen. Sie sind für knapp 125 Mio. Arbeitsunfähigkeitstage verantwortlich (vgl. Abbildung 5, Zeile 5). Sie machen damit einen Ausfall von fast einem Prozent des Bruttonationaleinkommens aus, was beispielhaft für das Jahr 2018 einem Ausfall von knapp 32 Mrd. € an der Bruttowertschöpfung entspricht. Aufgrund der alarmierend hohen Zahlen kommt der Prävention arbeitsbedingter Muskel-Skelett-Erkrankungen zunehmend an Bedeutung zu (Bargende et al., 2017). Punnet et al. (2000) kalkulierten die

## Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie

mit 93 Schultererkrankungen assoziierten Kosten einer Automobilfabrik in Detroit, USA und kamen zum Ergebnis, dass bereits ab einem Ausfall von fünf Tagen ein Ersatzmitarbeitenden für den Arbeitsplatz geschult werden musste. Der Mitarbeitende verursachte zusätzliche Kosten von \$295 pro Woche. War ein Mitarbeitender aufgrund einer akuten Verletzung oder einer chronischen Erkrankung nicht mehr in der Lage seiner ursprünglichen Tätigkeit nachzugehen, musste der Mitarbeitende sowie sein Ersatz im Schnitt 16 Stunden geschult werden, was sich bei einem durchschnittlichen Kostensatz von \$23 pro Stunde auf \$368 aufsummierte.

ICD 10	Diagnosegruppe	Arbeitsunfähigkeits-tage		Produktionsausfallkosten		Ausfall an Bruttowertschöpfung	
		Mio.	%	Mrd. €	vom Bruttonational-einkommen in %	Mrd. €	vom Bruttonational-einkommen in %
F00 - F99	Psychische und Verhaltensstörungen	90,1	15,8	13,3	0,4	22,8	0,7
I00 - I99	Krankheiten des Kreislaufsystems	28,3	5,0	4,2	0,1	7,2	0,2
J00 - J99	Krankheiten des Atmungssystems	83,5	14,6	12,4	0,4	21,2	0,6
K00 - K93	Krankheiten des Verdauungssystems	27,6	4,8	4,1	0,1	7,0	0,2
M00 - M99	Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes	124,8	21,9	18,5	0,5	31,7	0,9
S00 - T98, V01 - X59	Verletzungen, Vergiftungen und Unfälle	60,6	10,6	9,0	0,3	15,4	0,4
alle anderen	Übrige Krankheiten	155,6	27,3	23,1	0,7	39,5	1,1
<b>I - XXI</b>	<b>Alle Diagnosegruppen</b>	<b>570,5</b>	<b>100,0</b>	<b>84,5</b>	<b>2,5</b>	<b>144,7</b>	<b>4,2</b>

*Abbildung 5: Produktionsausfallkosten und Ausfall an Bruttowertschöpfung nach Diagnosegruppen 2018 in Deutschland (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019c)*

Das vorgenannte Beispiel und die zugehörigen Statistiken zeigen, dass neben sozialen und arbeitssicherheitstechnischen Gründen auch ein erheblicher Kostendruck auf der Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen, insbesondere auch denen der Schulter, wie in den folgenden Kapiteln noch gezeigt werden wird, lastet.



## 2.2 Muskel-Skelett-Erkrankungen der Schulter

Unter den Muskel-Skelett-Erkrankungen nehmen die Erkrankungen der Schulter einen besonderen Stellenwert ein. In einer vom Bundesinstitut für Berufsbildung in 2018 beauftragten Erwerbstätigenbefragung wurden Beschäftigte in Deutschland nach Schmerzen während der Arbeit bzw. an Arbeitstagen innerhalb der letzten zwölf Monate befragt (vgl. Abbildung 6). Schmerzen im unteren Rücken (Männer: 44 %, Frauen: 51 %) und im Nacken-/Schulterbereich (Männer: 42 %, Frauen: 62 %) wurden prozentual am häufigsten genannt, wobei 33 % der befragten Frauen angaben, innerhalb der letzten zwölf Monate aufgrund von Problemen im Nacken-/Schulterbereich in Behandlung gewesen zu sein – der größte relative Wert innerhalb der Befragung.

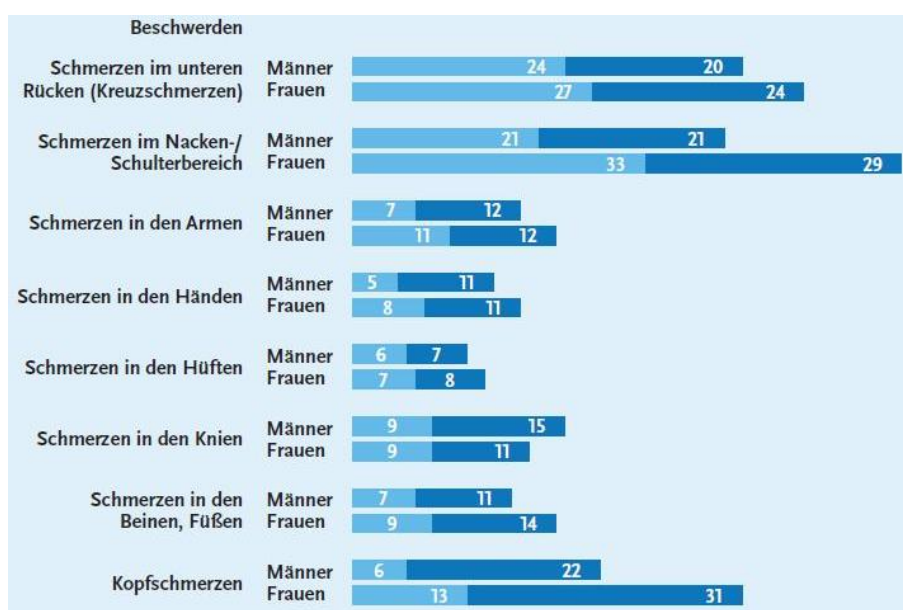


Abbildung 6: Gesundheitliche Beschwerden bei Männern und Frauen – Erwerbstätigenbefragung 2018; hellblau: in den letzten zwölf Monaten in Behandlung; dunkelblau: in den letzten zwölf Monaten nicht in Behandlung (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019a).

Eine durch das Statistische Amt der Europäischen Union innerhalb der EU-Mitgliedsstaaten in den Jahren 1997 und 2007 durchgeführte Studie kam zu dem Ergebnis, dass Muskel-Skelett-Erkrankungen des Rückens, Nackens und der Schultern zu den am häufigsten vorkommenden, schwerwiegendsten Gesundheitsproblemen zählten (Statistical office of the European communities, 2010). 2015 veröffentlichte das amerikanische Department of Labor die Zahlen für nicht-tödliche Arbeitsunfälle und Erkrankungen. Der Median der Anzahl an Arbeitsunfähigkeitstagen aus dem Bereich Muskelskeletterkrankungen lag bei 9 Tagen. Mit einem Median von 23 Tagen überstieg die

Anzahl der Arbeitsunfähigkeitstage, die auf eine arbeitsbedingte Muskelskeletterkrankung der Schulter zurückzuführen war, diese Zahl um mehr als das doppelte (Bureau of Labor Statistics, 2016). Ein Jahr zuvor, 2014, lag der Median der Arbeitsunfähigkeitstage durch Erkrankungen des Schulterapparates bei 26 Tagen. Dies ist mit großem Abstand der längste Abwesenheitszeitraum der auf eine Verletzung eines einzelnen Körperteils bzw. -bereiches zurückzuführen ist (American Society of Biomechanics, 2017). In Kapitel 2.1 konnte bereits gezeigt werden, dass der Ausfall von Arbeitskräften volks- und betriebswirtschaftliche Konsequenzen nach sich zieht und ein direkter Zusammenhang zu den diagnostizierten arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen hergestellt werden kann. Unter den arbeitsbedingten Erkrankungen sind akute und chronische Verletzungen der Schulter für die längsten Ausfallzeiten verantwortlich. Ihrer Vermeidung ist daher die höchste Priorität einzuräumen. Hinzu kommt, dass mit zunehmendem Alter die Widerstandsfähigkeit des Schulterapparates gegenüber Belastungen weiter abnimmt (Bjelle et al., 1979). Bereits entstandene Schäden in Form von Verletzungen besitzen einen Langzeiteffekt, welcher noch Jahre nach dem ursprünglichen Auftreten für Probleme und weitere Beschwerden sorgt (Miranda et al., 2008). Die Erkenntnisse sind vor dem Hintergrund einer Zunahme des Durchschnittsalters der arbeitenden Bevölkerung als besonders kritisch einzustufen.

### 2.3 Arbeitsplatzbezogene physische Risiken

Das Risiko an einer arbeitsplatzbezogenen Muskel-Skelett-Erkrankung zu erleiden, wird mit einigen Risikofaktoren in Verbindungen gebracht, welche sich im Wesentlichen auf die nachfolgend beschriebenen zusammenfassen lassen:

- **Vibrationen:** Vibrierende, in der Hand gehaltene Werkzeuge und Maschinen können zu Durchblutungsstörung der Finger und zur Beschädigungen von Gefäßen und der peripheren Nerven führen (Leclerc et al., 2004).
- **Repetitive Tätigkeiten und hohe Kraftaufwände:** Sich häufig wiederholende Tätigkeiten, nicht zwangsweise in Verbindung mit hohen Kräften, bei den die beanspruchten Gelenk- und Gewebepartien immer in derselben monotonen Art beansprucht werden. Aufgrund der geringen Pausenzeiten zwischen den einzelnen Stimuli hat das beanspruchte Gewebe bei einer Entzündungsreaktion keine Zeit sich zu erholen (Bargende et al., 2017; Harkness et al., 2003; Leclerc et al., 2004). Tätigkeiten bei denen hoher manueller Kraftaufwand geleistet werden muss, insbesondere in Verbindung mit einer erhöhten Wiederholungszahl (Linaker & Walker-Bone, 2015).

- **Unnatürliche oder statische Körperhaltung:** Statische Körperhaltungen vergrößern die Beanspruchung im betroffenen Gewebe des muskuloskelettalen Systems. Damit Muskeln, Kapseln, Gefäße und Bänder ausreichend mit Nährstoffen versorgt werden und um den Abbau von Stoffwechselendprodukten zu ermöglichen, sollten diese wechselnde Lasten tragen sowie regelmäßig entlastet werden (Bridger et al., 2018; Punnett et al., 2000; Sämann, 1970).
- **Hebe- und Tragevorgänge hoher Lasten:** Häufige Hebe- und Tragetätigkeiten führen zu Belastungen des Rückens und der Wirbelsäule, was wiederum zu einem erhöhten Verschleiß der stützenden Strukturen führt. Besonders betroffen sind Wirbel, Ligamente sowie die Bandscheiben (Bureau of Labor Statistics, 2016; Meucci et al., 2015).

Die vorgenannten Belastungsarten sind typische Risikofaktoren für Muskel-Skelett-Erkrankungen, wobei Hebe- und Tragevorgänge, unnatürliche Körperhaltungen und repetitive Tätigkeiten häufiger als größeres Risiko im Vergleich zu Vibrationen angegeben werden (Statistical office of the European communities, 2010).

### 2.4 Schultererkrankungen und assoziierte Risikofaktoren

In der Vergangenheit beschäftigten sich viele Forscher mit der Fragestellung welche Faktoren die Prävalenz einer Muskel-Skelett-Erkrankung des Schulterapparates begünstigen. Aus der Literatur geht hervor, dass sich eine Überlagerung der im Kapitel 2.3 genannten arbeitsbedingten Risikofaktoren zu einem vielfach erhöhten Gesamtrisiko akkumuliert (Andersen et al., 2007). Beispielsweise führt die Kombination aus den drei physischen Belastungsfaktoren (Erhöhter Kraftaufwand, statische ungünstige Überkopfhaltung sowie häufige Repetition) zu einem vierfach erhöhten Risiko an einer Schultererkrankung zu erleiden (Linaker & Walker-Bone, 2015; Miranda et al., 2008). Zu den am häufigsten auftretenden arbeitsbedingten Beschwerden und Erkrankungen des Schulterapparates zählen:

- Bursitis, Instabilität und Arthritis (Bargende et al., 2017)
- Impingement-Syndrom (American Society of Biomechanics, 2017)
- Orthopädische Beschwerden wie der „Tennis-Arm“ oder Tendinitis (Sehnen-scheidenentzündung) bzw. Sehnenan- und -abriss (Bargende et al., 2017)
- Entzündungen und Bildung von Knochenspornen an den Ansatzstellen der Sehnen (Sämann, 1970)

### Definition: Überkopfarbeit



Angelehnt an den Systematisierungsvorschlag von Jenik (1973) bzw. Rohmert und Haider (1979) wird die Überkopfarbeit definiert als:

„[...] die Betätigung mindestens einer Hand oberhalb des zu derselben Körperseite gehörenden Schultergelenkmittelpunktes, der als Kreuzungspunkt der Skelettlinien von Arm und Schultergürtel verstanden wird [...]“ (Bier, 1991).

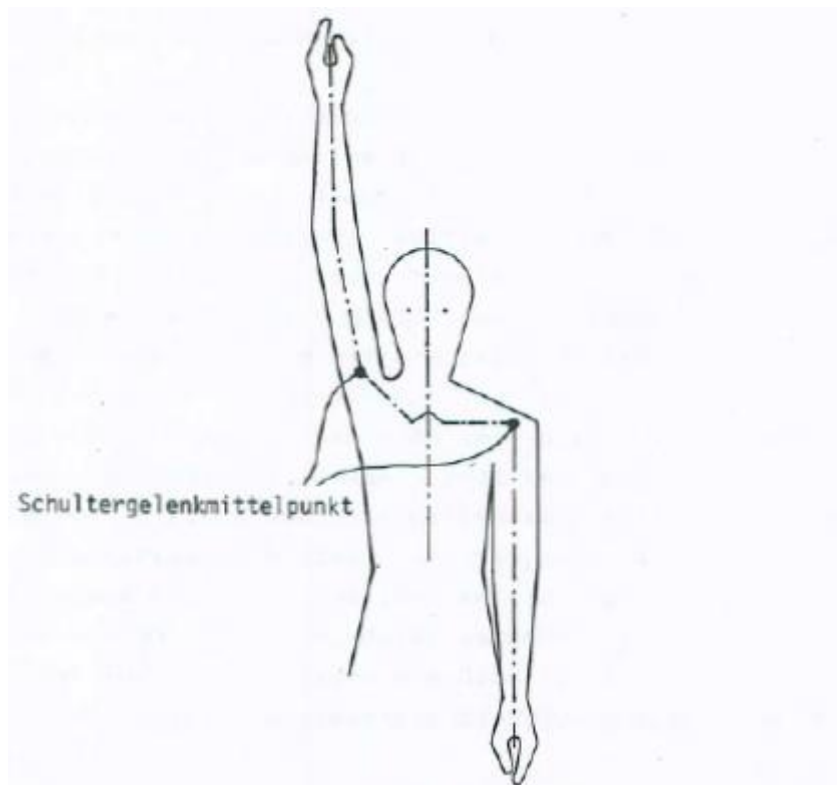


Abbildung 7: Definition Überkopfarbeit (Bier, 1991).

Nachfolgend soll nun ein Zusammenhang zwischen den für Schultererkrankungen assoziierten Risikofaktoren und charakteristischen Arbeitshaltungen bzw. Tätigkeiten aufgezeigt werden.

#### 2.4.1 Erhöhte Schulterflexion

Svendsen et al. (2004a) führten zwischen August 1999 und Februar 2000 einen Querschnittsstudie unter 1886 männlichen Mitarbeitenden dreier Professionen (Schlosser, KFZ-Mechaniker und Maler) in 258 ausgewählten Betrieben in Dänemark durch. Jede zusätzliche Stunde täglicher Arbeitstätigkeit mit erhöhter Schulterausslenkung ( $> 60^\circ$ )

und > 90° Schulterflexion) korrelierte stark mit einer klinisch nachgewiesenen Schultererkrankung. Keinen Unterschied konnten die Forscher zwischen den beiden Stufen der Schulterauslenkung feststellen. In einer Folgestudie untersuchten Svendsen et al. (2004b) eine Teilmenge der ursprünglichen Probandenschar (Nur Rechtshänder, Altersspanne 40 - 50 Jahre und weniger als zehn Jahre Arbeitserfahrung) hinsichtlich dem Zusammenhang zwischen erhöhter Schulterauslenkungen und Erkrankungen der Schulterrotatorenmanschette. Tätigkeiten, bei denen mit den Händen oberhalb der Schulter gearbeitet werden musste, korrelierten stark mit einer durch Magnetresonanztomographie nachgewiesenen Entzündung der Ansätze des Supraspinatusmuskels. In einer zweijährigen Querschnittsstudie unter 1081 neu eingestellten Mitarbeitenden, zwölf unterschiedlicher Betriebe, fand die Forschungsgruppe um Harkness et al. (2003) heraus, dass das Arbeiten oberhalb des Schulterniveaus ein Risiko für die Entwicklung von Schulterschmerzen darstellte.

### **2.4.2 Statische Haltungen, Tätigkeiten oberhalb des Schulterniveaus, Repetition und Einsatz von Werkzeugen**

Hagberg und Wegman (1987) werteten die Ergebnisse von 21 veröffentlichten epidemiologischen Studien, durchgeführt zwischen 1966 und 1986, hinsichtlich der Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankungen der Schulter und des Nackens aus. Sie berichteten, dass Industriearbeiter, die oberhalb des Schulterlevels arbeiteten, eine bis zu vierfach erhöhte Wahrscheinlichkeit besaßen, an einer Erkrankung des Schulterapparates zu erleiden, im Vergleich zu jenen die unterhalb des Schulterlevels arbeiteten. Sie kamen zum Schluss, dass repetitive Kontraktionen, statische Muskelarbeit und Überkopfarbeit erhebliche Risikofaktoren darstellten. Linaker und Walker-Bone (2015) bestätigten in ihrer Studie, dass Schultererkrankungen mit Arbeiten im Überschulterbereich, insbesondere in Verbindung mit erhöhten Lasten sowie häufigen Repetitionen, vermehrt auftraten und folglich gewisse Berufsgruppen einem erhöhten Risiko ausgesetzt seien. Punnet et al. (2000) führten 1999 eine fallbezogene Feldstudie in einer Automobilfabrik durch, deren Ziel es war, das Risiko an einer Schultererkrankung zu erleiden, mit unnatürlichen Arbeitshaltungen zu verknüpfen. Über einen Zeitraum von zehn Monaten wurden die Daten aus den vier größten Produktionsbereichen (Presswerk, Karosseriebau, Lackiererei und Montage) erhoben. 79 Fälle einer Schultererkrankung wurden einer 124 Teilnehmern starken Kontrollgruppe gegenübergestellt. Punnet et al. kamen zum Ergebnis, dass eine starke Flexion des Schultergelenks in statischer Haltungen sowie dynamische Bewegungen in Kombination mit dem Einsatz von Werkzeugen zu einer erhöhten Prävalenz von medizinisch diagnostizierten Schulterverletzungen und -erkrankungen führe (Punnett et al., 2000). Leclerc et al. (2004) untersuchten in einer Feldstudie zwischen 1993 und 1994 sowie erneut drei

## Muskel-Skelett-Erkrankungen in der Industrie

---

Jahre später den Zusammenhang zwischen Schulterschmerzen und arbeitsbedingter Faktoren von 598 Mitarbeitenden unterschiedlicher Branchen – darunter produktives Gewerbe, Bekleidungs-, Nahrungsmittel und Verpackungsindustrie sowie Angestellte im Einzelhandel – welche repetitive Tätigkeiten ausführten. Das Ergebnis der Studie war, dass die häufige Verwendung von Werkzeugen, repetitive Tätigkeiten mit erhöhtem Kraftaufwand und Tätigkeiten oberhalb des Schulterlevels auch in Kombination mit einem oder beiden vorgenannten Faktoren ein bedeutsames Risiko darstellten (Leclerc et al., 2004).

### 2.4.3 Zusammenfassung und weitere Risikofaktoren

Die Literaturstudie von van Rijn et al. (2010), welche 14 Querschnittsstudien, eine Fallkontrollstudie und zwei Kohortenstudien umfasste, ergab eine Zusammenfassung von Risikofaktoren, welche zu einer Muskel-Skelett-Erkrankungen der Schulter führen können. Darunter fallen:

- Kräfte > 10 % der Maximalkraft
- Repetitive Tätigkeiten der Schulter  $\geq$  2 Stunden/Tag
- Schulterflexion > 90° bzw. Tätigkeiten oberhalb der Schulter  $\geq$  1 Stunde/Tag

Weitere, über die Literaturlandschaft hinweg nicht omnipräsente Risikofaktoren, die die Entstehung einer Schultererkrankung begünstigen, sind monotone, langweilige Tätigkeiten (Harkness et al., 2003). Ein geringerer Bildungsgrad, der mit einer ungesunden Lebensweise in Verbindung gebracht wird und ein häufig damit in Zusammenhang stehender erhöhter Body-Maß-Index (BMI) > 30 werden mit einem erhöhten Risiko assoziiert (Andersen et al., 2007). Nordander et al. (2016) wiesen in einer Metastudie nach, dass Schultererkrankungen mit erhöhten Bewegungsgeschwindigkeiten des Kopfes bzw. Oberarmes sowie einer erhöhten Muskelaktivierung des Trapezmuskels in Verbindung gebracht werden können. Weitere Studien wiesen eine positive Korrelation zwischen dem Auftreten von Muskel-Skelett-Erkrankungen der Schulter und der Beschäftigungsdauer am Arbeitsplatz sowie fortgeschrittenem Alter nach, wobei beide Faktoren wiederum untereinander korrelierten (Bjelle et al., 1979; Hussain, 2004; Leclerc et al., 2004).

### 2.4.4 Zusammenhang zwischen Risikofaktoren sowie Arbeitshaltungen und Tätigkeiten in der Automobilindustrie

Das Kapitel abschließend, soll nun der Zusammenhang zwischen mindestens einem oder mehreren der vorgenannten Risikofaktoren, welche zu einer Prävalenz von Muskel-Skelett-Erkrankung der Schulter führen können sowie den charakteristischen Arbeitshaltungen und Tätigkeiten im produzierenden Gewerbe und somit auch in der Automobilbranche gezeigt werden. In der Literatur wurde dieser Zusammenhang bereits hinreichend beschrieben. So wiesen Punnet et al. (2000) in ihrer Feldstudie in einer Automobilfabrik nach, dass für einen Großteil der von Schultererkrankungen betroffenen Mitarbeitenden während ihrer täglichen Arbeit starke Schultergelenksauslenkungen größer 90° in Verbindung mit statischer Muskelarbeit und dem Einsatz von Werkzeugen notwendig waren. Symptome von Muskel-Skelett-Erkrankungen, welche mitunter am häufigsten im Bereich des Nackens und der Schulter auftraten, berichtete Hussain (2004) für Mitarbeitende in seiner Studie im Umfeld eines LKW-Montagebetriebes. Neben Job-Rotation und Automatisierung empfahl er die Reduktion von Überkopfarbeit. Dass Erkrankungen des Nackens und der Schulter besonders häufig bei Mitarbeitenden in der Automobilindustrie auftraten, wurde durch weitere Studien belegt (Muramatsu et al., 2011; Nurhayati et al., 2014).

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Arbeitsbedingte Muskelskeletterkrankungen sind im Wesentlichen auf vier Faktoren oder auf eine Kombination dieser zurückzuführen: Vibrationen, repetitive Tätigkeiten und hohe Kraftaufwände, unnatürliche oder statische Körperhaltungen, Hebe- und Tragevorgänge hoher Lasten.
- Häufige Überkopfarbeit, insbesondere bei statischer Haltung, erhöht das Risiko an einer Erkrankung des Schultergürtels und/oder des Nackens zu erleiden um ein Vielfaches.
- Erkrankungen der Schulter führen zu den längsten Arbeitsunfähigkeitszeiträumen aller arbeitsbedingter Muskelskeletterkrankungen.
- Mitarbeitende in der Automobil- und Nutzfahrzeugindustrie sind besonders häufig von Erkrankungen der Schulter betroffen, da vermehrt Arbeitsplätze zu finden sind, an denen eine erhöhte Exposition gegenüber den assoziierten Risikofaktoren besteht.

### 3 Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung

Bereits dargelegt wurde der Zusammenhang zwischen physisch belastende Arbeitssituationen und einer erhöhten Prävalenz von kostspieligen Muskel-Skelett-Erkrankungen, insbesondere der Schulter, der den Bedarf zur Verbesserung der ergonomischen Situation am Arbeitsplatz bereits rechtfertigen würde. Unternehmen versuchen nicht nur aus wirtschaftlichen Gründen ihre Arbeitsplätze kontinuierlich zu verbessern. Auch der Gesetzgeber zwingt Unternehmen über das Arbeitsschutzgesetz sich mit der Arbeitssicherheit und Ergonomie wiederkehrend auseinanderzusetzen.

#### 3.1 Das Arbeitsschutzgesetz

*„Dieses Gesetz dient dazu, Sicherheit und Gesundheitsschutz der Beschäftigten bei der Arbeit durch Maßnahmen des Arbeitsschutzes zu sichern und zu verbessern [...]“*

- §1, Arbeitsschutzgesetz (ArbSchG)

... heißt es in der Zielsetzung in §1 des Arbeitsschutzgesetzes (Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, 1996). Dabei gibt die EU-Richtlinie 89/391/EWG den Rahmen für den vom Arbeitgeber minimal einzuhaltenden Sicherheits- und Gesundheitsschutz vor. So wird er in den Paragraphen §5 und §6 der Richtlinie dazu „[...] verpflichtet, für die Sicherheit und den Gesundheitsschutz der Arbeitnehmer in Bezug auf alle Aspekte, die die Arbeit betreffen, zu sorgen [...]“ und die „[...] erforderlichen Maßnahmen, einschließlich der Maßnahmen zur Verhütung berufsbedingter Gefahren, zur Information und zur Unterweisung sowie der Bereitstellung einer geeigneten Organisation und der erforderlichen Mittel“ zu ergreifen (Europäische Gemeinschaft (EG), 1994). In Deutschland wurde die EG-Richtlinie über das Arbeitsschutzgesetz in nationales Recht überführt. In den Paragraphen §3, §4 und §5 wird festgelegt, dass der Arbeitgeber für die Gesundheit seiner Mitarbeitenden verantwortlich ist und dass Maßnahmen, die zur Verbesserung des Arbeitsschutzes beitragen, verpflichtend durchzuführen sind, wobei hier insbesondere der Stand der Technik wiederholend hinterfragt werden muss. Paragraph §6 regelt dass der Arbeitgeber die Beurteilung der Gefährdungen zu dokumentieren hat (Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz, 1996). Die systematische Gefährdungsbeurteilung dient dazu die Aufmerksamkeit des Arbeitgebers sowie des Arbeitnehmers auf potenzielle Gefahren zu lenken, um diese möglichst frühzeitig zu beseitigen und so den Mitarbeitenden möglichst gut zu schützen. Nach einer Identifikation und Bewertung der Gefährdungen ist



## Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung

der Arbeitgeber aufgefordert geeignete Maßnahmen – angepasst an den Grad der Gefährdung – zu definieren und umzusetzen. Diese gliedern sich nach Reichweite und Komplexität ihrer Realisierung. Nach dem sog. *STOP-Prinzip* lassen sich Maßnahmen als Reaktion auf identifizierte Gefährdungen in vier Kategorien einordnen:

1. **Substitution:** Gefahrenquelle beseitigen oder ersetzen
2. **Technische Maßnahmen:** Gefahrenquelle entschärfen
3. **Organisatorische Maßnahmen:** Aufenthalt in der Nähe der Gefahrenquelle beschränken oder verbieten
4. **Persönliche Schutzausrüstung:** z.B. Tragen von Gehörschutz

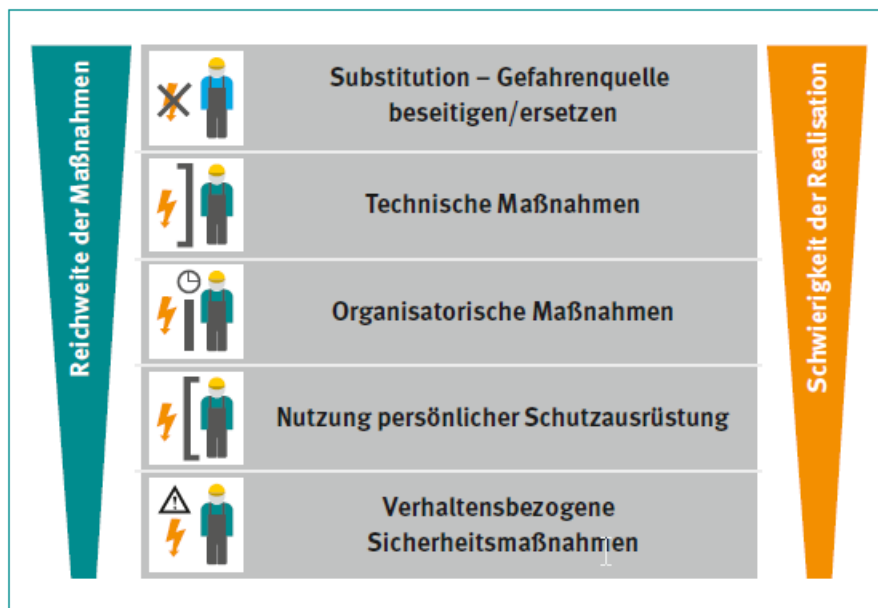


Abbildung 8: Rangfolge der Schutzmaßnahmen nach dem *STOP-Prinzip* (Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse, 2016)

Den Vorgaben des Arbeitsschutzgesetzes und dem *STOP-Prinzip* folgend, sollten in erster Linie Gefährdungsursachen direkt am Ort der Entstehung eingedämmt oder eliminiert werden. Kann eine Substitution (1) nicht erfolgen, müssen weiterführende technische (2) oder organisatorische (3) Maßnahmen betrachtet werden. Kann keine der vorgenannten Maßnahmen angewandt werden, so ist der Mitarbeitende mit entsprechender Schutzausrüstung (4) auszustatten (Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse, 2016).

### 3.2 Exoskelette als Lösungsansatz

Exoskelette können als Maßnahme zur Verbesserung des Arbeitsschutzes verstanden werden, die potenziell an Arbeitsplätzen eingesetzt werden, die aufgrund ihrer Spezifik – das kann z.B. die Zugänglichkeit zum Arbeitsbereich oder die Art des Arbeitsmittels bzw. des Arbeitsgegenstandes sein – weder durch technische Hilfsmittel noch durch organisatorische Maßnahmen verbessert werden können. Ihr Zweck ist die Entlastung des Muskel-Skelett-Systems bei bestimmten Tätigkeiten, z.B. beim Heben schwerer Lasten oder bei Arbeiten in Zwangshaltung (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), 02/2018). Als körpergetragene Assistenzsysteme werden Exoskelette als personengebundene Maßnahme gewertet, weshalb sie an letzter Stelle in der Hierarchie der Schutzmaßnahmen stehen (Berufsgenossenschaft Holz und Metall, 2017).

*„Exoskelette, Maschinen zum Anziehen, verlassen die Welt der Science-Fiction und werden mehr und mehr Teil unseres Alltags.“*

- Gavin Barnes, Lockheed Martin

Das Wort *Exoskelett* kommt aus dem Altgriechischen. Während *exo* so viel wie *außen* bedeutet, bezeichnet *skeletós* den *ausgetrockneten Körper*. Zusammengesetzt und frei übersetzt bezeichnet der Begriff *Exoskelett* die *äußere Stützstruktur*, welche neben dem Endo- und dem Hydroskelett die dritte Skelettform von Organismen bildet (Koecke, 1982). Neu definiert wird der Begriff hinsichtlich der Verwendung als eine durch den Menschen getragene, äußere Stützstruktur. Als Teilgebiet der Robotik, welche aus ergonomischer Sicht eigentlich das Ziel verfolgt den Menschen an Arbeitsplätzen mit hohen Belastungen vollständig zu ersetzen, stellen Exoskelette einen Sonderfall dar. Sie sollen den Träger nicht ersetzen, sondern ihn bei stark belastenden Tätigkeiten möglichst gut unterstützen (Kohlhauf, 2018). Exoskelette können als mechanische Geräte definiert werden, die in ihrer Natur anthropomorph sind, vom Nutzer an den Körper angepasst getragen werden und sich mit den Bewegungen des Trägers im Einklang befinden (Herr, 2009). Nach Rosen et al. (2001) können Exoskelette auch als eine Form der Mensch-Roboter-Kollaboration verstanden werden, bei der durch physischen Kontakt ein direkter Austausch von mechanischer Leistung und Informationssignalen erfolgt.

Eine Möglichkeit der Differenzierung von Exoskeletten ist die nach ihrem Anwendungsfeld. Drei große Felder lassen sich typischerweise unterscheiden: Industrie, Militär und die Rehabilitation (Gopura & Kiguchi, 2009). Beispiele für militärische Anwendungszwecke finden sich bei Zoss et al. (2006) und Yang et al. (2008), während Lo und Xie (2012) eine Übersicht über die Verwendung zu medizinischen Zwecken bzw. für die

## Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung

---

Rehabilitation aufbereitet haben. Die Anwendungsfelder Militär und Rehabilitation werden nachfolgend nicht weiter vertieft, da der Fokus dieser Arbeit auf dem industriellen Einsatz liegt.

Industrielle Exoskelette verstehen sich als Assistenzsysteme (Schlick, 2015) bzw. Systeme zur Unterstützung am Arbeitsplatz während körperlich anstrengender Tätigkeiten (Looze et al., 2016). Ihr Ziel ist es die Arbeitsbedingungen zu verbessern (Hensel & Keil, 2018), um so die Gesundheit der Mitarbeitenden zu erhalten (Spada et al., 2017). Nach der Differenzierung in die verschiedenen Anwendungsfelder, kann eine weitere Untergliederung nach den unterstützten Körperregionen sinnvoll sein. Es existieren Geräte zur Unterstützung der unteren Gliedmaßen für Trage oder Stehtätigkeiten. Überkopf-Exoskelette entlasten den Schultergürtel und die Oberarme bei Überkopfarbeit. Wieder andere Geräte unterstützen die Hüfte und entlasten den Träger während der Lasthandhabung oder bei Zwangshaltungen, z.B. in vorgebeugter, statischer Haltung (Looze et al., 2016). Auch hinsichtlich des Wirkmechanismus bzw. der Bauart können die Geräte eingeteilt werden. Die Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM) unterteilt Exoskelette einerseits nach dem Wirkmechanismus bzw. der Bauart, *aktiv* oder *passiv* (vgl. Tabelle 1) und andererseits nach ihrer Systemkomplexität (Berufsgenossenschaft Holz und Metall, 2017). Aktive Exoskelette verfügen über eine externen Energiespeicher und verfügen meist über elektrisch betriebene Aktoren (Kohlhauf, 2018). Passive Systeme verwenden dagegen konservative Energiespeicher, häufig mechanische wie z.B. Federsysteme, um die durch zuvor aufgebrauchte Muskelkraft gespeicherte Energie im geeigneten Moment wieder abzugeben. Exoskelette gelten als körpergetragene Assistenzsysteme, die als personengebundene Schutzmaßnahme an bereits existierenden, nicht ergonomischen Arbeitsplätzen, mit hoher Belastungsexposition eingesetzt werden können. Ohne den Arbeitsprozess grundlegend zu beeinträchtigen (Bargende et al., 2017), haben sie das Potenzial Lastspitzen zu reduzieren (Sylla et al., 2014), um so die Faktoren, die eine Entstehung von Muskel-Skelett-Erkrankungen begünstigen, positiv zu beeinflussen (Looze et al., 2016).

## Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung

Tabelle 1: Klassifizierung von Exoskeletten nach BGHM Schema

Aktive Exoskelette		Passive Exoskelette
komplexe Exoskelette	mittelkomplexe Exoskelette	geringkomplexe Exoskelette
<ul style="list-style-type: none"> <li>• aktive mechatronische Unterstützung der Nutzenden bei kombinierten physischen Belastungsfaktoren, z. B. bei Körperbewegung/-haltung und Körperkräften</li> <li>• Stromversorgung notwendig</li> <li>• meist modular aufgebaut und erweiterbar</li> <li>• Unterstützung mehrerer Körperregionen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• aktive mechatronische Unterstützung der Nutzenden bei einzelnen physischen Belastungsfaktoren, z.B. nur bei Körperbewegung/-haltung oder Körperkräften</li> <li>• Stromversorgung notwendig</li> <li>• Unterstützung einzelner Körperregionen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• passive mechanische Unterstützung der Nutzenden bei Körperbewegung/-haltung</li> <li>• keine Stromversorgung notwendig</li> <li>• Unterstützung einzelner Körperregionen</li> </ul>

In Kapitel 2 wurden Auswirkungen und Folgen von MSE dargelegt. Es wurde aufgezeigt, dass Erkrankungen des Schulterapparates zu den schwerwiegendsten und kostspieligsten aller arbeitsbedingter Verletzungen und Erkrankungen führen, wodurch sich hier der größte Handlungsdruck ergibt. Als personengebundene Maßnahmen können Exoskelette eine flexible Alternative zu investitionsintensiven technischen Maßnahmen (wie etwa Hebehilfen oder Schwenkmontagevorrichtungen) darstellen (Butler & Gillette, 2019). Passive Systeme besitzen dabei charakteristischen Eigenschaften, die sie für einen Einsatz im Produktionsumfeld besser geeignet erscheinen lassen. Gegenüber aktiven Systemen unterscheiden sie sich im Wesentlichen durch:

- eine universellere und flexiblere Einsetzbarkeit (Butler, 2016)
- einen höheren Produktreifegrad (Dahmen et al., 2018; Hensel & Keil, 2018)
- geringeres Gewicht (Spada et al., 2017)
- geringere Investitionskosten (Butler & Gillette, 2019)
- einfachere Bedienbarkeit (Keine Bedienelemente am System) (Spada et al., 2017)

Darüber hinaus besteht bei aktiven Systemen die Gefahr einer Verletzung durch eine nicht bestimmungsgemäße mechanische Einwirkung im Falle einer Fehlfunktion bzw. Fehlbedienung des Systems (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), 02/2018). Aufgrund der besseren Integrationsfähigkeit in das Produktionssystem liegt der Fokus dieser Arbeit auf passiven Überkopf-Exoskeletten.

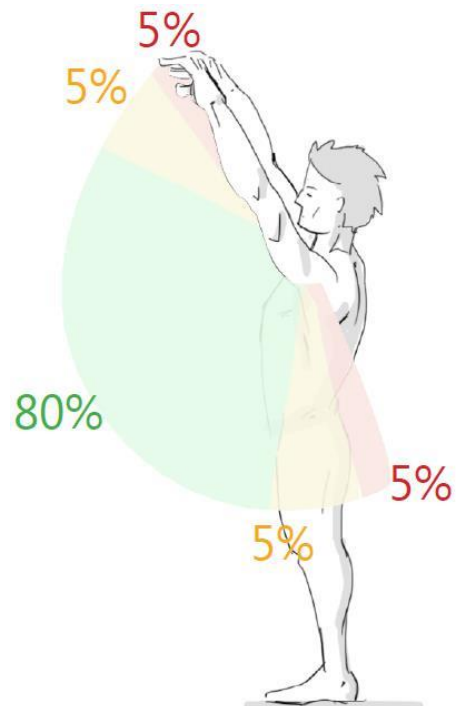


Abbildung 9: Passives Überkopf-Exoskelett in der Automobilmontage (links); idealisierte Unterstützungsbereiche von Überkopf-Exoskeletten, grün: optimal, gelb: eingeschränkt, rot: keine Unterstützung (SkelEx, 2017)

Passive Überkopf-Exoskelette unterstützen den Träger während Tätigkeiten mit flektierten, d.h. erhobenen Armen. Die Gewichtskraft der Arme sowie ggf. zusätzliches Gewicht durch Werkzeuge oder zu verbauendes Material erzeugen ein Drehmoment um die Schulter. Das Drehmoment wird durch die Muskeln des Schultergürtels mehr oder minder kompensiert, wodurch die Arme angehoben, statisch in ihrer Stellung verbleiben oder gesenkt werden. Die sinusförmige Drehmomentkurve um die Schulter ist in Neutralstellung ( $0^\circ$  Schultergelenksflexion) null. Beim Anheben der Arme steigt das Moment an, erreicht sein Maximum bei  $90^\circ$  Schultergelenksflexion und nimmt danach wieder im selben Sinne ab. Überkopf-Exoskelette können mit dem Funktionsprinzip eines Wanderrucksackes verglichen werden. Der Kraftfluss, erzeugt durch das Gewicht des Rucksackes, der normalerweise über die Schultergurte in den oberen Rücken bzw. die Schultern eingeleitet wird, wird umgeleitet und über die tragende Struktur des Rucksackes per Beckengurt in die Hüfte eingeleitet. Bei Überkopf-Exoskeletten geschieht im Grunde genommen dasselbe. Neben dem Eigengewicht wird zusätzlich das Gewicht der Arme, die in der Regel in Armschalen liegen, aufgenommen, und der Kraftfluss verläuft anstelle durch die Schultern über die stützende Struktur des Exoskelettes (meist) entlang des Rückens und wird dort analog über einen Beckengurt in die Hüfte wieder eingeleitet. Die Armschalen erzeugen über eine Hebelkonstruktion eine dem Armgewicht entgegengesetzte Kraft, die die Gewichtskraft sinusförmig invers

ausgleicht. Nach dem Anlegen des Gerätes wird die Gewichtskraft der Arme genutzt, um den passiven Energiespeicher aufzuladen (z.B. Vorspannen eines Expanders oder einer Feder). Beim Anheben der Arme wird die gespeicherte Energie wieder freigegeben (Kohlhauf, 2018). Passive Überkopf-Exoskelette dirigieren also den Kraftfluss von überbeanspruchten Körperteilen weg – das sind im vorliegenden Fall die Schultern – hin zu Körperteilen, die den Belastungen besser standhalten können – das ist im vorliegenden Fall das Becken. Ist die Kraftunterstützung auf die charakteristischen anthropometrischen Eigenschaften des Trägers korrekt eingestellt, ergibt sich ein quasi-statisches Gleichgewicht für die Arme. Die Funktionsweise von passiven Überkopf-Exoskeletten kann auch bei Hensel und Keil (2018) sowie Dahmen und Hefferle (2018) nachgelesen werden.

### 3.3 Bewertungsverfahren zur Erfassung von Belastungen am Arbeitsplatz

Die vorangegangenen Kapitel haben gezeigt, dass ein Bedarf an körpergetragenen Assistenzsystemen für die Unterstützung während Überkopftätigkeiten existiert. Für eine erfolgreiche Industrialisierung ist die Überprüfung der Unterstützungssysteme hinsichtlich eines ergonomischen Mehrwertes unabdingbar.

Für die innerbetriebliche Ableitung von Optimierungspotenzialen sowie der Auswahl und Steuerung von Maßnahmen verwenden Industrieunternehmen ergonomische Bewertungsverfahren. Die praxisorientierten Belastungsbewertungsverfahren werden als *Screening-Verfahren* bezeichnet und zeichnen sich durch eine kurze Einstufungsdauer sowie eine nachvollziehbare Ergebnisdarstellung aus. Insbesondere in Unternehmen der Automobil- und Zulieferindustrie aber auch in anderen metallverarbeitenden Betrieben sind die Verfahren etabliert. Ihr Ziel ist es, die Belastungen am Arbeitsplatz zu erfassen, dokumentieren und bewerten sowie anschließend geeignete Maßnahmen zur Verbesserung des Arbeitsschutzes abzuleiten (Schlick et al., 2010). In Form standardisierter Verfahren existiert eine Reihe von Methoden, die für systematische Bewertung der ergonomischen Situation an Arbeitsplätzen entwickelt wurde. Darunter fällt beispielsweise das Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS), (Schaub et al., 2013) oder die Leitmerkmal Methode (LMM), (Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), 2019b). Eine gute Übersicht der unterschiedlichen Verfahren findet sich in der Arbeit von Takala et al. (2010), in der Methoden zur Bewertung von Arbeitssituationen im arbeitswissenschaftlichen Kontext beginnend ab dem Jahre 1965 bis 2008 systematisch zusammengefasst und analysiert wurden.

## Arbeitsschutzbedarf und die Probleme einer Lösung

---

Die praxisorientierten Screening-Verfahren besitzen den Nachteil, dass die Ergebnisse durch den Bewertenden subjektiv beeinflusst sind (Schlick et al., 2010). Die Verfahren verzichten bei der Bewertung darüber hinaus auf den Einbezug der arbeitenden Person. Die Komponente der individuellen Beanspruchungsänderung beim Tragen von Exoskeletten wird daher nicht oder nur eingeschränkt bewertet, weshalb die eingesetzten Verfahren zur Evaluation von körpergetragenen Assistenzsysteme nicht geeignet sind (Knott, 2017). Bei der theoretischen Anwendung verschiedener gängiger Screening-Verfahren zur Bewertung eines mit einem Exoskelett ausgestatteten Arbeitsplatzes bestätigten Dahmen und Hefferle (2018) diesen Umstand und empfahlen ebenso wie Weston et al. (2018) die Entwicklung eines holistischen Bewertungsverfahrens.

### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Neben ökonomischen Gründen verlangt der Gesetzgeber die kontinuierliche Überprüfung und Verbesserung von Arbeitsplätzen.
- Exoskelette gelten als personengebundene Maßnahme, die das Potenzial haben, Mitarbeitende am Arbeitsplatz gezielt zu entlasten.
- In der Industrie etablierte Screening-Verfahren quantifizieren Belastungen an Arbeitsplätzen und steuern die innerbetrieblichen Optimierungsmaßnahmen. Sie vernachlässigen die individuelle Beanspruchungskomponente und sind daher für die ergonomische Evaluation von Exoskeletten nur eingeschränkt geeignet.

## 4 Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

Um die Beurteilung der Auswirkungen von Überkopf-Exoskeletten auf die Physiologie des Trägers und darauf basierend eine ergonomische Beurteilung ebendieser zu ermöglichen, ist das Verständnis einiger grundlegender Prinzipien und Begriffe aus der Arbeitswissenschaft erforderlich. Nachfolgend werden die Grundprinzipien von Belastung und Beanspruchung, die Definition und die Unterschiede von statischer und dynamischer Arbeitsform sowie wie diese analysiert und quantifiziert werden kann, beschrieben.

### 4.1 Belastungs- und Beanspruchungskonzept

Einer der bekanntesten Ansätze zur systematischen Analyse von Arbeitsprozessen stellt das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (BBK) dar, welches durch Walter Rohmert (1984) entwickelt wurde. Das BBK bildet einen theoretischen Rahmen für die Analyse von Ursache und Wirkung in definierten Arbeitssituationen bzw. abgegrenzten Arbeitssystemen. Außerdem liefert es eine Erklärung für die unterschiedlichen Reaktionen von Menschen bei äußerlich gleichscheinenden Arbeitsbedingungen (Schlick et al., 2010). Das erstmals 1984 vorgestellte Konzept bedient sich ihrer Begrifflichkeit aus der Mechanik. Die *äußere* Belastung, u.a. von außen einwirkende Kräfte, führt je nach unterschiedlicher *innerer* Ausprägung eines Körpers, d.h. dessen Eigenschaften, zu unterschiedlichen Beanspruchungsreaktionen. Dargestellt in Abbildung 10, führt dies am Beispiel unterschiedlich dicker Werkstoffe zu einer sich unterscheidenden Durchbiegung bei derselben äußeren Last (Roßbach et al., 2007). Der aus der Mechanik bekannte Zusammenhang wurde auf das System Mensch übertragen. Das BBK versteht unter der Belastung die äußeren Gegebenheiten einer Arbeitssituation (z.B. Aufgabe, Kräfte, Ausführungsbedingungen, Zeitdruck etc.), während unter Beanspruchung die individuelle Reaktion (z.B. physiologische Parameter) der betrachteten Person verstanden wird (Schlick et al., 2010).



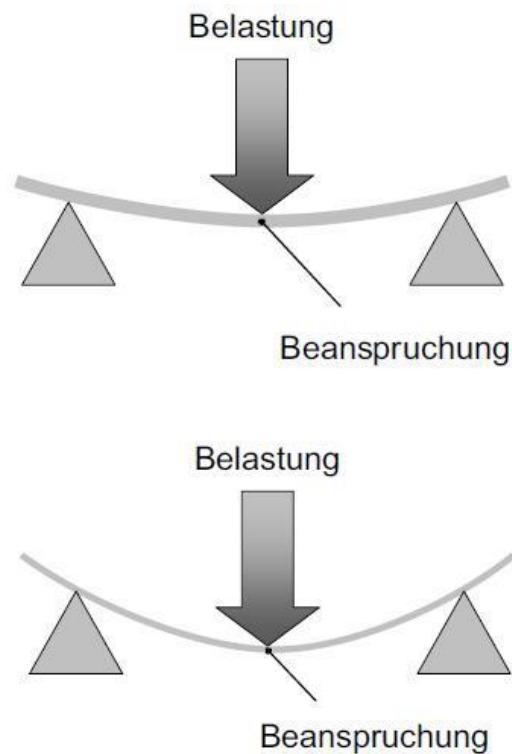


Abbildung 10: Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (Roßbach et al., 2007) nach (Rohmert, 1984)

Genormt ist die Begriffsdefinition in der DIN 33400, wobei hier insbesondere zwischen Ursache – das ist die Belastung – und Wirkung – das ist die Beanspruchung – unterschieden wird (DIN Deutsches Institut für Normung e.V., 2016).



Abbildung 11: Das BBK übertragen auf das System Mensch (Schlick et al., 2010) nach (Lehmann et al., 1983)

Als Analysekonzept bietet die Belastungs-Beanspruchungs-Betrachtung die Möglichkeit der Interpretation vorliegender Tätigkeitsbedingungen. Die Nutzung von Belastungs-Beanspruchungs-Beziehungen im Rahmen eines Messkonzeptes erlaubt die gezielte Untersuchung der Wirkung definierter Tätigkeitsbedingungen auf den Menschen (Roßbach et al., 2007).

Mit Fokus auf die industrielle Überkopfarbeit kann als Belastung eine Tätigkeit im produzierenden Bereich verstanden werden, in der zwangsweise ein Arbeitsvorgang in Überkopfhaltung ausgeführt werden muss. Objektiv lässt sich die Belastung einer solchen Tätigkeit durch die eingenommene Haltung (z.B. Schulterflexionswinkel), das Eigengewicht (z.B. der Arme) und ggf. ein Zusatzgewicht (z.B. Werkzeug) definieren. Die Ausführung, d.h. Länge der Tätigkeit und die Anzahl der Repetitionen, ist ebenfalls eine objektiv messbare Belastung am Arbeitsplatz. Hinsichtlich der Nutzung von Unterstützungssystemen bzw. Exoskeletten erweist sich die Auslegung der Schnittstelle zwischen Belastung und Beanspruchung allerdings als große Herausforderung (Knott, 2017), da die Grenzen verschwimmen. Einerseits stellen Exoskelette bspw. durch ihr Eigengewicht eine Belastung dar, andererseits unterstützen die körpergetragenen Systeme den Nutzer unterschiedlich in seinen individuellen Eigenschaften und Fähigkeiten und haben damit per Definition des BBK einen Einfluss auf die Beanspruchung.

### **4.2 Statische und dynamische Muskelarbeit**

Die zwei unabhängigen, den Zustand eines Muskels beschreibenden Größen sind seine Länge und seine durch die Kontraktion hervorgerufene Kraft. Je nachdem, wie sich diese beiden Zustandsgrößen zueinander verhalten, werden die Arbeitsformen der Muskulatur unterschieden. Erfolgt eine Muskelkontraktion, die eine Längenänderung zur Folge hat, ist diese als dynamische Muskelarbeit definiert (Hettinger et al., 1989), welche häufiger bei körperlich abwechslungsreicheren Tätigkeiten vorkommt (Sämann, 1970). Bei dynamisch arbeitenden Muskeln liegt ein steter Wechsel zwischen Kontraktion und Erschlaffung vor. Die so entstehende Pumpwirkung begünstigt die Versorgung mit nähr- und sauerstoffreichem Blut und fördert gleichzeitig den Abtransport von Stoffwechselendprodukten. Dynamische Muskelarbeit wird weiter in die zwei Kontraktionsarten auxotonisch und isotonisch unterteilt (Schlick et al., 2010). Während ersterer ändert sich die ausgeübte Kraft des Muskels mit seiner Länge. Bei letzterer bleibt die Kraft trotz Längenänderung konstant. Liegt eine isometrische Kontraktion vor, so ändert sich die Länge des Muskels nicht. Ergo ergibt sich auch keine Bewegung und man spricht von statischer Muskelarbeit, welche für die Haltearbeit entscheidend ist (Schmidtke, 1989). Der Muskel hält gegenüber einer äußeren Gegenkraft das Gleichgewicht. Im physikalischen Sinne, dem Produkt aus Kraft mal Weg, wird keine Arbeit geleistet. Dennoch verbraucht der Muskel Energie, welche als Produkt aus Kraft mal Zeit zu verstehen ist (Rohmert & Laurig, 1975; Rohmert, 1960; Sämann, 1970). In diesem Sinne bedeutet statische Muskelarbeit nicht, dass die Kraft konstant sein muss, sie kann durchaus auch variieren (Schlick et al., 2010). Die unterschiedlichen Arbeitsformen sind in Abbildung 12 dargestellt.

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

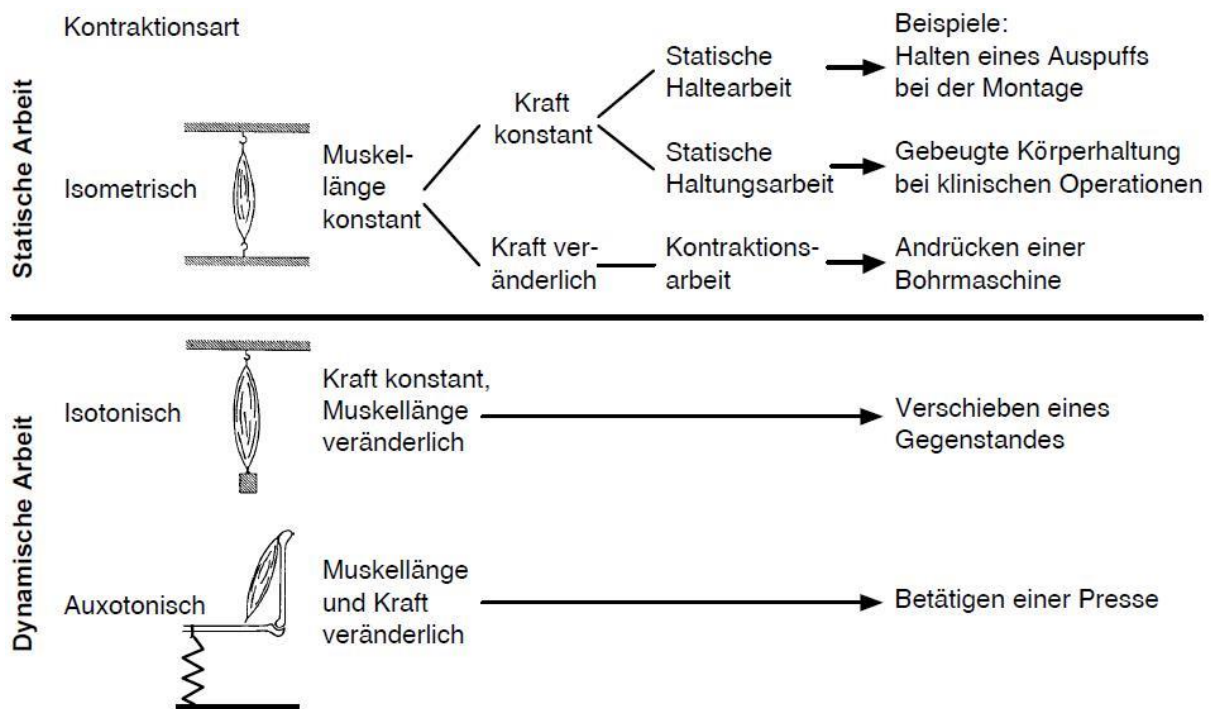


Abbildung 12: Muskelarbeitsformen- bzw. Kontraktionsarten (Luczak, 1998)

Statische (Halte-)Arbeit wird im Allgemeinen als anstrengender und ermüdender wahrgenommen als das dynamische Pendant derselben Muskulatur, bei der die gleiche Energiemenge umgesetzt wird (Rohmert, 1960). Der Bedarf an Versorgung mittels nährstoffreichen Blutes und der tatsächlichen Versorgung kann nur während der Ruhe oder (nicht zu schwerer) dynamischer Arbeit gewährleistet werden, da der bereits erwähnte Pumpeffekt aufgrund von Kapillarkräften und der zyklischen Gefäßerweiterung hier seine Wirkung entfaltet. Bei rein statischer Muskelarbeit erhöht sich der Muskelnenddruck soweit, dass die Muskeldurchblutung effektiv gehemmt wird (Steinhilber & Kluth, 2013; Strasser, 2007). So wird sehr schnell ein hoher Ermüdungsgrad erreicht, der eine Dauerkontraktion über einen längeren Zeitraum verhindert (Sämann, 1970). Im Allgemeinen liegt diese Grenze zwischen 10 % bis höchstens 20 % der maximalen Muskelkraft (Rohmert, 1960).

### 4.3 Analyse und Bewertung physiologischer Beanspruchung

Muskuläre Arbeit und ihre Formen können im Wesentlichen anhand der erzeugten Kräfte, der umgesetzten Energie, der durchgeführten Bewegungen oder aber der Beanspruchung der verwendeten Muskulatur analysiert und bewertet werden (Schlick et al., 2010). Nach Luczak (1998) werden die physiologischen Größen des Herz-Kreislaufsystems (Herzschlagfrequenz, Arrhythmie, Atemfrequenz, Blutdruck), des Stütz-

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

und Bewegungsapparates (Oberflächen-Elektromyographie (OEMG), Biomechanische Größen), der Großhirnrinde (Elektroenzephalogramm (EEG)), des Sehapparates (Blickbewegung, Lidschlussfrequenz, Flimmerverschmelzungsfrequenz), der Hautoberfläche (Elektrodermale Aktivität) und des metabolischen Systems (Atemvolumen, O<sub>2</sub>-Aufnahme, CO<sub>2</sub>-Abgabe, Energieumsatz) in der arbeitswissenschaftlichen Forschung häufig erhoben.

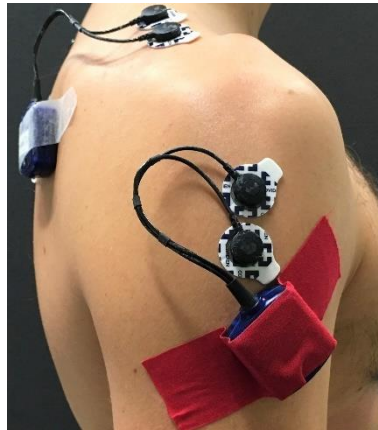
Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden für die Beurteilung der Beanspruchungszustände die Parameter Sauerstoffaufnahme, Herzschlagfrequenz und Energieumsatz erhoben. Sie gelten als objektive Parameter zur Erfassung der Ganzkörperbeanspruchung (Groos, 2018; Schlick et al., 2010) bei dynamischer Arbeit. Allerdings spiegeln sie bei rein statischer Arbeit den Grad der Gesamtbeanspruchung nicht ausreichend wider und reichen für eine Beurteilung daher nicht aus (Hettinger et al., 1989; Sämann, 1970). Im Gegensatz zu den Ganzkörperbeanspruchungsverfahren erlaubt die Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) die lokale Erfassung der Beanspruchung und eignet sich zudem zur Analyse und Bewertung von quasi-statischer und rein statischer Arbeit (Sämann, 1970; Schmidtke, 1989). Zur Beurteilung der Ermüdung der Muskulatur kann neben der Beurteilung der Amplitude des OEMG-Signals auch dessen Frequenz analysiert werden. Ab einer längeren statischen Kontraktion (in der Regel ab ca. zehn Sekunden) kommt es zu einer Änderung der Amplitude bei gleichzeitigem Frequenzshift. Das Frequenzanalyseverfahren kann nur bei isometrischer Kontraktion angewandt werden (Freiwald et al., 2007) und zusätzlich nur, wenn die Ermüdung der Muskulatur einen gewissen Mindestwert überschreitet (Schlick et al., 2010). Bei der Bewertung von isotonischen Kontraktionen besitzt das Verfahren der Oberflächen-Elektromyographie Nachteile (Muramatsu & Kobayashi, 2014). In Verbindung mit dem Wissen, dass selbst kurze statische Kontraktionen (bereits ab 0,3 Sekunden) den Blutfluss hemmen können (Schlick et al., 2010) und das Verfahren der Frequenzanalyse des OEMG-Signals erst ab einer statischen Kontraktionslänge von ca. zehn Sekunden angewandt werden kann und zudem auch nur Aufschluss über die kontinuierliche Veränderung der Muskelermüdung geben kann (Şayli et al., 2014), wird ein zusätzliches Verfahren zur lokalen Muskelbeanspruchung angewandt. Nahinfrarotspektroskopie (NIRS) ist in der Lage die lokale Gewebesauerstoffsättigung eines Muskels zu bestimmen, welche als Indikator für Muskelermüdung verwendet werden kann (Ferrari et al., 2004). Das NIRS-Verfahren besitzt den Vorteil, bereits äußerst geringe Muskelaktivität zuverlässig zu erfassen und deren Ermüdung schon in einem sehr frühen Stadium zu erkennen (Şayli et al., 2014). Als besonders sensibles Verfahren ist es geeignet, Tätigkeiten in der Automobilindustrie mit vergleichsweise geringen Intensitäten zuverlässig hinsichtlich Beanspruchung und Ermüdung zu beurteilen (Ferguson et al., 2013). Die vorgenannten Analyseverfahren werden nachfolgend im Detail beschrieben.

### 4.3.1 Oberflächen-Elektromyographie

Die Methode der Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) ist ein seit Jahren etabliertes Verfahren zur Beurteilung der Muskelaktivität einzelner motorischer Einheiten mit Hilfe auf der Hautoberfläche angebrachten Elektroden. Man versteht unter dem Verfahren eine Methode zur Ermittlung des Kontraktions- bzw. Erregungszustandes der Skelettmuskulatur. Damit kann unter anderem die Frage beantwortet werden, welche Muskeln wann und wie stark an einer Bewegung beteiligt sind. Üblicherweise werden die Signale mittels bipolaren Oberflächen Elektroden abgeleitet. Erfasst werden die an der Muskelfasermembran erzeugten Potentialänderungen, wobei das eigentliche OEMG-Signal das abgeleitete Summenpotential der aktiven motorischen Einheiten darstellt (Pfeifer et al., 2004). Der wesentliche Anteil der Frequenzen aus dem OEMG-Summenpotential liegt ungefähr zwischen 10 bis 500 Hz. Dem Nyquist-Theorem entsprechend, muss die Abtastfrequenz mindestens dem doppelten, des maximal zu erwartenden Spektrums des untersuchten Signals entsprechen, um sämtliche Frequenzinformationen zu erhalten (Konrad, 2011; Pfeifer et al., 2004). Die gemessenen Aktivierungspotenziale können frequenzbezogen oder amplitudenbezogen ausgewertet werden. Für die vorliegende Arbeit wurden die Signale lediglich amplitudenbezogen ausgewertet, daher wird nur auf dieses Verfahren näher eingegangen. Bei der amplitudenbezogenen Auswertung wird zur Bestimmung der Aktivitätshöhe ein Mittelwert aus einem definierten und zuvor gleichgerichteten (mathematischer Betrag) Datenausschnitt gebildet. Da das Roh-OEMG-Signal einen zufälligen Charakter aufweist und nicht exakt reproduziert werden kann (selbst wenn alle vorliegenden Gegebenheiten identisch reproduzierbar wären), müssen vor der Betragsbildung die gleichgerichteten Signale noch geglättet werden, um der variabilitätsbehafteten Natur des Signals Herr zu werden. Hierfür stehen verschiedene Glättungsalgorithmen zu Verfügung. Das RMS-Verfahren (*Root Mean Square*), bei dem die mittlere Leistung des untersuchten OEMG-Signalausschnittes durch Bildung der quadrierten Wurzel berechnet wird, stellt den aktuell allgemein anerkannten Standard dar (Konrad, 2011). Ebenfalls anerkannt wird die mathematische Betragsbildung (*Rectify*) zur Glättung des Signals eingesetzt (Haslegrave et al., 2004). Um sinnvolle und vergleichbare Ergebnisse über verschiedene Probanden eines Kollektivs hinweg ziehen zu können, müssen die gleichgerichteten und geglätteten Werte noch normalisiert werden. Es bestehen verschiedene Verfahren der Normalisierung, wobei nur auf die verwendete MVC-Normalisierung (*Maximum Voluntary Contraction*) eingegangen wird. Bei der MVC-Normalisierung wird das gemessene elektrische Aktionspotential einer Muskelgruppe mit einer willentlichen Maximalkontraktion derselben Muskelgruppe ins Verhältnis gesetzt. Die so erhaltene relative Muskelaktivität (Einheit: [% MVC]) ist unter verschiedenen Studienteilnehmern

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

vergleichbar (Haslegrave et al., 2004). Zur weiteren Verbesserung der Vergleichbarkeit sollten Art und Ausführung der MVC ebenfalls standardisiert werden (Konrad, 2011). Das OEMG Verfahren gehört zu den objektiv erfassenden körperteilbezogenen Beanspruchungsverfahren. Abbildung 13 stellt den Einsatz exemplarisch an Schulter- und Nackenmuskulatur dar.



*Abbildung 13: Einsatz von Oberflächen-Elektromyografie (OEMG)*

Um qualitativ hochwertige Signale zu erhalten, ist ein möglichst geringer Übergangswiderstand zwischen den Elektroden und der Haut anzustreben. Hierfür wird vor der Anbringung die abgestorbene oberste Hautschicht entfernt bzw. aufgeraut, die Behaarung entfernt und abschließend mit Alkohol gereinigt sowie desinfiziert. Die Ableitung erfolgt in der Regel über Ag/AgCl-Einmalelektroden. Üblicherweise sind sie in ein Gelkissen eingebettet, weshalb kein zusätzliches Elektrodengel notwendig ist. Die Elektroden werden in Richtung des Muskelfaserverlaufes in einem bestimmten Abstand zueinander (als allgemein anerkannter Standard gilt ein Interelektrodenabstand von 20 mm) aufgeklebt, wobei idealerweise eine mittlere Positionierung zwischen Innervationszone und dem distalen Muskel-Sehnen-Ansatz erfolgen sollte (Pfeifer et al., 2004). Für ein standardisiertes Vorgehen beim Einsatz von Oberflächen-Elektromyografie bieten sich die Vorgaben des europäischen SENIAM Projektes (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) an, welche auch dieser Arbeit zu Grunde gelegt wurden. Diese umfassen die Beschaffenheit der verwendeten Elektroden, die Präparation der Haut sowie die korrekte absolute Elektroden-Positionierung und die relative Positionierung zueinander (SENIAM Project).

### **4.3.2 Nahinfrarotspektroskopie**

Das Nahinfrarotspektroskopie-Verfahren (NIRS) ist ein nicht-invasives optoelektronisches Messverfahren, um die lokale Sauerstoffsättigung von Gewebe zu quantifizieren. 1977 wurde das Verfahren erstmals genutzt, um Sauerstoffgewebesättigung im

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

---

Gehirn zu messen. Später wurde das Verfahren für die Messung des Sauerstoffmetabolismus in Muskelgewebe adaptiert (Ferrari et al., 2004). Lichtwellen nahe dem infraroten Spektrum sind in der Lage biologisches Gewebe zu durchdringen. Wird Licht einer Wellenlänge von 700 bis 1300 Nanometer durch biologisches Gewebe geschickt, dann wird ein Teil des Lichtes absorbiert und ein Teil gestreut (van Beekvelt, 2002). Die Absorption hängt dabei vom Anteil des im Gewebe vorhandenen Sauerstoffes ab. Über Messungen der Absorption in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen kann die Konzentration von *oxigeniertem* (sauerstoffreich) und *deoxigeniertem* (sauerstoffarm) Hämoglobin auf Basis eines modifizierten Lambert-Beer Gesetzes ermittelt werden (Praagman et al., 2003). Formel F-1 zeigt das modifizierte Lambert-Beer Gesetz.

$$A(\lambda) = \varepsilon(\lambda) * c * d + DPF(\lambda) + G(\lambda) \quad \text{F-1}$$

Darin ist  $A(\lambda)$  die Auslöschung von Licht in Abhängigkeit seiner Wellenlänge  $\lambda$ .  $\varepsilon(\lambda)$  ist der ebenfalls von der Wellenlänge abhängige Extinktionskoeffizient,  $c$  die Konzentration des Chromophors und  $d$  die Dicke des durchstrahlten Körpers.  $DPF(\lambda)$  ist der *differentielle Weglängenfaktor* (Englisch: *Differential Pathlength Factor*) und  $G(\lambda)$  ein Additionswert. Die beiden letzteren Faktoren tragen dem Umstand Rechnung, dass das Licht beim Passieren eines Körpers gestreut wird – d.h. die Länge des zurückgelegten Weges nimmt zu – und bei der Streuung zusätzlich Verluste zu berücksichtigen sind. Der Additionswert  $G(\lambda)$  kann bei reiner Relativmessung der Auslöschung vernachlässigt werden. Der differentielle Weglängenfaktor ist experimentell zu bestimmen oder aus vorhandenen Tabellen zu entnehmen (Beer, 1851). Wird die Änderung des Absorptions- bzw. Auslöschungsverhaltens verschiedener Wellenlängen (Beispiel: 905, 850 und 770 nm) gemessen, kann die Konzentrationsänderung für oxigeniertes ( $O_2Hb$ ) und deoxigeniertes ( $HHb$ ) Hämoglobin bestimmt werden. Aus der Aufsummierung beider Werte ergibt sich das gesamthafte bzw. *totale* Hämoglobin ( $tHb$ ) (Praagman et al., 2003). Über das Verfahren der *spatially resolved spectroscopy* (SRS), zu Deutsch *orts aufgelöste Spektroskopie*, werden lokale Messungen unterschiedlicher Gewebetiefe über Multi-Distanz-Algorithmen miteinander verglichen (Ferrari et al., 2004). Über die Änderung der Lichtauslöschung, die mit dem Abstand zwischen Lichtquelle und Detektor ins Verhältnis gesetzt wird, kann der Extinktionskoeffizient bestimmt werden. Das zu untersuchende Gewebe wird dabei als homogen angenommen. So kann die absolute Sauerstoffgewebesättigung, häufig angegeben als  *$O_2$ -Sättigungs- oder Gewebesättigungsindex* (z.B. *Tissue Saturation Index [TSI]*), bestimmt werden. Der Parameter eignet sich für einen Direktvergleich zwischen verschiedenen Probanden (Ferrari et al., 2004; Jones et al., 2016). Kommerziell erhältliche Messgeräte bestehen aus einer oder mehreren lichtemittierenden Quellen, auch Optoden ge-

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

nannt und einem Empfänger. Von dem Eindringpunkt aus bis zum Verlassen des Körpers verläuft das Licht entlang einer charakteristischen bananenförmigen Bahn (vgl. Abbildung 14)

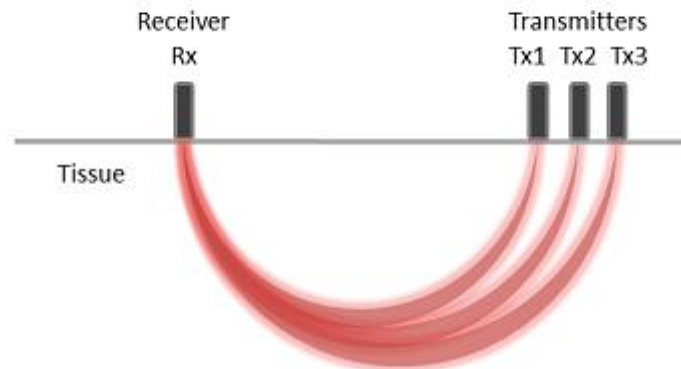


Abbildung 14: Bananenförmiger Weg des nahinfraroten Lichts beim NIRS-Messverfahren (Artinis Medical Systems B.V., 2015)

Neben einer Energiequelle besitzen die kommerziell erhältlichen Sensoreinheiten einen Sender, mit der die Daten kabelgebunden oder per Funksignal echtzeitfähig an einen Rechner übertragen werden können. Für die interindividuelle Vergleichbarkeit der Messdaten müssen diese analog der OEMG-Daten normalisiert werden. Abermals kommt hierfür das bereits beschriebene MVC-Normalisierungsverfahren zum Einsatz. Während der MVC-Messung wird der Verlauf der NIRS-Parameter, z.B. der Gewebesättigungsindex, während einer Referenzkontraktion – im vorliegenden Fall die Maximalkontraktion – mit den während eines Versuches gemessenen Werten ins Verhältnis gesetzt. Abermals ergibt sich als Ergebnis ein prozentualer Wert zur MVC. Im Unterschied zu dem OEMG-Verfahren, bei dem in der Regel das größte Aktivierungspotenzial während der MVC-Messung aufgezeichnet wird und daher die relativierten, während eines Versuches aufgenommenen Werte zwischen 0 und 1, also 0 und 100 Prozent der MVC variieren, können sich beim NIRS Verfahren auch Werte größer 1, also 100 Prozent ergeben. Der Fall tritt ein, wenn während einer Messung ein Zustand deutlich verbesserter Durchblutung bzw. erhöhter Sauerstoffsättigung des Gewebes gegenüber der Referenzkontraktion erreicht wird, was beispielsweise durch eine mit Sauerstoff angereicherte Atemluft künstlich herbeigeführt werden kann. Ebenso kann eine gegenüber der Referenzkontraktion veränderte Muskelbewegung bzw. deren Arbeitsform oder deren veränderte Beanspruchung zu einem Wert größer 1 führen.



### 4.3.3 Ergospirometrie

Das Verfahren der Ergospirometrie bzw. Spiroergometrie wurde ursprünglich dem Feld der Sportwissenschaft und Medizin entlehnt und wurde dort hauptsächlich für die Leistungsdiagnostik sowie der Diagnose von Krankheitsbildern eingesetzt. Die Ergospirometrie gehört zu den Verfahren der Ganzkörperbeanspruchungsmessungen und gilt als das beste Verfahren um die kardiopulmonale Fitness zu bestimmen (Perrey et al., 2010b). Im Bereich der Arbeitsmedizin wird die Ergospirometrie eingesetzt, um die körperliche Beanspruchung, beispielsweise ausgedrückt über Sauerstoffaufnahme oder den Energieumsatz, während der Arbeit messtechnisch zu erfassen. Die gemessene Beanspruchung ist über den menschlichen Wirkungsgrad direkt mit der geleisteten äußeren Arbeit, also der Belastung verknüpft (Sämann, 1970). Bis vor ca. 20 Jahren wurde als Technik das Mischkammerverfahren angewandt, welches heute nur noch eine untergeordnete Rolle spielt. Bei der heute üblichen Technik der *Breath-by-Breath*-Analytik werden die Atemgaskonzentrationen von Sauerstoff ( $O_2$ ) und Kohlenstoffdioxid ( $CO_2$ ) kontinuierlich über das Atemvolumen eines Atemzuges integriert (Kroidl et al., 2015). Die Konzentration von  $O_2$  wird vornehmlich über eine galvanische Zelle, seltener paramagnetisch bestimmt. In der galvanischen Zelle diffundiert der Sauerstoff durch eine dünne Elektrolytschicht, bevor dieser an der Kathode Elektronen aufnimmt. Die abgegebenen Elektronen werden durch eine gleichzeitige Oxidation an der Anode ersetzt. Zwischen Anode und Kathode fließt dann ein Strom, der jeweils im Verhältnis zur Sauerstoffmenge in der galvanischen Zelle steht. Da bei diesem Verfahren die Messzelle einem Verschleiß unterliegt, müssen die Alterungseffekte über regelmäßige Kalibrierung kompensiert werden (Kroidl et al., 2015). Die Messung der  $CO_2$  Konzentration erfolgt in aller Regel über das Infrarotabsorptionsprinzip. Pulsierendes infrarotes Licht einer spezifischen Wellenlänge wird durch das Atemgas geschickt. Da die Absorptionseigenschaften für  $CO_2$  Gas bekannt sind, kann dessen Gehalt bestimmt werden (Kroidl et al., 2015). Das Atemgasvolumen wird über eine Turbine gemessen. Dabei strömt das Atemgas über ein Flügelrad, welches durch den Luftstrom in Rotation versetzt wird. Zwei Lichtschrankensysteme werden durch die Rotation des Rades immer wieder unterbrochen. Die erste Lichtschranke erfasst die Drehzahl des Flügelrades. Über die bekannten Geometrien kann so das Atemgasvolumen berechnet werden. Die zweite Lichtschranke bestimmt die Drehrichtung des Flügelrades, wodurch das System zwischen In- und Expiration unterscheiden kann (Kroidl et al., 2015). Über die vorgenannten Techniken sowie unter Einbezug weiterer, manuell zu erfassender, anthropometrischer Parameter zeichnet das Ergospirometriesystem unter anderem die absolute Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ , [l/min]), die spezifische Sauerstoffaufnahme pro Kilogramm Körpergewicht ( $VO_2/kg$ , [ml/min/kg]) und den

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

Energieumsatz (EU, [kcal/h]) auf. Wird das System um einen Pulsgurt oder ein Elektrokardiogramm (EKG) erweitert, so kann die Herzschlagfrequenz (HF, [ $\text{min}^{-1}$ ]) ebenfalls aufgezeichnet werden (Kroidl et al., 2015). Da klimatischen Bedingungen wie Umgebungstemperatur und Luftfeuchtigkeit einen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des menschlichen Organismus haben, sollten diese innerhalb einer Studie möglichst konstant gehalten werden. Als Optimum für ergospirometrische Untersuchungen wird ein Temperaturkorridor von  $18^\circ$  bis  $24^\circ$  Celsius und eine relative Luftfeuchtigkeit von 30 % bis 60 % angegeben (Kroidl et al., 2015).

Mit der absoluten ( $\text{VO}_2$ ) und spezifischen ( $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) Sauerstoffaufnahme kann die kardiopulmonale Leistungsfähigkeit bestimmt werden. Letzterer Parameter berücksichtigt aufgrund der Normalisierung über das Körpergewicht interindividuelle physiologische Unterschiede. Wird die über das Ergospirometriesystem erfasste Kohlenstoffdioxidabgabe ( $\text{CO}_2$ ) durch die Sauerstoffaufnahme ( $\text{O}_2$ ) geteilt, ergibt sich der respiratorische Quotient (RQ). Je nach Ernährungslage liegt dieser zwischen 0,7 bei fetthaltiger und 1,0 bei kohlenhydratreicher Nahrung (Kroidl et al., 2015). Über das kalorische Äquivalent (Energienmenge, die bei der Verstoffwechslung von einem Liter Sauerstoff freigegeben wird, Einheit: [kJ/Liter  $\text{O}_2$ ]) kann der Energieumsatz (EU) nach Formel F-2 berechnet werden:

$$EU[\text{kJ}/\text{h}] = \text{KÄ}[\text{kJ}/\text{O}_2] * \text{VO}_2[\text{l}/\text{min}] * 60[\text{min}] \quad \text{F-2}$$

Der Energieumsatz gliedert sich nach Abbildung 15 in Grundumsatz, den Freizeit-Energieumsatz und den Arbeits-Energieumsatz auf.

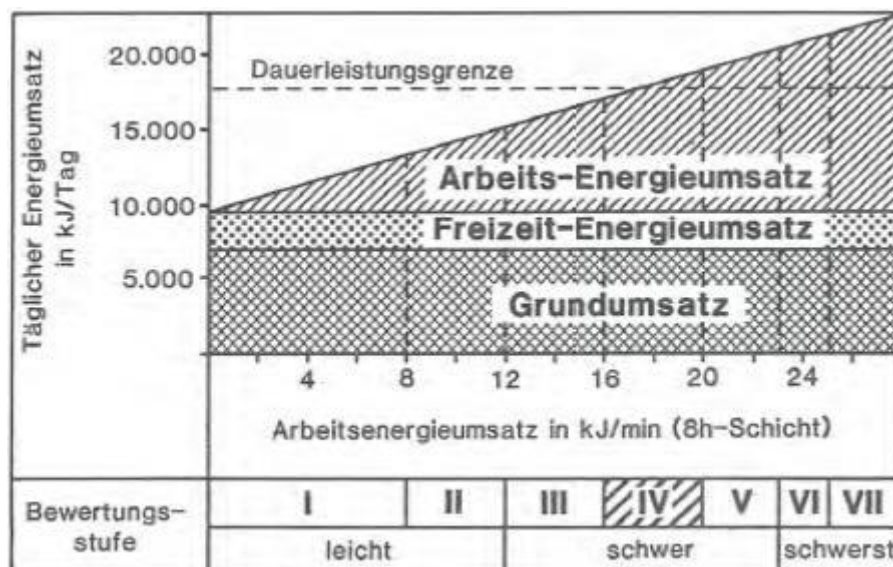


Abbildung 15: Grund-, Freizeit- und Arbeitsumsatz (Hettinger et al., 1989)

## Physiologische Grundlagen zur Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten

Unter dem Grundumsatz, auch Ruheumsatz genannt, wird der Energieumsatz beschrieben, der bei einem Menschen unter Standardbedingungen (definierter Tageszeitpunkt, klimatische Bedingungen, liegende Haltung, normale Körpertemperatur sowie nüchtern) gemessen wird. Abhängig von Geschlecht, Lebensalter sowie Körpergröße und -gewicht beschreibt er den Umsatz, der für die lebenswichtigen Vitalfunktionen notwendig ist (Hettinger et al., 1989). Der Freizeit-Energieumsatz ist der Umsatz eines nicht körperlich arbeitenden Menschen. Zusammen mit dem Grundumsatz beschreiben beide Umsatzgrößen den Gesamtenergieumsatz der meisten Büromitarbeitenden, die keine maßgebliche körperliche Aktivität ausführen (Ulmer, 1997). Der Arbeitsumsatz beschreibt den Energiebedarf, der bei einer zusätzlichen (körperlichen) Tätigkeit anfällt. Er wird über die Subtraktion des Grundumsatzes (+ ggf. Freizeit-Energieumsatz) vom Gesamtumsatz ermittelt (Schlick et al., 2010).

Die in Abbildung 15 gestrichelt eingezeichnete *Dauerleistungsgrenze* (DLG) beschreibt im Allgemeinen diejenige Umsatzgrenze, bei der bei einer achtstündigen Dauerexposition keine gesundheitlichen Schäden zu erwarten sind. Sie liegt bei Männern in etwa zwischen 16,5 – 17,5 kJ/min (ca. 235 – 250 kcal/h) und bei Frauen um ein Drittel niedriger, in etwa zwischen 11,0 – 12,0 kJ/min (ca. 157 – 172 kcal/h) (Hettinger et al., 1989).

Je nach Schwere der analysierten Tätigkeit, bestehen zwei Verfahren der respiratorischen Analyse zur Ermittlung des Energieumsatzes. Die Partialmethode, nur anzuwenden bei leichten bis mittelschweren Tätigkeiten, und die Integralmethode, anzuwenden bei schweren Tätigkeiten, die in der Regel nur kurzfristig ausführbar sind. Bei der Partialmethode steigt die Sauerstoffaufnahme und damit der Energieumsatz bis zum Erreichen eines Plateaus an und bleibt bis zur Beendigung der Tätigkeit annähernd konstant. Die Messung bzw. Auswertung startet mit Erreichen des *Steady-State* Zustandes und endet mit der Beendigung der Arbeitsphase. Als *Steady-State* Zustand wird das stationäre Gleichgewicht bezeichnet, bei dem sich Verbrauch und Nachschub von Ressourcen die Waage halten. Die konstante Belastung bedingt eine konstante Beanspruchung und es tritt keine Ermüdung ein (Schlick et al., 2010). Bei der Integralmethode ist die Arbeitsbelastung so schwer, dass kein *Steady-State-Plateau* erreicht werden kann, da sie oberhalb der DLG liegt. Der arbeitende Mensch geht eine Sauerstoffschuld ein, die kontinuierlich während der Arbeitsphase ansteigt und nach Abschluss wieder ausgeglichen werden muss. Hier muss neben der Messung der eigentlichen Arbeitsphase auch so lange weitergemessen werden, bis der Ruhewert wieder erneut erreicht wurde, um den Energieumsatz korrekt zu bestimmen (Hettinger et al., 1989). Die Differenzierung der beiden Energieumsatzmessungen wurde erstmals von Lehmann (1953) beschrieben. Weitere Details können bei Schlick et al. (2010) nachgelesen werden.

### 4.3.4 Herzschlagfrequenz

Bei der Herzschlagfrequenzmessung werden die Aktionspotenziale des Herzmuskels, meist über eine Ableitung an der Haut, erfasst. Der Herzmuskel ist als Motor des menschlichen Kreislaufsystems für den Transport des Blutes in den Blutbahnen des Körpers verantwortlich und sorgt damit für einen konstanten An- und Abtransport von Sauerstoff und Nährstoffen bzw. deren verstoffwechselte Abfallprodukte (Kluth, 1996). Die Herzschlagfrequenz (HF), bzw. *heart rate* im Englischen, wird in Schlägen pro Minute (Einheit [ $\text{min}^{-1}$ ]) angegeben (Kroidl et al., 2015). Die Herzschlagfrequenz, die als integrales Maß eine Ableitung der Ganzkörperbeanspruchung ermöglicht, geht im Allgemeinen mit einer Erhöhung der körperlichen Belastungen einher. Sie kann Aufschluss darüber geben, ob eine Tätigkeit zu Ermüdung führt oder nicht (Kluth, 1996). Da die Herzschlagfrequenz eine sehr variable Größe darstellt – interindividuelle Unterschiede von 50 – 80 Schlägen/min während der Ruhe sind nicht unüblich – sollte nicht die absolute Herzschlagfrequenz als Maß für eine globale Beanspruchung einer bestimmten Tätigkeit herangezogen werden, sondern die *Arbeitspulsfrequenz* (APF). Unter der Arbeitspulsfrequenz (APF) versteht man die Differenz zwischen absoluter Herzschlagfrequenz und Ruhepulsfrequenz (Sämann, 1970). Steigt die Herzschlag- bzw. Arbeitspulsfrequenz in Folge konstanter Belastung mit der Zeit an, ohne dass ein Steady-State-Plateau erreicht wird, kann von einer Überschreitung der Dauerleistungsgrenze ausgegangen werden (Bier, 1991). Ein allgemein anerkannter Richtwert für die Überschreitung der Dauerleistungsgrenze der Arbeitspulsfrequenz liegt bei mehr als 30 – 40 Schlägen/min (Sämann, 1970; Schlick et al., 2010). Es gilt zu beachten, dass die Herzschlag- bzw. Arbeitspulsfrequenz durch andere Faktoren wie bspw. psychisch bzw. emotional ausgelöste Beanspruchung (z.B. Aufregung) oder durch den Konsum von Koffein, Teein oder Nikotin störend beeinflusst werden kann (Schlick et al., 2010). Eine Änderung der Herzschlagfrequenz ist dann nicht durch die Arbeitstätigkeit allein begründet. Der globale Beanspruchungsindikator sollte daher mit Vorsicht genossen werden und gegebenenfalls nur als Kontrollparameter zur Anwendung kommen (Kluth, 1996). Analog der Sauerstoffaufnahme bzw. der Erfassung des Energieumsatzes kann die Herzschlag- bzw. die Arbeitspulsfrequenz mittels Partial- oder Integralmethode, je nach Schwere der analysierten Arbeit verwendet werden.

### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Bei der Bewertung und Nutzung von Exoskeletten verschwimmen die Grenzen zwischen Belastung (Eigengewicht) und Beanspruchung (individuell unterschiedlicher Unterstützungsgrad). Die Auslegung der Schnittstelle im Sinne des BBK erweist sich daher als schwierig.
- Es wird grundlegend zwischen den beiden Arbeitsformen statische und dynamische Muskelarbeit unterschieden. Statische Muskelarbeit führt schnell zu großer Ermüdung, eine Dauerkontraktion kann nur über kurze Zeit aufrechterhalten werden.
- Die physiologischen Größen des Herz-Kreislaufsystems (Herzschlagfrequenz), des Stütz- und Bewegungsapparates (Oberflächen-Elektromyographie) und des metabolischen Systems (Sauerstoffaufnahme, Energieumsatz) können zur Quantifizierung der physiologischen Beanspruchung erhoben werden.
- Mittels Nahinfrarotspektroskopie kann die lokale Sauerstoffgewebesättigung erhoben werden.

## 5 Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

In diesem Kapitel wird auf die bisherigen Ansätze zur ergonomischen Evaluation von passiven Überkopf-Exoskeletten eingegangen. Die systematische Aufbereitung des Wissensstandes soll die folgenden Teilaspekte genauer betrachten:

- Welche Exoskelette wurden innerhalb der Studien untersucht?
- Wie waren die Rahmenbedingungen der einzelnen Studien (z.B. Versuchsbedingungen, Probandenzahl, etc.)
- Welche Messverfahren wurden eingesetzt?
- Was sind die Ergebnisse der Studien?

### 5.1 Laborstudien

Rashedi et al. (2014) untersuchten in einer Laborstudie mit zwölf männlichen Teilnehmern die potenzielle Wirksamkeit eines Exoskelettes mit zusätzlichem mechanischem Arm (*EksoZeroG*) während Überkopfarbeit. Anhand periodisch sich wiederholender simulierter Überkopftätigkeiten mit unterschiedlichen Werkzeuggewichten wurde die physiologische Beanspruchung objektiv mittels Oberflächen-Elektromyographie erhoben. Gemessen wurde dabei die Muskelaktivierung des Schultermuskels *Musc. deltoideus pars acromialis*, des Armstreckers *Musc. biceps brachii* sowie des *Musc. iliocostalis lumborum pars lumborum*, welcher einen Teil des geraden Rückenmuskels darstellt und für eine seitliche Krümmung der Wirbelsäule verantwortlich ist. Zusätzlich wurde das Diskomfortempfinden für die Körperteile *Arme*, *Schultern* und *Unterer Rücken* mittels *Borg'scher CR-10 Skala* (von 0 *keine Beanspruchung* bis 10 *maximale Beanspruchung* laufend) erhoben. In Bezug auf eine über 15 Sekunden in statischer Haltung eingenommene Referenzkontraktion ergaben sich für die Muskelaktivierung des Armhebers (*Musc. deltoideus pars acromialis*) beidseitig relative Reduktionen von -36 % bis -56 % und für den Armstrecker (*Musc. biceps brachii*) von -40 % (nur links) beim Einsatz des Exoskelettes. Für den geraden Rückenmuskel zeigten sich relative Beanspruchungszunahmen von 31 % bis 88 % (nur rechts), wobei die Autoren dies mit der asymmetrischen Belastung durch den zusätzlichen mechanischen Arm (dieser war auf Hüfthöhe seitlich am Beckengurt angebracht) sowie mit einer eingeschränkten Bewegungsfreiheit des Rumpfes begründeten. Zusammenfassend stellten Rashedi et al. fest, dass das verwendete Exoskelett *EksoZeroG* für Über-

kopftätigkeiten, insbesondere jene bei denen erhöhte Lasten gehalten werden, geeignet zu sein scheint, allerdings in realer Anwendung getestet werden müsste (Rashedi et al., 2014).

Unter Einsatz von Ergospirometrie, Herzschlagfrequenzmessung sowie der Erfassung des Beanspruchungsempfindens mittels Borg'scher RPE Skala evaluierte Knott (2017) die Beanspruchung beim Einsatz eines physisch unterstützenden Assistenzsystems bzw. Beuge-Exoskelettes (*HEBEHILFE*). Im Kontext dieser Literaturübersicht stellt die Quelle von Knott eine Ausnahme dar, da hier kein Überkopf-Exoskelett evaluiert wurde. Aufgrund der verwendeten Messmethodik (Ergospirometrie, Herzschlagfrequenz und subjektive Beanspruchung) wird die Arbeit dennoch inkludiert. Ein junges Probandenkollektiv, bestehend aus 35 männlichen und weiblichen Studienteilnehmer, ohne bekannte Muskel-Skelett-Vorerkrankungen, kommissionierte in einer Laborstudie unterschiedliche Lastgewichte (0 kg, 2,6 kg und 6,5 kg). Erhoben und verglichen wurde die Beanspruchung mit und ohne Unterstützung, wobei das passive Exoskelett den unteren Rücken sowie optional die unteren Gliedmaßen bei einem Eigengewicht von 8 kg unterstützte. Knott zeigte im Rahmen von Basisversuchen, dass die Ergospirometrie der Herzschlagfrequenzmessung aufgrund von höherer Reliabilität vorzuziehen sei. Der Hauptversuch ergab, dass sowohl die objektive als auch die subjektive Beanspruchung der Probanden unter Einsatz des Exoskelettes zunahm. So stieg die ergospirometrisch erhobene spezifische Sauerstoffaufnahme bei der Kommissionierung von 6,5 kg schweren Gewichten von 16,22 auf 19,18  $\text{VO}_2/\text{kg}$ , der Energieumsatz von 349,98 auf 395,59 kcal/h und die Herzschlagfrequenz von 116,74 auf 124,16  $\text{min}^{-1}$  an. Die subjektive Beanspruchung nahm unter denselben Bedingungen von der von 6 *keine Beanspruchung* bis 20 *maximale Beanspruchung* laufenden Borg'schen RPE-Skala (*Rating of Perceived Exertion*) von 12,79 auf 13,52 zu. Unter Einsatz der optionalen Beinunterstützung, bei der das Eigengewicht des Exoskelettes auf den Boden abgeleitet wurde, kalkulierte Knott auf Basis einer 60-prozentigen Unterstützungskraft durch das System eine theoretisch niedrigere spezifische Sauerstoffaufnahme als ohne Nutzung des Exoskelettes. Letztere Ergebnisse waren rein hypothetischer Natur und basierten auf keinen realen Messergebnissen. Knott kam zum Schluss, dass, unter Einhaltung sämtlicher Vorgaben zur Standardisierung, die eingesetzte Messmethodik eine hohe Reliabilität sowie Objektivität bei mittlerer Validität besaß. Darüber hinaus zeichnete sich die angewandte Methodik durch eine sehr hohe Realitätstreue und gute Praxistauglichkeit aus (Knott, 2017).

Theurel et al. (2018) untersuchten in einer Laborstudie mit acht Teilnehmern (vier männlich, vier weiblich) die physiologischen Auswirkungen eines Exoskelettes (*EX-HAUSS Stronger*) während dem Anheben, Tragen und Stapeln eines Lastgewichtes.

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

---

Für die Hebetätigkeit wurden Gewichte von 9 kg für die männlichen und 5 kg für die weiblichen Probanden genutzt, während beim Tragen und Stapeln 15 kg schwere Gewichte für die männlichen bzw. 8 kg schwere Gewichte für die weiblichen Studienteilnehmer eingesetzt wurden. Erhoben wurde die lokale Muskelaktivierung des *Musc. deltoideus pars clavicularis*, *triceps brachii*, *tibialis anterior* und des *Musc. erector spinae longissimus* mittels Oberflächen-Elektromyographie. Die globale körperliche Beanspruchung wurde objektiv über den Parameter der Herzschlagfrequenz und subjektiv per Borg'scher RPE-Skala ermittelt. Der Einfluss des Exoskelettes auf Bewegungsmuster wurde über ein IMU-Motion-Capturing System (*Inertial Measurement Unit*) erhoben. Mittels Kraftmessplatten, die die Bodenreaktionskräfte erfassten, wurden etwaige Effekte des Exoskelettes auf die Körperbalance untersucht. Die Muskelaktivierung des *Musc. deltoideus pars clavicularis* zeigte eine statistisch signifikante relative Reduktion von -53 % für die Hebetätigkeit bzw. -73 % für das Stapeln der Lasten beim Einsatz des Exoskelettes. Für die Tragetätigkeit wurde erwartungsgemäß kein Unterschied festgestellt. Der Armstrecker *Musc. triceps brachii* wies in der Interventionsbedingung (*mit Exoskelett*) eine statistisch signifikante relative Steigerung während des Anhebens (97 %) und des Abstapelns (107 %) auf. Während des Tragevorgangs wurde bei einer relativen Reduktion von -64 % ein umgekehrter Effekt nachgewiesen. Die relativen Werte des *Musc. tibialis anterior* fielen hingegen während des Anhebens beim Einsatz des Exoskelettes statistisch signifikant erhöht aus (110 %). Kein Unterschied zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung wurde beim Tragen und beim Abstapeln festgestellt. Der gerade Rückenmuskel *Musc. erector spinae longissimus* lies für alle drei Tätigkeiten keine Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung erkennen. Der Einsatz des Exoskelettes führte zu einer statistisch nicht signifikanten relativ erhöhten objektiven Ganzkörperbeanspruchung von 14 % während der Hebetätigkeit, ausgedrückt durch die Arbeitspulsfrequenz. Für die anderen Tätigkeiten blieb die Arbeitspulsfrequenz unverändert. Die subjektive Ganzkörperbeanspruchung blieb für das Anheben und das Stapeln unverändert, reduzierte sich unter Einsatz des Exoskelettes allerdings relativ und statistisch signifikant um -18 % für den Tragevorgang. Beim Tragen des Exoskelettes veränderten sich die Bewegungsmuster bzw. Gelenkwinkel der oberen Extremitäten. Während der Hebetätigkeit zeigten sich statistisch signifikant erhöhte Flexions- und Extensionswinkel für den *Ellenbogen*. Die Flexions-, Extensions- sowie Innen- und Außenrotationswinkel der *Schulter* nahmen dagegen signifikant ab. Für dieselbe Tätigkeit ergab sich eine statistisch signifikant verringerte Stabilität mit angelegtem Exoskelett, erkennbar über eine verstärkte Oszillation des Druckmittelpunktes der Standfläche, was einem erhöhten Wanken gleichkommt. Für die Tragetätigkeit ergaben sich statistisch signifikant erhöhte Ellenbogenflexions- und -extensionswinkel sowie erhöhte Schulterabduktions- und -adduktions-



## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

winkel in der Interventionsbedingung. Für das Stapeln wurden genau umgekehrte Ergebnisse für die Ellenbogenflexions- und -extensionswinkel sowie die Schulterabduktions- und -adduktionswinkel festgestellt. Die Schulteraußen- bzw. -innenrotation nahmen durch das Exoskelett statistisch signifikant zu. Außerdem benötigten die Probanden für das Durchführen des Stapelns in Interventionsbedingung statistisch signifikant länger (29 %). Theurel et al. fassten zusammen, dass das untersuchte Exoskelett die Beanspruchung auf die Schultermuskulatur effektiv verringerte, was allerdings zu physiologischen Konsequenzen wie etwa verstärkter Muskelaktivität der Antagonisten oder erhöhter kardiovaskulärer Beanspruchung führte. Abschließend stellten die Autoren fest, dass der effektive Einsatz industrieller Exoskelette eine genaue Betrachtung der Arbeitssituation erfordert, insbesondere wenn dasselbe Exoskelett für variierende Tätigkeiten eingesetzt werden sollte (Theurel et al., 2018).

Huysamen et al. (2018a) untersuchten in einer Laborstudie mit acht Teilnehmern (je vier weiblich und vier männlich), ohne bekannte Muskel-Skelett-Vorerkrankung, den Einfluss eines passiven Überkopf-Exoskelettes (*Prototyp Robomate*) auf die Muskelaktivierung (*Musc. erector spinae*, *biceps* und *rectus femoris*, *tibialis anterior*, *gastrocnemius*, *rectus abdominis*, *deltoideus pars acromialis* und *biceps brachii*) und die subjektive Beanspruchung. Zusätzlich wurde der Einfluss auf das lokale Druckempfinden und die Gebrauchstauglichkeit des Systems erhoben. Über 30 Sekunden hinweg nahmen die Probanden eine statische Körperhaltung im Stehen ein, bei der die Arme in 90° Schultergelenk- und Ellenbogengelenkwinkelstellung verblieben. Ohne und mit Exoskelettunterstützung sowie ohne und mit 2 kg Gewicht in den Händen durchliefen alle Probanden dasselbe Studiendesign in randomisierter Reihenfolge. Huysamen et al. stellten für die Oberarm- und Schultermuskulatur des *Musc. deltoideus pars acromialis* und des *biceps brachii* jeweils statistisch signifikante relative Reduktion (-62 % bzw. -49 %) beim Einsatz des Überkopf-Exoskelettes gegenüber der Kontrollbedingung beim Halten eines 2 kg schweren Gewichtes fest. Bauch- (-13 %) und Rückenmuskulatur wiesen keine oder nur geringe Tendenzen einer relativen Änderung auf, welche statistisch nicht signifikant ausfielen. Für den *Musc. erector spinae pars lumbalis* zeigten sich für beide Lastfälle, für den *pars thoracica* nur für den lastfreien Fall Tendenzen einer relativen Steigerung der Muskelaktivierung, welche allerdings nicht signifikant ausfiel. Die verbleibende Muskulatur offenbarte keine bzw. nur geringe Tendenzen eines Unterschiedes zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung für beide Lastfälle. Die subjektive Beanspruchung der Arme reduzierte sich statistisch signifikant relativ um -41 % für die 2 kg Lastfallbedingung, während kein Unterschied für die lastfreie Bedingung festgestellt wurde. *Rumpf* und *Füße* ließen geringe Tendenzen einer Steigerung in Interventionsbedingung erkennen, welche für beide Lastfälle allerdings

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

statistisch nicht signifikant ausfielen. Das lokale Druckempfinden lag für alle Körperteile in einem „sehr geringem Druck“-Spektrum, wobei die lokale Kontaktpressung am höchsten für die *Arme* unter der 2 kg Bedingung mit Exoskelett ausfiel. Für *Rücken* bzw. *Schultern*, *Hüfte* und *Rumpf* ergaben sich keine Unterschiede für die jeweiligen Lastbedingungen. Alle Werte lagen zwischen 0 und 1 auf der zehnstufigen Skala (mit 0 *keine lokale Druckbelastung* und 10 *maximale lokale Druckbelastung*). Die Gebrauchstauglichkeit des Exoskelettes wurde von vier der acht Probanden als akzeptabel bewertet. Zusammenfassend kamen die Autoren zum Schluss, dass der Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes, insbesondere unter 2 kg Lastgewicht zu einer deutlichen Reduktion der Muskelaktivierung der Oberarm- und Schultermuskulatur sowie der empfundenen Beanspruchung während einer statischen Körperhaltung führte, und daher für die Unterstützung von Überkopftätigkeiten geeignet zu sein schien (Huysamen et al., 2018a).

Van Engelhoven et al. (2018) untersuchten in ihrer Laborstudie mit 13 männlichen Teilnehmern die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes (*ShoulderX*) auf die elektromyographische Aktivität, während einer statischen Überkopfhaltung und einer dynamischen Überkopftätigkeit, jeweils anhand zweier Lastfälle (0,45 kg und 2,25 kg) und mit variierender Unterstützungskraft. Während die statische Überkopfhaltung eine Überkopf-Schweißstätigkeit simulieren sollte, stellte die dynamische Versuchsbedingung eine Überkopf-Schraubtätigkeit dar. Betrachtet wurden *Musc. deltoideus pars clavicularis*, *trapezius pars descendens*, *infraspinatus* und *triceps brachii*. Auf die Maximalkraft normiert, ergaben sich für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* relative Reduktionswerte von -55,3 % für den leichten Lastfall bzw. -43,6 % für den schweren Lastfall, gemittelt über die Variation der Unterstützungskraft. Für den *Musc. trapezius pars descendens* zeigten sich ähnliche hohe relative Reduktionen. Gemittelt über die variierende Unterstützungskraft ergaben sich -36,0 % und -29,0 % für den leichten, respektive schweren Lastfall. Der *Musc. triceps brachii* reduzierte seine Aktivität gemittelt in Höhe von -4,0 % für den leichten bzw. -6,5 % für den schweren Lastfall. Der *Musc. infraspinatus* zeigte gemittelte Reduktionen von -10,0 % bzw. bis zu -24,0 %, jeweils für den leichten bzw. schweren Lastfall. Die Autoren fassten zusammen, dass der *Musc. deltoideus pars clavicularis* und der *trapezius pars descendens* statistisch signifikant durch den Lastfall beeinflusst wurden, allerdings nicht durch die Tätigkeit, wohingegen *Musc. infraspinatus* und *triceps brachii* auch durch die Tätigkeit signifikant beeinflusst wurden. Van Engelhoven et al. führten erstere Ergebnisse auf die dynamische Auf- und Abwärtsbewegung der Arme und die damit verbundene periodische Kontraktion bzw. Relaxion der Schulter- bzw. Armhebemuskulatur zurück, welche im Mittel dasselbe OEMG-Summenpotenzial wie während der statischen Haltarbeit ergab. Die Autoren schlossen daraus, dass das verwendete Exoskelett *ShoulderX* für

statische und dynamische Tätigkeiten gleichermaßen geeignet zu sein schien (van Engelhoven et al., 2018).

De Vries et al. (2019) untersuchten in ihrer Laborstudie mit zwölf männlichen Teilnehmern die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes (*SkelEx V1*) auf die elektromyographische Aktivität des *Musc. deltoideus pars clavicularis* und *spinalis*, des *Musc. trapezius pars descendens* und *ascendens* sowie auf den *Musc. latissimus dorsi* und des *Musc. biceps brachii* während statischer Haltung über alle möglichen Kombinationen von 0°, 30° und 60° Schulterabduktions- sowie 30°, 60°, 90°, 120° und 150° Schulterflexionswinkel. Mittels eingebautem Kraftsensor in den Armschalen des Überkopf-Exoskelettes wurde das Unterstützungsmoment um die Schulter durch das Exoskelett zusätzlich bestimmt, wobei die größte Unterstützung zwischen 60° und 120° Schulterflexionswinkel gefunden wurde. Die Variationen des Abduktionswinkels hatten keinen Einfluss auf das Exoskelett-Unterstützungsmoment. Für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* ergab sich eine statistisch signifikante und auf die Maximalkraftkontraktion (MVC) normierte, relative Reduktion von -43 % bei einem Flexionswinkel von 90°. Der *spinale* Teil des *Deltoideusmuskel* zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede, verzeichnete allerdings eine Tendenz einer Steigerung beim Einsatz des Exoskelettes unter 150° Flexionswinkel. Für die untersuchten Teile des *Trapezmuskels* wurden relative Reduktionswerte in einem Korridor von -27 % bis -54 % festgestellt, von denen ein Großteil statistisch signifikant ausfiel. Für den Extremwinkel 150° Schulterflexion ergab sich für den *Musc. trapezius pars ascendens* eine relative Steigerung von 25 %, welche statistisch signifikant war. *Latissimus dorsi* sowie *Biceps brachii* zeigten, mit Ausnahme des ersteren bei 90° Schulterflexion (-40 %), keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung, auch wenn Tendenzen in Richtung einer relativen Reduktion messbar waren. Die Autoren schlussfolgerten, dass es besonders wichtig sei, die Anforderungen an die zu unterstützende Tätigkeiten genau zu analysieren, bevor ein bestimmter Typ Exoskelett dafür ausgewählt werden würde. Weiterhin stellten de Vries et al. fest, dass die Akzeptanz von industriellen Überkopf-Exoskeletten mit Einschränkungen in der Bewegungsfreiheit sowie mit dem zusätzlichen Aufwand für die Antagonisten der unterstützten Muskelpartien negativ korreliert sei. Weitere Feldstudien seien daher für die Beurteilung der industriellen Anwendbarkeit zukünftig nötig (Vries et al., 2019).

Im ersten Teil ihrer Laborstudie untersuchten Kim et al. (2018a) die Auswirkungen verschiedener Kombinationen unterschiedlicher Arbeitshöhen, Überschulter- bzw. -kopfarbeit, unterschiedlicher Tätigkeiten, Schrauben mit Akkuschauber mit und ohne zusätzlichem Gewicht und einer manuellen Montagetätigkeit sowie den potenziellen Nut-

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

---

zen eines Überkopf-Exoskelettes (*EksoVest*) auf das Diskomfortempfinden, die objektive Beanspruchung und Arbeitsausführung sowie Präzision. Während das Diskomfortempfinden per Borg'scher CR-10 Skala erhoben wurde, konnte die objektive Beanspruchung beidseitig mittels Oberflächen-Elektromyographie an den Bündeln des *Musc. deltoideus pars acromialis* bzw. *clavicularis* sowie des *Musc. trapezius pars descendens* bewertet werden. Zur Evaluierung der Arbeitsausführung wurde die Zeit gemessen, die für eine vorgegebene Tätigkeit benötigt wurde. Die Präzision wurde hingegen über die Anzahl der fehlerhaften Ausführungen bestimmt. Für die Laborstudie wurden jeweils sechs männliche und sechs weibliche Teilnehmer ohne bekannte Muskel-Skelett-Erkrankung rekrutiert. Kim et al. berichteten statistisch signifikante Einflüsse der Arbeitshöhe sowie der Tätigkeit auf das Diskomfortempfinden des *Oberarms*. Während der Schraubtätigkeit mit zusätzlichem Gewicht stieg der Diskomfort bei Überkopfarbeit deutlich an. Nur für den *Oberarm* ergab sich ein statistisch signifikanter Unterschied für die Arbeit mit und ohne Exoskelett. Erhöhte Schultergelenkwinkel (Überkopfarbeitshöhe) und zusätzliches Gewicht führten während der Schraubtätigkeit ebenfalls zu einem erhöhten Diskomfortempfinden für *Nacken* und *Schultern*. Ein erhöhtes Gewicht wirkte sich zusätzlich signifikant auf den *oberen* und *unteren Rücken* sowie auf die *Füße* aus. Der Einsatz des Exoskelettes reduzierte die Arbeitsausführungszeit signifikant, führte allerdings in Überkopfarbeitshöhe zu einer erhöhten Anzahl an fehlerhaften Tätigkeitsausführungen. Das Exoskelett reduzierte die mittlere Muskelaktivierung (50.tes Perzentil der normierten OEMG-Aktivität) in Überkopfarbeitshöhe des *Musc. deltoideus pars acromialis* beidseitig um -49 % und des *clavicularis* (nur links) um -24 %. Für den *Musc. trapezius pars descendens* ergaben sich relative Reduktionen für rechts (-35 %) und für links (-24 %). Alle Muskelbündel zusammenfassend, ergab sich eine Reduktion von rund -30 % beim Einsatz des Exoskelettes. Für die manuelle Montagetätigkeit zeigte sich eine relative Reduktion von -60 %. Die Autoren konkludierten, dass das eingesetzte Überkopf-Exoskelett eine effektive Maßnahme zur Entlastung bei Überkopfarbeit sein könnte, allerdings die Langzeiteffekte weiter untersucht werden müssten (Kim et al., 2018a).

Im zweiten Teil ihrer Laborstudie überprüften Kim et al. (2018b) anhand von 27 Teilnehmern, 14 männlich und 13 weiblich, den Einfluss desselben Überkopf-Exoskelettes (*EksoVest*) auf die Bewegungsfreiheit der Schulter, Körperbalance bzw. -gleichgewicht sowie auf Rutsch- und Stolpergefahren. Darüber hinaus wurden die An- und Ausziehzeiten erhoben. Mittels acht, oberflächlich des lumbalen Bereiches der Wirbelsäule angebrachte OEMG-Sensoren wurde die Muskelaktivierung gemessen und einem Modell zur Berechnung von Zug-, Druck- sowie Scherkräften innerhalb der Wirbelsäule zugeführt. Die Evaluierung der elektromyographischen Aktivität und die daraus abgeleitete Wirbelsäulenbeanspruchung erfolgte erneut anhand verschiedener

## **Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten**

---

Kombinationen unterschiedlicher Arbeitshöhen, Überschulter- bzw. -kopfarbeit sowie unterschiedlicher Tätigkeiten. Diese waren Schraubarbeiten mit Akkuschauber mit und ohne zusätzliches Gewicht und eine manuelle Montagetätigkeit. Kim et al. kamen zu dem Ergebnis, dass das An- und Ausziehen des Exoskelettes durch den Träger allein durchgeführt werden konnte und nicht übermäßig Zeit in Anspruch nahm (rund 70 Sekunden für das An- bzw. 18 Sekunden für das Ausziehen). Die maximale Bewegungsfreiheit der Schulter wurde durch die Intervention (Exoskelett) um ca. 2,5 % während der Flexion und rund 10 % während der Abduktion eingeschränkt. Die Gefahr hinsichtlich möglicher Rutsch- oder Stolperunfälle bei ebenerdigem Gang wurde durch das Exoskelett hingegen nur minimal beeinflusst. Allerdings stellten die Autoren fest, dass die Scher- und Kompressionskräfte durch den Einsatz des Exoskelettes insbesondere bei der Schraubtätigkeit reduziert wurden, was einer positiven Wirkung auf den *unteren Rücken* gleichkam. Für Kim et al. stellte sich auch noch nach ihrer Studie die Frage, welchen Einfluss ein Exoskelett auf die Beanspruchung nicht direkt unterstützter Körperteile habe und ob der Einfluss, egal ob positiv oder negativ geartet, in den unterschiedlichen Konstruktionsaspekten der Exoskelette und/oder in der Charakteristik der unterstützten Tätigkeit (z.B. statische Haltung im Vergleich zu dynamischer Tätigkeit) begründet läge (Kim et al., 2018b).

In einer Folgestudie, die auf der zweiteiligen Laborstudie (Kim et al., 2018a) und (Kim et al., 2018b) aufbaute, replizierten Kim und Nussbaum (2019) ihr Studiendesign und überprüften erneut die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes (*EksoVest*) auf das Diskomfortempfinden, die elektromyographische Aktivierung sowie Arbeitsausführung und Präzision während zweier verschiedener Tätigkeiten (Schraubtätigkeit mit Akkuschauber und manuelle Montagetätigkeit) und unterschiedlicher Arbeitshöhe (Überschulter- und Überkopfarbeit). Daneben wurde untersucht, ob eine Änderung der Arbeitsausführung bzw. Präzision mit einem klassischen Geschwindigkeits-Genauigkeits-Trade-Off in Zusammenhang stand. An der Laborstudie nahmen jeweils sechs weibliche und männliche Teilnehmer teil. Zwischen Kontroll- (*Kein Exoskelett*) und Interventionsbedingung (*Exoskelett*) wurde die Muskelaktivierung der Bündel der Schultermuskeln des *Musc. deltoideus pars clavicularis*, *infraspinatus* und *serratus anterior*, der Rückenmuskulatur des *Musc. erector spinae* und des *latissimus dorsi* sowie der Bauch- bzw. Flankenmuskelpaarungen des *Musc. rectus abdominis* und des *Musc. external oblique abdominis* verglichen. Für die Erhebung der Arbeitsausführung bzw. Präzision sowie die des lokalen Diskomfortempfindens kam dieselbe Methodik der zweiteiligen Laborstudie zum Einsatz. Die Autoren berichteten von einem statistisch signifikanten Einfluss der Intervention sowie einem Interaktionseffekt aus Intervention und Tätigkeitshöhe, wobei die auf das 95.te Perzentil der MVC-Messung normalisierte

elektromyographische Aktivität für die *linke* Körperseite des *Musc. infraspinatus*, *serratus anterior* und des *latissimus dorsi* jeweils um -46,1 %, -29,6 % bzw. -11,0 % bei Verwendung des Exoskelettes abnahm. Ebenfalls profitierten die Bündel des *Musc. deltoideus pars clavicularis (beidseitig)*, *infraspinatus* und *serratus anterior* (jeweils nur *rechts*) von der Intervention. Sie zeigten eine relative Beanspruchungsreduktion von -15,6 % bis -52,5 %. Dieselben Kombinationen hatten ebenfalls einen statistisch signifikanten Effekt und zeigten eine auf das 50.te Perzentil der MVC-Messung normalisierte reduzierte elektromyographische Aktivität bei Verwendung des Exoskelettes. Für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* und *infraspinatus* (jeweils nur *rechts*) ergaben sich relative Reduktionen von -32 % bis -60,6 %. Für den linken *Musc. serratus anterior* (-35,4 %) und *latissimus dorsi* (-13,0 %) zeigten sich ebenfalls Reduktionen. Linker und rechter Teil des *Musc. external oblique abdominis* zeigten relative Reduktionen von -14,0 % bis -16,0 %. Der lokal empfundene Diskomfort der *Schultern* wurde statistisch signifikant durch die Intervention beeinflusst. Der Interaktionseffekt aus Intervention, Arbeitstätigkeit und -höhe hatte zudem einen statistisch signifikanten Einfluss auf die Körperteile *Nacken*, *Schultern*, *Oberarm* und *unterer Rücken*. Das lokale Diskomfortempfinden reduzierte sich statistisch signifikant bei Verwendung des Exoskelettes für die Körperteile *Nacken*, *Schultern* und *Oberarm*. Die Autoren bestätigten die Ergebnisse der vorangegangenen Studien insofern, als dass das eingesetzte Exoskelett die physische Beanspruchung während Überkopfarbeit reduzierte, wobei nicht nur die Schultermuskulatur, sondern auch der untere Rücken entlastet wurde. Letztere Eigenschaft schrieben die Autoren der spezifischen Konstruktion des Exoskelettes zu (Kim & Nussbaum, 2019).

Spada et al. (2019) führten eine Laborstudie mit 18 gesunden männlichen Mitarbeitenden eines Automobilherstellers durch, wobei sie den Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes (*MATE*) auf die maximale statische Haltezeit bzw. Ausdauer für eine repetitive dynamische Materialdispositionsangabe sowie die Präzision einer Tätigkeitsausführung untersuchten. Die maximale statische Haltezeit wurde in stehender Haltung mit ausgestreckten Armen und einer Schulterflexion von 90° gemessen, wobei ein Gewicht von 3,5 kg auf den Unterarmen gehalten wurde. Dies geschah, um die Beteiligung der Hände und Handgelenke zu verhindern. Für die dynamische Materialdisposition bewegten die Probanden 30-mal pro Minute ein 3,4 kg schweres Gewicht zwischen zwei unterschiedlich hohen Ebenen in stehender Haltung hin und her. Zur Messung der Präzision sollten die Teilnehmer bei voll ausgestrecktem Arm und waagrechtem Stand mit einem Stift eine vorgezeichnete sinusförmige Linie möglichst genau nachzeichnen. Die Linie war über fünf Reihen zu jeweils 27 Sinusbögen aufgeteilt. Für jede Tätigkeit wurde die subjektive Beanspruchung mittels Borg'scher RPE-Skala nach Abschluss erhoben. Weiterhin wurde die Zeit bis zum willentlichen Abbruch durch den

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

Teilnehmer während der statischen Halteaufgabe sowie die Gesamtdauer für die Präzisionsaufgabe aufgezeichnet. Die maximale statische Haltezeit steigerte sich relativ um 56 % beim Einsatz eines Exoskelettes, während die subjektive Beanspruchung von 3 auf 1,6 sank. Zwölf Studienteilnehmer vergrößerten mit Exoskelett ihre maximale Ausdauer während der repetitiven dynamischen Materialdispositionsaufgabe. Analog den ersten Ergebnissen ging die subjektive Beanspruchung von 3 auf 2 zurück. Für die Präzision stellten die Autoren eine relative Steigerung um 26,5 % (Präzisionsindex 600 zu 475) unter Verwendung des Exoskelettes fest, wobei die subjektive Beanspruchung von 2,7 auf 1,6 abnahm. Die Autoren schlossen daraus, dass ein erster Laborversuch die vermutete Eignung des verwendeten Exoskelettes für Überkopftätigkeiten bestätigte, allerdings zukünftig Langzeittests in realer Arbeitsumgebung durch größere, repräsentativere Probandenkollektive und holistischer Evaluierungsmethodik notwendig seien, um ein realistisches und ganzheitliches ergonomisches Bild zu erhalten (Spada et al., 2019).

In einer Labor-Prinzipstudie untersuchten Schmalz et al. (2019) die physiologischen Auswirkungen des PAEXO Überkopf-Exoskelettes. Zwölf Teilnehmer, jeweils sechs männlich und weiblich, die aus dem universitären Umfeld rekrutiert waren, wurden nach dem Zufallsprinzip in zwei Gruppen gleicher Größe eingeteilt. In drei fünfminütigen Versuchsabschnitten – die eine Gruppe jeweils zweimal mit Exoskelett und einmal ohne, die andere Gruppe umgekehrt – schraubten die Probanden mittels Akkuschauber (Gewicht 1,5 kg) in eine höhenverstellbare Montageplatte Schrauben ein sowie aus und simulierten so eine Überkopftätigkeit, wie sie auch in der Automobilindustrie typischerweise vorkommt. Die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) und Herzschlagfrequenz ( $min^{-1}$ ) wurden messtechnisch per Ergospirometrie und einem Pulsgurt erfasst. Weiterhin wurden die elektromyographischen Aktionspotenziale aller Teile des *Musc. deltoideus pars clavicularis/acromialis/spinalis* und des *Musc. trapezius pars descendens/transversa/ascendens* sowie des *Musc. biceps brachii* erfasst. Für die metabolischen Parameter ergaben sich jeweils statistisch signifikante relative Reduktionen der Herzschlagfrequenz um -7 % und der spezifische Sauerstoffaufnahme um -11 %. Bei Nutzung des Exoskelettes sank die mittlere Amplitude des OEMG-Signals für alle Anteile des *Musc. deltoideus* und für den *Musc. biceps brachii* zwischen -40 % und -48 %, für die Anteile des *Musc. trapezius* zwischen -18 % und -34 %. Die Muskelermüdung – berechnet über den Muskelermüdungsindex – fiel für alle Teile des *Musc. deltoideus*, den *Musc. biceps brachii* sowie für den *Musc. trapezius ascendens* statistisch signifikant aus (Schmalz et al., 2019).

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

---

Maurice et al. (2019) evaluierten in einer Laborstudie mit zwölf männlichen, studentischen Teilnehmern das PAEXO Überkopf-Exoskelett während einer simulierten Überkopf-Schraubtätigkeit. Aufgabe der Probanden war es mit einer Akkuschauber-Attrappe einen, über dem Kopf auf einem Touch-Screen auftauchenden, farblich markierten Punkt durchgehend für zwei Sekunden zu berühren, was einen Einschraubvorgang simulieren sollte. Dabei durchliefen die Probanden fünf Blocks à 24 zu berührenden Punkten, wobei zwischen jedem Block eine 30-sekündige Pause eingelegt wurde, in der die Probanden ihre Arme herabnehmen durften. Während eines Blockes waren die Probanden angewiesen beide Arme dauerhaft über Kopf zu halten. Mit dem dominanten Arm wurde die simulierte Tätigkeit ausgeführt und mit dem anderen Arm sollten sich die Probanden am über Kopf befestigten Monitor festhalten. Ein Block dauerte ca. zwei Minuten. Ziel der Studie war es, den Einfluss des Exoskelettes auf die Physiologie über ein breites Spektrum an Messverfahren während der Ausführung der Tätigkeit zu erheben. Dafür zeichneten Maurice et al. mittels OEMG die Muskelaktivierung des rechten *Musc. erector spinae* sowie des *Musc. deltoideus pars clavicularis* auf. Die globale Beanspruchung erhoben die Forscher per Ergospirometrie in Kombination mit einer Herzschlagfrequenzmessung. Änderungen von Bewegungsstrategien, Gelenkwinkeln und der Balance wurden per markerbasiertem Motion-Capturing-Verfahren sowie Boden-Kraftmessplatten aufgezeichnet. Physische und mental empfundene Beanspruchung wurde mittels standardisiertem NASA-TLX Fragebogen erhoben. Ein selbstentwickelter Fragebogen zur Evaluierung der Technologieakzeptanz kam ebenfalls zum Einsatz. Für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* ergab sich eine statistisch signifikante relative Reduktion der Aktivierung von rund -50 % unter Einsatz des Exoskelettes, wobei so die relative Muskelaktivierung über die Versuchsblöcke hinweg konstant blieb. Ohne Exoskelett stieg diese zwischen dem ersten und letzten Versuchsblock um bis zu 30 % an, was auf eine Muskelermüdung hinwies. Der *Musc. erector spinae* zeigte hingegen keine statistisch signifikante Änderung der Muskelaktivierung zwischen Kontroll- (*ohne Exoskelett*) und Interventionsbedingung (*Exoskelett*). Die Ganzkörperbeanspruchung nahm statistisch signifikant unter Nutzung der Intervention ab. Die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) nahm relativ um -33 % ab. Die Herzschlagfrequenz sank relativ um -19 %. Keinen Einfluss hatte das Exoskelett auf die Ausführungszeit, wobei die Zeitspanne zum Erreichen des Touch-Screen Monitors sich statistisch nicht signifikant um -3 % gegenüber der Kontrollbedingung verringerte. Die Schulterflexion sowie -rotation und die Ellenbogenflexion nahm unter Verwendung der Intervention zwischen 3° und 10° statistisch signifikant zu. Die örtliche Verlagerung des Druckmittelpunkts (*Center of pressure: displacement*) nahm durch die Intervention relativ um -18 % ab, war allerdings statistisch nicht signifikant. Die Ableitung der örtlichen Verlagerung des Druckmittelpunktes, also die Geschwindigkeit, mit der sich der Druckmittelpunkt verschob (*Center of pressure: velocity*), nahm dagegen statistisch



signifikant relativ um -14 % ab. Die subjektive mentale und physische Beanspruchung nahm über alle sechs Dimensionen des *NASA-TLX* gemittelt relativ um -21 % in Interventionsbedingung ab. Die Technologieakzeptanz gegenüber der Intervention wurde durch die Studienteilnehmer mit einem Wert von  $7,76 \pm 1,79$  bewertet, wobei die Bewertungsskala von 0 (*keine Akzeptanz*) bis 10 (*volle Akzeptanz*) reichte. Die Autoren konkludierten, dass das untersuchte Exoskelett über ein breites Spektrum an verschiedenen Messmethoden und während der betrachteten Überkopftätigkeit einen positiven Effekt hatte. Die Probanden gaben an, dass ihre Bewegungsfreiheit in den Extrempositionen der Gelenkwinkel eingeschränkt war. Darüber hinaus zeigten sich leicht veränderte Trajektorien für die Oberarme und damit einhergehend der Gelenkwinkel. Maurice et al. hielten fest, dass zukünftig Feldstudien mit erfahrenen Mitarbeitenden von produzierenden Unternehmen durchgeführt werden sollten, um die potenziellen Bewegungsänderungen im realen Anwendungsfall besser beurteilen zu können (Maurice et al., 2019).

Alabdulkarim und Nussbaum (2019) verglichen in einer Laborstudie mit jeweils acht männlichen und weiblichen studentischen Teilnehmern den Einfluss dreier unterschiedlicher Exoskeletttypen auf die Beanspruchung. Ein Ganzkörper-Exoskelett (*FORTIS*), ein Exoskelett mit zusätzlich an einem Beckengurt befestigtem mechanischen Arm (*EksoZeroG*) und ein Überkopf-Exoskelett (*ShoulderX*) wurden betrachtet. Erhoben wurde die elektromyographische Aktivität, die subjektive Beanspruchung und die maximale Arbeitsfrequenz sowie die Präzision bzw. Ausführungsqualität während einer repetitiven Überkopf-Schraubtätigkeit. Die Probanden mussten in Überkopfarbeit bei 90° Schulter- und Ellenbogenwinkel einen Akkuschauber für rund 2,5 Sekunden auf vorgegebene Punkte auf der Unterseite einer höhenverstellbaren Platte gedrückt halten, was die Überkopf-Schraubtätigkeit simulieren sollte. Der Minimalanpressdruck von 66 Newton und eine maximale Abweichung der Bohrachse von 2° gegenüber der Orthogonalen der Montageplattenebene durften über die vorgegebene Zeitspanne weder unter- noch überschritten werden, um den Versuch als gültig zu zählen. Letztere bildete die Kennzahl Präzision bzw. Ausführungsqualität. Nach Abschluss einer simulierten Bohrung legte der Proband den verwendeten Akkuschauber vor sich ab und ein neuer Zyklus startete. Das Aufnehmen des Akkuschaubers, Ansetzen und Halten sowie Absetzen wurde über eine getaktete Tonbandansage vorgegeben und repräsentierte die Arbeitsfrequenz. Über einen Gesamtzeitraum von 18 Minuten wurde der Zyklus wiederholt, wobei nach jedem Durchgang der Proband die Geschwindigkeit der Tätigkeit anpassen konnte. Dies geschah über eine Wortmeldung des Probanden, wobei nachfolgend die Geschwindigkeit der Audio-Anweisungen entsprechend angepasst wurde. Zielstellung war es eine akzeptable Arbeitsfrequenz zu finden, die nach

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

---

Meinung der Probanden für eine 2h-Schicht beizubehalten wäre. Die akzeptable Arbeitsfrequenz fiel für das Exoskelett mit mechanischem Arm leicht erhöht, unverändert für das Überkopf-Exoskelett und für die weiblichen Probanden deutlich geringer als ohne Unterstützung aus. Die Fehlerrate zeigte in der Kontrollbedingung keine Unterschiede zum Überkopf-Exoskelett, stieg deutlich für das Ganzkörper-Exoskelett und etwas geringer für das Exoskelett mit mechanischem Arm an. Die subjektive körperliche Beanspruchung, erhoben per Borg'scher CR-10 Skala i.V.m. einer Body-Map, fiel für die oberen Extremitäten ohne Exoskelett bzw. mit Überkopf-Exoskelett am größten aus, während für das Exoskelett mit mechanischem Arm eine geringere Beanspruchung wahrgenommen wurde. Das geringste Beanspruchungsempfinden zeigte sich für das Ganzkörper-Exoskelett. Ähnliche Ergebnisse ergaben sich für den unteren Rücken. Das Ganzkörper-Exoskelett beanspruchte subjektiv die unteren Extremitäten am stärksten, während mit den anderen Geräten bzw. in Kontrollbedingung die Beanspruchung gleich oder deutlich niedriger ausfiel. Die elektromyographische Aktivierung lag für die statische Beanspruchung (Annahme: 10.tes Perzentil der normierten OEMG-Aktivität) bei der Schultermuskulatur des *Musc. deltoideus pars acromialis* und *clavicularis* bei maximal 1,5 %, normiert auf die Maximalkontraktion (MVC). Am höchsten fiel sie für die weiblichen Teilnehmer und das Ganzkörper-Exoskelett aus, am niedrigsten für das Überkopf-Exoskelett und den Oberarmstrecker, *Musc. triceps brachii*, bei maximal 2,2 % für die weiblichen und 0,9 % für die männlichen Teilnehmer, jeweils für die nicht-dominante Seite. Erneut ergab sich der Höchstwert für das Ganzkörper-Exoskelett. Die höchste statische Aktivität wurde für die dominante Seite beim Tragen des Überkopf-Exoskelettes mit 2 % gemessen. Für den *Musc. iliocostalis lumborum pars lumborum*, zuständig für das seitliche Neigen der Wirbelsäule (Rotationsachse steht orthogonal auf der Frontalebene), lagen die Extremwerte bei unter 1 % für die dominante Seite (Ganzkörper-Exoskelett) bzw. zwischen 0,8 % (Überkopf-Exoskelett) und 1,9 % (Exoskelett mit mechanischem Arm) für die nicht-dominante Seite der weiblichen Teilnehmer. Die der männlichen Teilnehmer lagen ähnlich verteilt dazwischen. Für eine mittlere Beanspruchung (Annahme: 50.tes Perzentil der normierten OEMG-Aktivität) zeigten sich qualitativ beinahe dieselben Ergebnisse wie für die statische Beanspruchung. Quantitativ überstiegen die Werte das bis zu sechsfache, wobei der höchste Wert für die Schultermuskulatur der dominanten Seite der weiblichen Teilnehmer unter Verwendung des Ganzkörper-Exoskelettes mit 12 % gemessen wurde. Die niedrigsten Werte wurden zweimal für die nicht-dominante Seite der Schultermuskeln und für den *Iliocostalis* für das Überkopf-Exoskelett und einmal für die nicht-dominante Seite des *Iliocostalis* für die weibliche Teilnehmerkohorte in der Kontrollbedingung zu 2,5 % gemessen. Die höchste maximale Arbeitsfrequenz ergab sich für das Exoskelett mit mechanischem Arm, die geringste für das Ganzkörper-Exoskelett. Der Einsatz des letzteren führte auch zur geringsten Präzision bzw. Ausführungsqualität, während die

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

höchste Präzision für das Überkopf-Exoskelett, in geringem Abstand die Kontrollbedingung folgend, erreicht wurde (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019).

Groos et al. (2020) untersuchten in einer Laborstudie mit 20 Teilnehmern, davon neun männlich und elf weiblich, den Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes (*Levitate Air-frame*) auf die physiologischen Kosten, erhoben über die Arbeitspulsfrequenz sowie die muskuläre Beanspruchung, jeweils beidseitig erhoben per Oberflächen-OEMG an den Bündeln des *Musc. deltoideus pars clavicularis* und *acromialis*, des *Musc. trapezius pars descendens* sowie des *Musc. latissimus dorsi* während dreier unterschiedlicher Überkopftätigkeiten. In jeweils drei Teilversuchen, die durch Kurzpausen getrennt waren, montierten die Probanden über Kopf jeweils einmal mit der rechten und der linken Hand Schrauben in eine vormontierte Arbeitsplatte ein. Ebenfalls getrennt nach der Körperseite, steckten die Probanden Legobausteine über Kopf in eine Versuchsplatte ein, was einer Überkopf-Montagetätigkeit gleichkommen sollte. Die letzte Tätigkeit bestand darin, mit der dominanten Hand und unter Zuhilfenahme eines Akkuschaubers sieben Reihen á sieben Schrauben über Kopf in eine Arbeitsplatte einzuschrauben. Groos et al. berichteten von statistisch signifikanten relativen Reduktionen der Muskelaktivierung von -32 % bis -39 % für den *Musc. deltoideus pars clavicularis*, von -22 % bis -37 % für den *Musc. deltoideus pars acromialis* und von -23 % bis -35 % für den *Musc. trapezius pars descendens*, je nach ausgeführter Tätigkeit und bei Verwendung des Exoskelettes. Keine erhöhten Beanspruchungen und daher auch keine Unterschiede wurden beidseitig für den *Musc. latissimus dorsi* festgestellt, wobei die Autoren schlussfolgerten, dass ein kaudales Absenken der Arme gegen die Unterstützungswirkung des Exoskelettes – entgegen ihrer Vermutung – zu keiner nachweisbaren Mehrbeanspruchung führte. Die physiologischen Kosten wurden durch den Einsatz des Exoskelettes statistisch nicht signifikant reduziert und waren betragsmäßig vernachlässigbar klein. Für die Schraubtätigkeit mit Akkuschauber sowie bei der manuellen Überkopf-Montagetätigkeit ergaben sich ab rund drei Minuten Versuchsdauer ohne Exoskelett linear ansteigende Werte der Arbeitspulsfrequenz bis zum Ende des Versuchsblockes. Allerdings wiesen die aufgezeichneten Werte im Maximum rund 32 Schlägen pro Minute auf, was laut Autoren immer noch unterhalb der Dauerleistungsgrenze von 35 bis 40 Schlägen pro Minute lag (Groos et al., 2020).

In einer Laborstudie mit 15 Teilnehmern, elf männlich und vier weiblich, gingen Pacifico et al. (2020) der Forschungsfrage nach, ob ein passives Überkopf-Exoskelett (*MATE*) einen positiven Einfluss auf die körperliche Beanspruchung während statischer Haltungen, quasi-statischer langsamer Bewegungen sowie repetitiver dynamischer Tätigkeiten hätte. Für die Beurteilung erhoben die Autoren die elektromyographische Akti-

vität der nachfolgenden Muskeln: *Musc. deltoideus pars clavicularis/acromialis/spinalis*, *biceps* und *triceps brachii*, *trapezius pars ascendens*, *latissimus dorsi* und *pectoralis major*. Unter Zuhilfenahme eines markerbasierten Motion-Tracking Verfahrens und einer Kraftmessplatte – zur Erfassung der Bodenreaktionskräfte – ermittelten und verglichen Pacifico et al. die sich einstellenden Gelenkwinkel und -momente mit und ohne Exoskelett. Die Tätigkeiten untergliederten sich in funktionale Tätigkeiten, die typische Haltungen und Bewegungen während der Unterflurmontage im Automobilbau widerspiegeln sollten und nicht-funktionale, generische Greif-Bewegungen, die Mitarbeitende mit hoher Wahrscheinlichkeit während dem Griff nach Werkzeugen ausführen würden. Während der funktionalen Aufgabenblöcke berichteten Pacifico et al. von statistisch signifikanten Reduktionen der Bündel des *Musc. deltoideus pars clavicularis*, *trapezius pars ascendens* und *pectoralis major* im Bereich von -18 % bis -42 %. Relative Reduktionsraten des Schultergürtels lagen abhängig von der Versuchsbedingung zwischen -2 % bis -8 % und erreichten maximal -40 %. Einzig und allein der *Musc. deltoideus pars spinalis* verzeichnete während der Greifbewegung eine relative Steigerung von 30 %. Die übrigen Muskelpaarungen zeigten keine statistisch signifikanten Änderungen. Für die nicht-funktionalen Tätigkeiten ergaben sich statistisch signifikante Reduktionen für alle untersuchten Muskeln, die zu einer Armhebebewegung beitrugen. So ergaben sich für die Bündel des *Musc. deltoideus pars clavicularis/spinalis*, *trapezius pars ascendens* und *pectoralis major* für die Greiftätigkeiten relative Reduktionen von -16 % bis -43 %, für die statische Haltung -16 % bis -35 % und für die quasi-statische Bewegung -25 % bis -40 %. Die Autoren schlussfolgerten, dass das Überkopf-Exoskelett *MATE* die OEMG-Aktivität der für eine Schulterflexion und -stabilisation verantwortlichen Muskeln des Schultergürtels effektiv reduzierte, während sich gleichzeitig die Bewegungsfreiheit während Schulterabduktion bzw. -adduktion sowie -flexion und -extension nur gering und nicht signifikant änderte. Weiterhin merkten die Autoren an, dass zukünftig subjektive Evaluierungen durchgeführt werden sollten, um auch die Akzeptanz durch die Träger von Exoskeletten beurteilen zu können (Pacifico et al., 2020).

## 5.2 Kombinierte Labor- und Feldstudien

In einer kombinierten Labor- und Feldstudie untersuchten Liu et al. (2018) den Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes (*Levitate Airframe*) auf die Geschicklichkeit, das lokale Schmerzempfinden sowie die Muskelermüdung während laparoskopischen chirurgischen Operationstätigkeiten. Von den ursprünglich 23 rekrutierten Teilnehmern wurden drei weibliche Teilnehmer ausgeschlossen, da sie für das Exoskelett ungeeignete Körpermaße besaßen. Alle Studienteilnehmer waren praktizierende Chirurgen mit um-

fangreicher Berufserfahrung in ihrem Tätigkeitsfeld. Unter kontrollierten Laborbedingungen wurden keine Unterschiede zwischen Kontroll- (*ohne Exoskelett*) und Interventionsbedingung (*mit Exoskelett*) hinsichtlich der Geschicklichkeit festgestellt. Ebenfalls unter Laborbedingungen erhoben, ergaben sich unter Einsatz des Exoskelettes statistisch signifikant geringere subjektive Ermüdungswerte für die Arme, während einer 15-minütigen statischen Haltedauer eines laparoskopischen Operationswerkzeuges bei annähernd 60° Schulterflexion mit ausgestrecktem Arm. Das lokale Schmerzempfinden, erhoben während realen Operationstätigkeiten, fiel unter Verwendung des Exoskelettes für den *Nacken* und die *Schultern* statistisch signifikant niedriger aus als ohne Intervention. Ebenfalls geringer, allerdings statistisch nicht signifikant, ergab sich der empfundene lokale Schmerz unter Interventionsbedingung für den *Oberarm*, *Handgelenk*, *Knie* und *Füße* sowie *oberer* und *unterer Rücken*. Beim Vergleich eines gesamten Operationstages, einmal mit und einmal ohne Exoskelett, zeigte sich für die *Schultern* ein statistisch signifikant geringeres lokales Schmerzempfinden. Liu et al. schlossen daraus, dass der Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes die ergonomischen Bedingungen während operativen Eingriffen verbessern könnte (Liu et al., 2018).

Die zweiteilige Studie von Spada et al. (2017; 2018) lässt sich weder eindeutig als Labor- noch als Feldstudie einordnen. So untersuchten die Autoren den Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes (*Levitare Airframe*) auf insgesamt 42 männliche Probanden eines Automobilherstellers während klassischer Überkopftätigkeiten. Ziel der Studie war es zu überprüfen, ob ein Überkopf-Exoskelett die Arbeitsausführung bzw. Präzision während Tätigkeiten mit erhöhten Schultergelenkwinkeln verbessern könnte und ob es einen positiven Effekt bei langanhaltenden statischen Körperhaltungen sowie repetitiven Materialdispositionsaufgaben gäbe. Im ersten Teil der Studie durchliefen 31 erfahrene Mitarbeitende im örtlichen Ergonomielabor des Automobilwerkes drei Versuchsbedingungen. Die eingesetzten Methoden wurde bereits ausführlich beschrieben (siehe Laborstudie zum *MATE* Exoskelett von Spada et al. (2019) in Kapitel 5.1). Unter Einsatz des Exoskelettes verlängerten die Probanden die maximale statische Haltezeit um 31,1 %. Bei der dynamischen, repetitive Materialdispositionsaufgabe profitierten weniger Probanden von dem Exoskelett. Von den Probanden, die die Versuchsbedingung (600 Sekunden kontinuierliche Materialdisposition) nicht durchhielten und vorzeitig abbrachen, verringerten elf ihr Durchhaltevermögen während lediglich sechs ihr Durchhaltevermögen vergrößerten. Bei der Präzisionsaufgabe zeigte sich eine deutliche Steigerung der Präzision während der Nutzung des Exoskelettes. Ohne Exoskelett zeichneten nur sechs Probanden die maximale Anzahl von 135 Sinushalbbögen fehlerfrei nach. Mit Exoskelett waren es 19, was einer 90-prozentigen Steigerung des berechneten Präzisionsindex entsprach. Mit den Probanden geführte Interviews zeigten,

## Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten

dass dem Exoskelett ein subjektiver Nutzen für die entsprechenden Tätigkeiten zugeschrieben wurde, die Verwendung des Gerätes am Arbeitsplatz allerdings auf freiwilliger Basis entschieden werden sollte. Spada et al. fassten zusammen, dass sowohl die qualitativen als auch quantitativen Ergebnisse vielsprechend seien. Allerdings berichteten sie von Probanden, die Betroffenheit gegenüber dem Einsatz am realen Arbeitsplatz aufgrund möglicher Bewegungseinschränkungen und dem physischen Kontakt mit der Arbeitsumgebung als auch dem Fahrzeug äußerten. Daher empfahlen sie weitere Untersuchungen unter realen Arbeitsbedingungen (Spada et al., 2017).

Im zweiten Teil der Studie überprüften Spada et al. (2018) anhand weiterer elf erfahreneren Produktionsmitarbeitenden die Auswirkungen des *Levitate Airframe* auf dieselben Tätigkeiten der ersten Studie und darüber hinaus auf drei weitere Tätigkeiten. Die Wiederholung der ersten drei Versuchsbedingungen diente einer Validierung der Ergebnisse. Die drei zusätzlichen Tätigkeiten wurden an einer realen Fahrzeugkarosserie im selben Ergonomielabor wie im ersten Teil der Studie durchgeführt. Bei den Tätigkeiten handelte es sich um reale Arbeitsinhalte, wie sie auch in der Produktionsumgebung vorzufinden sind. Aus den vorgenannten Gründen lässt sich die Studie nicht klar in eine Labor- bzw. Feldstudie einordnen. Bei der statischen Halteaufgabe verbesserten sich die elf Probanden im Mittel um 52,5 % mit Nutzung des Exoskelettes. Dasselbe berichteten die Autoren auch für die Materialdispositions- und Präzisionsaufgabe, wobei für letztere die Präzision relativ um 34 % zunahm. Bei den zusätzlichen Aufgaben handelte es sich um die Anbringung von Klipsen zur Aufnahme der Bremsleitungen im Unterboden des Fahrzeuges, eine Tätigkeit, die in stehender Überkopfhaltung durchgeführt wurde. Weiterhin spritzten die Probanden mittels speziellen Werkzeugs, ebenfalls unterhalb der Fahrzeugkarosserie stehend, in Überkopfhaltung eine zehn Meter lange Dichtungsnaht auf. Die letzte Tätigkeit umfasste die Anbringung einer umlaufenden Dichtlippe im Türrahmen, wobei die Arbeiten auf Brust- bzw. Hüfthöhe ausgeführt wurden. Für die zusätzlichen Versuchsbedingungen berichteten die Autoren lediglich qualitative Ergebnisse, wobei sich auch hier das Durchhaltevermögen und die Präzision durch den Einsatz des Exoskelettes jeweils verbesserten. Die Autoren stellten zusammenfassend fest, dass das Exoskelett grundsätzlich ein positives Feedback durch die Probanden erhielt. Allerdings äußerten sie sich skeptisch über eine mögliche Kollision des Gerätes mit der Fahrzeugkarosserie während der Ausführung der Überkopf-Montagetätigkeiten. Spada et al. berichteten, dass zum Zeitpunkt ihrer Untersuchung nur wenige Studien zur Quantifizierung der körperlichen Beanspruchung beim Einsatz von industriellen Überkopf-Exoskeletten an Arbeitsplätzen durchgeführt wurden. Ebenso fehlten Untersuchungen die den Einfluss auf die Risikobewertung des Arbeitsplatzes untersuchten (Spada et al., 2018).

### 5.3 Feldstudien

Moyon et al. (2018) überprüften in einer explorativen Feldstudie mit zwei Teilnehmern den Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes (*SkelEx V1*) auf Herzschlag- bzw. Arbeitspulsfrequenz während manueller Überkopf-Sandstrahlarbeiten an einem Schiffsrumpf. Das globale Beanspruchungsempfinden wurde mitunter durch sieben weitere Studienteilnehmer mittels Borg'scher CR-10 Skala erhoben, um die subjektiv anstrengendste Arbeitstätigkeit bzw. -haltung zu identifizieren. Über einen zweistündigen Tätigkeitszeitraum führten die Probanden Sandstrahlarbeiten an Bug, Rumpf und Heck eines Katamarans aus. Einstimmig bewerteten die neun Teilnehmer die Überkopfarbeit am Rumpf des Schiffes als die anstrengendste Tätigkeit. Die objektiven Messwerte der Herzschlagfrequenz wurden nur für zwei Probanden erhoben, weshalb keine statistischen Aussagen getroffen werden konnten. Die gemittelte Arbeitspulsfrequenz ergab sich zu  $33,8 \text{ min}^{-1}$  ohne und zu  $26,5 \text{ min}^{-1}$  mit Exoskelett, was einer relativen Reduktion von -12,5 % entsprach (Moyon et al., 2018).

Smets (2019) führte unter vier erfahrenen Mitarbeitenden (drei männlich, eine weiblich) eines Automobilherstellers eine explorative Feldstudie zum ergonomischen Nutzen eines Überkopf-Exoskelettes (*EksoVest*) durch. Über einen Zeitraum von drei Monaten hinweg, setzten die Studienteilnehmer nach eigener Verantwortung die ihnen zugeteilten Exoskelette für ihre täglichen Arbeiten ein. Für die Erhebung des lokalen Diskomforts nutzte Smets den standardisierten *Cornell Musculoskeletal Discomfort Questionnaire*, wobei die Studienteilnehmer ihren empfundenen Diskomfort nach jedem Monat für die Körperteile *Arme*, *Rücken*, *Nacken* und *Beine* erneut selbst bewerteten. Für alle Studienteilnehmer zeigte sich ein abnehmender Trend hinsichtlich des aufsummierten Diskomforts pro dokumentierten Monat. Am Ende der dreimonatigen Dauertestphase gaben die Teilnehmer für die *Arme* und den *Nacken* einen „stark reduzierten Diskomfort“ durch die Verwendung des Exoskelettes an. Hingegen ergaben sich lediglich ein „verringertes Diskomfort“ für den *Rücken* und kein Unterschied für die *Beine*. Smets schlussfolgerte daraus einen subjektiven Mehrwert des verwendeten Überkopf-Exoskelettes durch den Endnutzer. Er empfahl umfangreichere Studien, um die gewonnenen Erkenntnisse mit ärztlich dokumentierten Unfällen zu korrelieren (Smets, 2019).

Marino (2019) untersuchte die physiologischen Auswirkungen eines Beuge- und Hebe-Exoskelettes (*BackX AC* und *BackX S*) sowie eines Überkopf-Exoskelettes (*Levitare Airframe*) während ausgewählter, körperlich anstrengender Tätigkeiten aus dem Groß- und Einzelhandel. An seiner Studie, an der in Summe 14 Probanden, davon elf männlich und drei weiblich, teilnahmen, untersuchte er den Einfluss der Exoskelette auf die

## **Stand der Forschung zur ergonomischen Evaluierung von Exoskeletten**

Arbeitspulsfrequenz sowie die Gehfrequenz (Schritte pro Minute). Aufgrund technischer Probleme konnten für das Überkopf-Exoskelett nur die Daten dreier Probanden ausgewertet werden. Die Arbeitspulsfrequenz reduzierte sich um -3,4 %. Gleichzeitig verringerte sich auch die Schrittfrequenz um -20,5 %. Die Ergebnisse zu dem Beuge- bzw. Hebe-Exoskelett können in Marinos Veröffentlichung direkt nachgelesen werden. Marino stellte fest, dass sich die Ergebnisse zur Arbeitspulsfrequenz zwischen den Studienteilnehmer teilweise konträr verhielten, obwohl die Probanden derselben Tätigkeit nachgingen. Er schlussfolgerte daraus, dass die Träger unterschiedlich auf die Anwendung eines spezifischen Exoskelettes reagierten. Weiterhin stellte er fest, dass es unabdingbar sei die zu unterstützenden Tätigkeiten sehr präzise zu analysieren, um das Potenzial eines spezifischen Exoskelettes zu maximieren. Marino empfahl darüber hinaus, dass zukünftige Exoskelett-Studien einen holistischen Ansatz – d.h. die Erhebung subjektiver und objektiver Daten – verfolgen sollten sowie eine Evaluierung unter Laborbedingungen und im Feld gleichermaßen stattfinden sollte (Marino, 2019).

Eine Zusammenfassung der wichtigsten Eigenschaften der 24 analysierten Studien aus der Literatur findet sich in Tabellenform im Anhang APP-05-1. Aus dem Literaturstudium werden folgende wichtigste Erkenntnisse abgeleitet:



### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Von 24 Studien fanden 18 unter Laborbedingungen statt. Drei Studien wurden im Feld durchgeführt. Drei waren kombinierte Labor- und Feldstudien.
- In 16 Laborstudien wurde die lokale Muskelbeanspruchung mittels Oberflächen-Elektromyographie erhoben. Andere Verfahren zur Erhebung der lokalen Beanspruchung wurden nicht verwendet.
- Die Herzschlagfrequenz wurde in sieben Studien, davon fünf im Labor und zwei im Feld, zur Erfassung der globalen Beanspruchung eingesetzt. In drei dieser Laborstudien wurde zusätzlich die Ergospirometrie zur Bestimmung der Sauerstoffaufnahme bzw. des Energieumsatzes eingesetzt.
- In nur vier Studien, allesamt im Labor, wurde das lokale Beanspruchungsverfahren OEMG mit mindestens einem globalen Beanspruchungsverfahren (Herzschlagfrequenz oder Ergospirometrie) kombiniert eingesetzt.
- Nur zwei Feldstudien erhoben objektive Daten, welche sich auf die Herzschlagfrequenz beschränkten.
- In nur zwei Laborstudien wurden Tätigkeiten durchgeführt, die aufgrund ihrer Charakteristik für Überkopfarbeitsplätze in der Automobilindustrie repräsentativ sind. Die Auswahlkriterien waren:
  - Art: Überkopfmontage oder Überkopfschraubtätigkeit
  - Länge: min. 30 s und max. 120 s
  - Anzahl und Länge der Erholungspausen: max. eine Pause zu max. 120 s
- Die Anzahl der Probanden lag über alle Studien hinweg bei  $15,3 \pm 6,4$ . Der Anteil männlicher Studienteilnehmer ( $11,4 \pm 6,4$ ) fiel gegenüber dem der weiblichen Teilnehmer ( $3,9 \pm 3,7$ ) größer aus.

## 6 Forschungshypothesen

Auf Basis des recherchierten Forschungsstandes lässt sich die Forschungslücke ableiten. Bislang fehlt es an einer Evaluierungsmethodik für passive Überkopf-Exoskelette, die folgende Aspekte berücksichtigt:

- Valide Abbildung von charakteristischen Arbeitsplätzen in der Automobilindustrie, an denen der Einsatz von Überkopf-Exoskeletten in Frage kommt.
- Parallele Erfassung von lokaler und globaler sowie wahrgenommener und objektiv gemessener physiologischer Beanspruchung im Sinne der in der Arbeitswissenschaft etablierten Methoden.
- Anwendung einer einheitlichen Methodik, d.h. mindestens eine Schnittmenge an Verfahren, welche in Labor- und Feldstudien gleichermaßen eingesetzt werden kann.

Es ergibt sich daraus der Bedarf der Entwicklung einer ganzheitlichen – d.h. lokal und global sowie subjektiv und objektiv – ergonomischen Messmethodik für in der Industrie einzusetzende, passive Überkopf-Exoskelette. Die Methodik soll darüber hinaus Arbeitsplätze und Anwendungsfelder für passive Überkopf-Exoskelette in der Automobilindustrie akkurat abbilden. Die Fragestellung, ob im Sinne der entwickelten Methodik passive Überkopf-Exoskelette am Beispiel ausgewählter Geräte einen ergonomischen Mehrwert bieten, wird anhand nachfolgender Hypothesen überprüft:

---

**Hypothese 1-1:** Die subjektive lokale Beanspruchung ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H1-1<sub>0</sub>): Die subjektiven Beanspruchungswerte (CR-10) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H1-1_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} = \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} = \mu_{Exo2}$$

Alternativhypothese (H1-1<sub>1</sub>): Die subjektiven Beanspruchungswerte (CR-10) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H1-1_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo2}$$

---

## Forschungshypothesen

---

**Hypothese 1-2:** Die subjektive globale Beanspruchung verändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H1-2<sub>0</sub>): Die subjektiven Beanspruchungswerte (VAS) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H1-2_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} = \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} = \mu_{Exo2}$$

Alternativhypothese (H1-2<sub>1</sub>): Die subjektiven Beanspruchungswerte (VAS) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H1-2_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo2}$$

---

**Hypothese 2:** Die objektiv gemessene Beanspruchung der Schulter- und Nackenmuskulatur (myoelektrische Aktivität) ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H2<sub>0</sub>): Die objektiv gemessenen Aktivierungspotenziale (OEMG) der Schulter- und Nackenmuskulatur der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H2_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo}$$

Alternativhypothese (H2<sub>1</sub>): Die objektiv gemessenen Aktivierungspotenziale (OEMG) der Schulter- und Nackenmuskulatur der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H2_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo}$$

---

**Hypothese 3:** Die objektiv gemessene lokale Versorgung mit Sauerstoff der beanspruchten Schultermuskulatur ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H3<sub>0</sub>): Die objektiv gemessenen lokalen Werte des Sauerstoffgewebesättigungsgrad (NIRS, TSI) der Schulter- und Nackenmuskulatur der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

## Forschungshypothesen

---

$$H3_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo}$$

Alternativhypothese (H3<sub>1</sub>): Die objektiv gemessenen lokalen Werte des Sauerstoffgewebesättigungsgrad (NIRS, TSI) der Schulter- und Nackenmuskulatur der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H3_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo}$$

---

**Hypothese 4-1:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Sauerstoffaufnahme, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H4-1<sub>0</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte der (spezifischen) Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$  und  $VO_2/kg$ ) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H4-1_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} = \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} = \mu_{Exo2}$$

Alternativhypothese (H4-1<sub>1</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte der (spezifischen) Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$  und  $VO_2/kg$ ) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H4-1_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo2}$$

---

**Hypothese 4-2:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch den Energieumsatz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H4-2<sub>0</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte des Energieumsatzes (EU) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H4-2_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} = \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} = \mu_{Exo2}$$

Alternativhypothese (H4-2<sub>1</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte des Energieumsatzes (EU) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H4-2_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo2}$$

---

## Forschungshypothesen

---

**Hypothese 4-3:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Arbeitspulsfrequenz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Nullhypothese (H4-3<sub>0</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte der Arbeitspulsfrequenz (APF) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich nicht.

$$H4-3_0: \mu_{NoExo} = \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} = \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} = \mu_{Exo2}$$

Alternativhypothese (H4-3<sub>1</sub>): Die objektiv gemessenen globalen Beanspruchungswerte der Arbeitspulsfrequenz (APF) der Versuchsbedingungen unterscheiden sich.

$$H4-3_1: \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo} \text{ bzw. } \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo1} \mid \mu_{NoExo} \neq \mu_{Exo2}$$

---

## 7 Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

Zur Erfassung und Quantifizierung der physiologischen Beanspruchung beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes wurde die nachfolgende Evaluierungsmethodik entwickelt und eingesetzt. Abbildung 16 gibt einen gesamthaften Überblick über die eingesetzten Verfahren zur Erfassung von lokaler und globaler sowie subjektiver und objektiver körperlicher Beanspruchung.

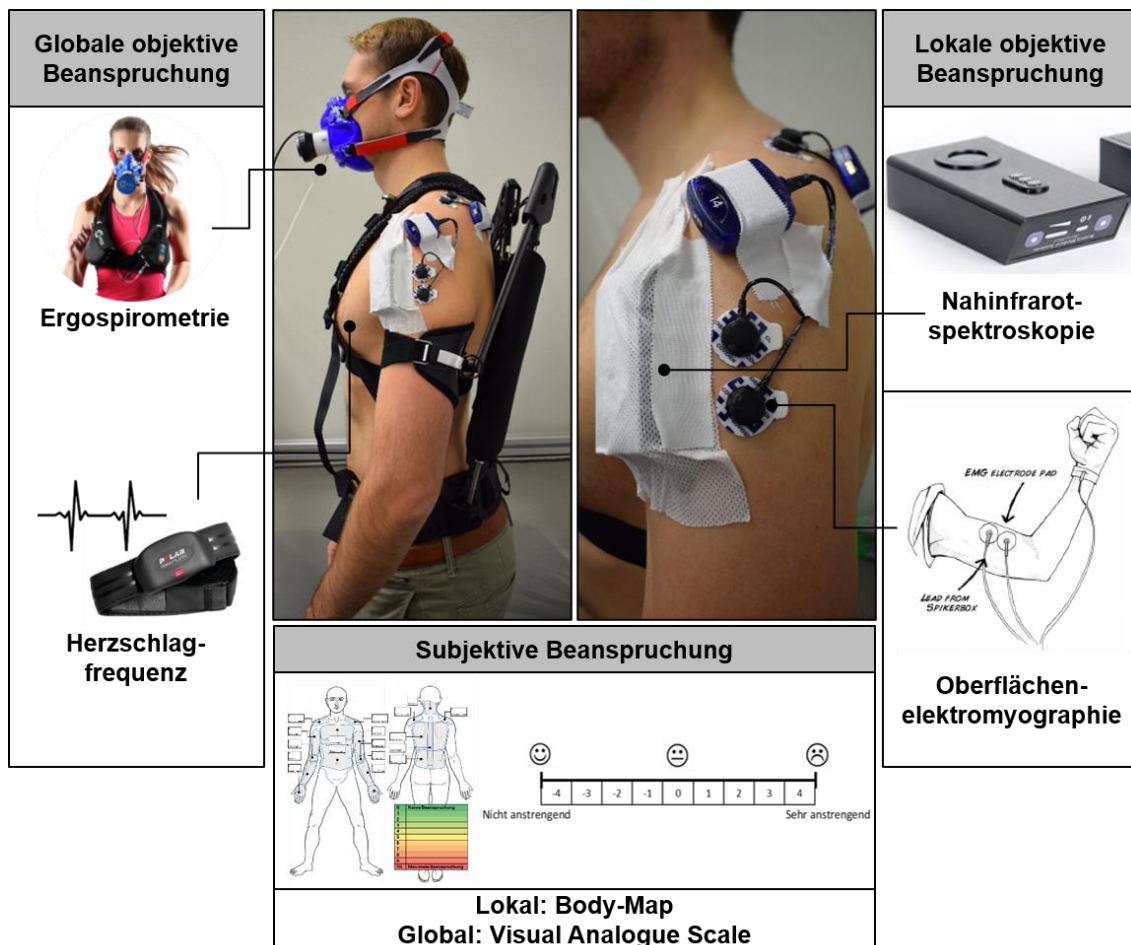


Abbildung 16: Übersicht der eingesetzten Evaluierungsmethodik (Artinis Medical Systems B.V., 2015; Cortex Biophysik GmbH, 2017a; Cortex Biophysik GmbH, 2017b; N.N., 2019)

Für die Labor- und Feldstudien, die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden, konnte jeweils ein wechselnder Umfang an denselben Methoden eingesetzt werden. Stellvertretend für die verwendete Methodik der einzelnen Studien werden daher im

Verläufe des Kapitels sämtliche eingesetzte subjektive und objektive Evaluierungsmethoden gesamthaft beschrieben. Auf die modifizierte Anwendung der Verfahren wird in den Kapiteln der einzelnen Studien gesondert eingegangen.

### 7.1 Subjektive Beanspruchungserfassung

Neben einer objektiven Messung der Beanspruchungssituation wurde auch das Beanspruchungsempfinden der Studienteilnehmer erfasst. Die zuverlässige Erhebung wurde über klar definierte Antwortmöglichkeiten bzw. Skalen mit einer eindeutigen Zuordnung (Strasser, 1982) gewährleistet.

#### 7.1.1 Fragebogen

Persönliche Daten der Probanden, darunter fallen beispielweise das Geschlecht, Alter, Gewicht und Körpergröße wurden per Fragebogen erhoben. Je nach empirischer Studie wurden zusätzlich Fragen zu Gewohnheiten und dem Gesundheitszustand – Raucher oder Nichtraucher, bekannte Muskel-Skelettbeschwerden – der teilnehmenden Probanden erfragt und ebenso eine Einschätzung zur eigenen körperlichen Fitness verlangt. Vor dem Hintergrund weiterführender objektiver Untersuchungen, beispielsweise der Ergospirometrie, sind diese Daten zwingend erforderlich.

#### 7.1.2 Body-Map, CR-10- und VAS-Skala

Das subjektive Beanspruchungsempfinden kann mittels psychometrischer Schätzskalen quantifizierbar gemacht werden. Nach Borg (1982) ist die empfundene Beanspruchung (*Perceived Exertion*) der beste Indikator für eine körperliche Beanspruchung, da sie aus verschiedenen körpereigenen Nervensignalen zusammensetzt ist. Darunter fallen Signale aus der peripheren Muskelarbeit und Gelenkstellung, dem zentralen kardiopulmonalen System sowie dem zentralen Nervensystem. Herzschlagfrequenz und Sauerstoffverbrauch steigen nahezu linear mit der Arbeitsbelastung an und sind die Grundlage der CR-10 Skala (*Category Ratio Scale*). Die CR-10 Skala läuft von 0 (*Keine Beanspruchung* bzw. *nothing*) bis 10 (*Maximale Beanspruchung* bzw. *very, very strong*) und ist geeignet, um die körperliche Beanspruchung zu quantifizieren. Die CR-10 Skala wird seit Jahrzehnten weltweit angewandt und ist bereits mehrfach überprüft und validiert worden (Kroidl et al., 2015). Sie wurde bereits in Studien eingesetzt, bei denen das Beanspruchungsempfinden unter Einsatz von Exoskeletten untersucht wurde (Huysamen et al., 2018a; Huysamen et al., 2018b; Kim et al., 2018a; Kim & Nussbaum, 2019).

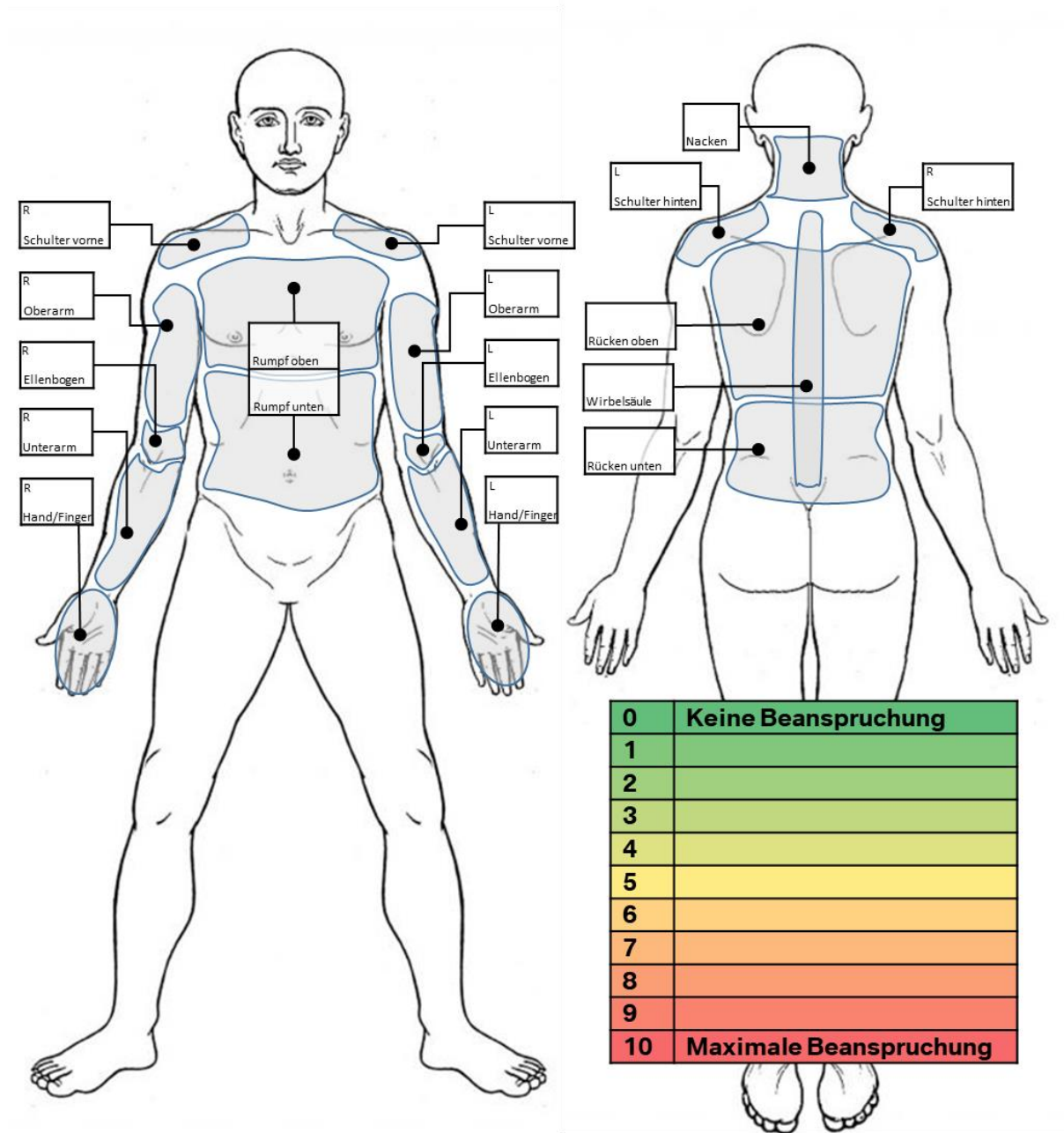


Abbildung 17: Modifizierte Body-Map (N.N., 2020b) nach Corlett und Bishop (1976)

Für die subjektive Erfassung der Beanspruchung einzelner Körperteile wurde eine, jeweils für den Anwendungsfall, d.h. je nach empirischer Studie und eingesetztem Exoskelett, modifizierte Body-Map nach Corlett und Bishop (1976) verwendet. Eine verwendete Body-Map ist beispielhaft in Abbildung 17 dargestellt. Für die subjektive Erfassung der Gesamtkörperbeanspruchung wurde eine in Abbildung 18 dargestellte modifizierte VAS-Skala (*Visual Analogue Scale*) eingesetzt (Gift, 1989; Hayes & Patterson, 1921), welche von *Nicht anstrengend* bzw. *easy* bis *Sehr anstrengend* bzw. *exhausting* lief. Deren jeweilige Ankerendpunkte und der Mittelpunkt war mit Smiley-



## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

Gesichtern versehen, um die positiven und negativen Ausprägungen der Skala zu verdeutlichen (Kluth, 2001, S. 48).

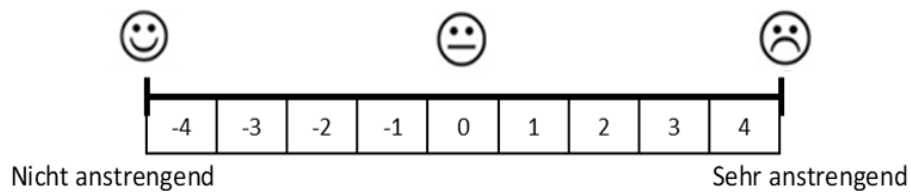


Abbildung 18: Modifizierte VAS-Skala (Kluth, 2001, S. 48)

Um die Angaben der Probanden zu quantifizieren und eine statistische Auswertung durchzuführen, war die Skala zusätzlich für die Auswertung um eine 9-stufige Zahlenskala (von -4 bis 4) erweitert worden, eine modifizierte Variante nach dem Vorbild von Giuffre (1983). Die Probanden bewerteten ihr Beanspruchungsempfinden grundsätzlich ohne die Zahlenskala. Eine VAS-Skala wurde bereits erfolgreich bei der Evaluation von subjektiver Ganzkörperbeanspruchung beim Tragen eines Exoskelettes verwendet (Baltrusch et al., 2018).

## 7.2 Objektive Beanspruchungserfassung

### 7.2.1 Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)



Abbildung 19: OEMG-Messgerät MYON 320 (myon AG, 2019)

## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

---

Für die Aufnahme der elektromyographischen Aktivität wurde das kabellose System *MYON 320* (myon AG, Schwarzenberg, Schweiz) eingesetzt. Abbildung 19 zeigt acht kabellose Transmitter mit jeweils zwei Elektroden, deren Ladestation und die Signalempfangsstation. Die Signale wurden pro Transmitter und damit pro Kanal mit bis zu 4000 Hz abgetastet und über ein eigenentwickeltes Protokoll bei 2,4 GHz (Bluetooth-Standard) übertragen. Die maximale Reichweite des Systems wird vom Hersteller mit 30 Metern angegeben (myon AG, 2019). Die Daten wurden über einen Analog-Digital-Wandler vom Typ *NI USB-6211* (National Instruments Corp., Austin, USA) per USB-Schnittstelle an einen Rechner übertragen, der die Aufzeichnung der Daten über die Software *pro-EMG 2.0* (Prophysics AG, Kloten, Schweiz) übernahm.

### 7.2.2 Nahinfrarotspektroskopie (NIRS)

Zwei Sensoren des in Abbildung 20 dargestellten mobilen *PortaMon* (Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande) NIRS-Systems wurden für die Erhebung des lokalen Sauerstoffsättigungsgrades verwendet.



Abbildung 20: *PortaMon*-NIRS-Sensoren (Artinis Medical Systems B.V., 2015)

Jeder Sensor besitzt drei lichtemittierende Dioden (Optoden), die Licht der Wellenlänge 850 bzw. 760 nm entsenden. Der Abstand zwischen den Optoden und dem Empfänger beträgt 3, 3,5 bzw. 4 cm (Stöcker et al., 2018) und die Eindring- bzw. Mess-tiefe in das Gewebe unterhalb der Sensoren ergibt sich zu ca. 1,75 cm (van Beekvelt, 2002). Die Datenübertragung zwischen den beiden Sensoreinheiten und dem Rechner erfolgte kabellos per Bluetooth. Die Datenaufzeichnung und Datenweiterverarbeitung übernahm die herstellereigene Software *OxySoft* (Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande). Mittels Nahinfrarotspektroskopie können Mechanismen des Blutflusses und somit der Nähr- und Sauerstoffversorgung lokaler Gewebestrukturen untersucht werden (Perrey et al., 2010b). Die Änderungen dieser Parameter sind an eine zeitliche Änderung des im untersuchten Gewebe vorhandenen Blutvolumens geknüpft. Eine Änderung des Blutvolumens hängt wiederum von der Blutzirkulation ab, welche maßgeblich durch die Pumpleistung des Herzes sowie vom Innendruck der Kapillaren beeinflusst wird. Bei einer angenommen maximalen Herzschlagfrequenz von 210 Schlägen pro Minute ergäben sich daraus maximal 3,5 Schläge pro Sekunde. Bemüht man

erneut das Nyquist-Theorem, kommt man auf eine Mindestabtastfrequenz von 7 Hz, um den doppelten Wert des maximal zu erwartenden Spektrums des zu untersuchenden Signals zu erfassen. Bei einer Abtastfrequenz von 10 Hz der verwendeten NIRS-Sensoren war somit die Voraussetzung ebenfalls erfüllt. Über die Mechanismen der Hämodynamik können mit dem NIRS-Verfahren Ermüdungseffekte der Muskulatur aufgezeigt werden (Ferguson et al., 2013; Şayli et al., 2014). Es zählt wie auch das OEMG-Verfahren zu den lokalen Messverfahren und wurde in der Vergangenheit bereits für die ergonomische Evaluierung von Exoskeletten erfolgreich eingesetzt (Muramatsu & Kobayashi, 2014).

### 7.2.3 Ergospirometrie (SPIRO)

Für die ergospirometrischen Untersuchungen wurde das in Abbildung 21 oben dargestellte Messgerät *METAMAX® 3B-R2* (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Deutschland und im Folgenden nur *MetaMax* genannt) verwendet. Die elektronische Datenaufzeichnung und -weiterverarbeitung erfolgte über die proprietäre Software *MetaSoft® Studio* (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Deutschland). Auf Basis der im Kapitel 4.3.3 und Kapitel 4.3.4 beschriebenen Grundlagen verarbeitet das System die kardiopulmonalen Messwerte in Echtzeit. Die Übertragung der Daten zwischen dem Messgerät und der auf einem Rechner laufenden Software erfolgt kabellos über den Bluetooth-Standard. Der O<sub>2</sub>-Sensor ist eine galvanische Zelle mit einer Messgenauigkeit von weniger als 0,1 Vol.-%. Der CO<sub>2</sub>-Sensor ist eine nichtdispersiver Infrarotsensor (NDIR), ebenfalls mit einer Messgenauigkeit von weniger als 0,1 Vol.-%. Spätestens alle 14 Tage bedürfen beide Sensoren einer Kalibrierung, was per normiertem Eichgas (5 Vol.-% CO<sub>2</sub>, 15 Vol.-% O<sub>2</sub>) erfolgt. Vor jeder Messung ist zusätzlich eine kurze Umgebungskalibrierung des Sensors notwendig, bei der das Messgerät die atmosphärischen Parameter Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Gaszusammensetzung (CO<sub>2</sub> und O<sub>2</sub>) abgleicht (Cortex Biophysik GmbH, 2017a). Das Atemgasvolumen wurde je nach Studie entweder per Einweg-Volumenturbinen oder per wiederverwendbare Volumenturbinen bestimmt. Erstere sind einmal pro Messung verwendbar und ihre Genauigkeit beträgt  $\pm 3$  Vol.-%. Die wiederverwendbaren Turbinen besitzen eine Messgenauigkeit von  $\pm 2$  Vol.-% und müssen einmal täglich kalibriert werden. Das Gesamtgewicht des Systems beträgt ohne Akku 0,58 kg (Cortex Biophysik GmbH, 2017a).

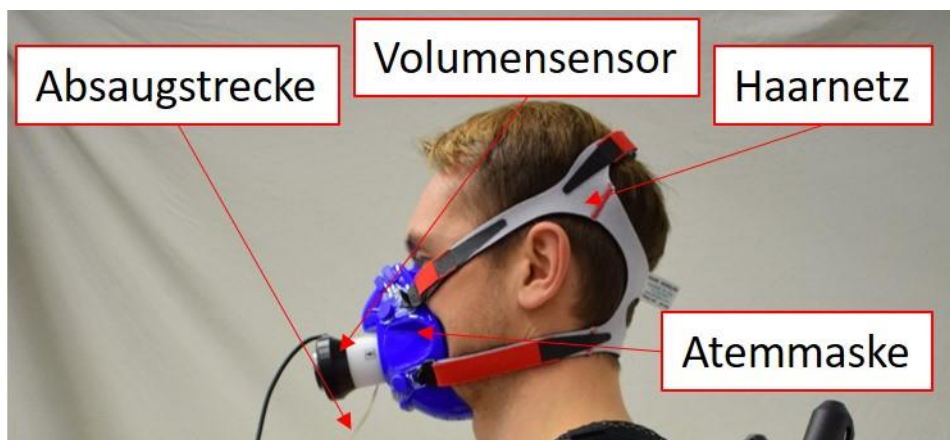


Abbildung 21: Ergospirometriegerät METAMAX® 3B-R2 (oben) (Cortex Biophysik GmbH, 2017a) und angelegte Maske mit Volumensensoreinheit (unten)

Für die Messung wird eine aus Kunststoff bestehende Atemmaske aufgesetzt, welche über Mund und Nase zur Umgebung dicht abschließt (vgl. Abbildung 21 unten). Die Volumensensoreinheit wird auf dem Mundstück der Maske befestigt und durch das Atemgas direkt angeströmt. Die aufgezeichneten Signale werden per kodiertem Datenkabel an das System übertragen. Eine Absaugstrecke, ebenfalls an der Atemmaske fixiert, transportiert das Atemgas von der Maske zur im Messgerät befindlichen Sensorik. Dort wird die Zusammensetzung der Atemgase kontinuierlich analysiert, wobei das System die Gaszusammensetzung ca. 50-mal pro Sekunde analysiert (Kroidl et al., 2015). Durch System und Software wird jeweils im Umkehrpunkt der Turbinenrotation – d.h. jeweils am Anfang bzw. Ende der In- bzw. Expiration – ein Datenpunkt geschrieben. Die Messwerte werden wie bereits beschrieben über einen Atemzug integriert. Die tatsächliche Sampling-Rate des Verfahrens ist daher deutlich niedriger und hängt direkt mit der Atemfrequenz zusammen. Je nach Beanspruchung variiert sie zwischen 10 – 40 Hz (Ein normalgesunder Mensch jüngerer Alters hat eine Ruheatemfrequenz von ca. 10 – 15 Hz). Um einen kontinuierlichen Datenfluss zu erhalten,

## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

---

bieten sich die Interpolation der integrierten Messdaten und eine anschließende Mittelwertbildung an. Dabei ist auf eine geeignete Mittelung zu achten, sodass einerseits weder zu viele entscheidende Informationen verloren gehen, andererseits aber nicht zu viele gering-relevante Informationen aufgezeichnet werden (Kroidl et al., 2015). Das Messgerät kann stationär mit einer verlängerten Absaugstrecke und Datenkabel als auch mobil betrieben werden. Im mobilen Einsatz wird das Messgerät mit Hilfe eines speziellen Tragegurt wahlweise auf der Brust oder auf dem Rücken getragen, wobei das Gewicht der gesamten Messapparatur dabei noch unter 1 kg beträgt (Kroidl et al., 2015). Die Energieversorgung wird im mobilen Betrieb über einen Akku sichergestellt, wobei kontinuierliche Aufnahmen bis zu einer Länge von sechs Stunden möglich sind (Cortex Biophysik GmbH, 2017a). Im stationären Betrieb wird das Messsystem per Netzteil versorgt.

### 7.2.4 Herzschlagfrequenz (HF)

Für die Erfassung der Herzschlagfrequenz wurde der Pulsgurt *Polar® H7* (Polar Team, Polar Electro, Kempele, Finland) eingesetzt (siehe Abbildung 22).



*Abbildung 22: Herzschlagfrequenzsensor Polar® H7 inkl. Brustgurt (Cortex Biophysik GmbH, 2017b)*

Der Sensor wird an einem längenverstellbaren Gurt leicht unterhalb der Brust angelegt. Er überträgt die gemessene Herzschlagfrequenz per Bluetooth-Schnittstelle an das Ergospirometriegerät, welches dann wiederum die Daten mit den gemessenen respiratorischen Parametern zeitsynchronisiert an den Empfangsrechner sendet. Die Sampling-Rate verhält sich daher analog zu der Aufzeichnung der ergospirometrischen Daten. Um den Übergangswiderstand zwischen der Haut und den ableitenden Elektroden im Brustgurt zu minimieren, kann Elektrodengel zwischen Gurt und Haut aufgetragen werden. Detaillierte technische Spezifikationen können der Gebrauchsanleitung entnommen werden (Cortex Biophysik GmbH, 2017b).

### 7.3 Ergänzende Methoden

Neben subjektiver und objektiver Beanspruchungsmessung wurden bildgebende Verfahren wie etwa Foto- und Videokameras (Webcam oder Smartphone) eingesetzt, um beispielsweise die Ausführung von Tätigkeiten innerhalb der durchgeführten Studien zu überwachen. Auf diese Weise konnten während der Versuchsnachbereitung einzelne Abschnitte erneut analysiert werden, um Auffälligkeiten in den gemessenen Daten zu erklären.

### 7.4 Untersuchte Exoskelette

Unter Berücksichtigung der bis dato am Markt verfügbaren Geräte sowie unter Einbezug bereits durchgeführter Akzeptanzuntersuchungen wurden für eine ergonomische Evaluierung die nachfolgenden passiven Überkopf-Exoskelette ausgewählt.

#### 7.4.1.1 Ottobock, PAEXO

Beim *PAEXO* (Ottobock Industrials, Duderstadt, Deutschland) handelt es sich um ein kommerziell erhältliches Überkopf-Exoskelett zur Unterstützung bei Tätigkeiten im Überkopfbereich. Wie ein Wanderrucksack sitzt das Gerät auf den Beckenknochen auf und wird mit einem Hüftgurt, einem Brustgurt und zwei Schultergurten befestigt. Wie bei Überkopf-Exoskeletten gängig, liegen die Arme jeweils in einem mit Stoff überspannten halbmondförmigen Kunststoff-Pad (siehe Abbildung 23, rechts). Längenverstellbare Gurte mit Klettverschluss sorgen dafür, dass sich die Kunststoffschalen nicht lateral entlang des Armes verschieben können bzw. der Arm in den Pads fixiert bleibt. Der Träger des Exoskelettes wird dadurch unterstützt, indem das Armgewicht über die mechanischen Hebelkonstruktion (siehe Abbildung 23, links) entlang des Rückens abgeleitet wird. Der über elastische Expander angetriebene Hebelmechanismus stützt die Arme in den Pads und ändert den Kraftfluss der Gewichtskraft der Arme, weg von der Schulter durch die mechanische Konstruktion verlaufend, hinein in das Becken. Ist das Gerät korrekt eingestellt, wird das Armgewicht des Trägers beinahe vollständig über den gesamten Schultergelenksflexionsbereich kompensiert (Ottobock, 2019). Diese Kraftflussänderung entlastet das Schultergelenk, welches den Flaschenhals im Hand-Arm-Schulter-System bei Überkopfarbeit darstellt. Ein positiver Effekt auf das Gelenk an sich, die Muskulatur sowie Stützstrukturen wie etwa Sehnen lässt sich daher antizipieren. Das Gerät kann auf die anthropometrischen Körpermaße des Trägers eingestellt werden. Die stufenlose Einstellung der Kraftunterstützung ermöglicht eine Kompensation von 2 bis 6 kg Armgewicht, was dem Armgewicht des 5.ten bis 95.ten Perzentils der mitteleuropäischen Bevölkerung entspricht. Die Kraftunterstützung ist

## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

---

durch die Wahl eines oder zweier Expander-Spannelemente in zwei Kraftunterstützungsbereiche eingeteilt. Nach der Wahl des Kraftunterstützungsbereichs kann über ein Schneckengewinde mit einem Schraubendreher das Unterstützungsmoment stufenlos justiert werden.



Abbildung 23: Ottobock PAEXO, Prototyp 2018 (Ottobock, 2019)

Entlang des Gewindes sind abstandsgleich fünf Markierungen angezeichnet, um sich bei der Krafteinstellung besser orientieren zu können. Somit ergeben sich bei zwei Expander-Spannelementen á fünf Markierungen zehn Unterstützungsstufen (1: geringste, 10: größte), wobei das maximale Moment um die Schulter bei ca. 12 Nm liegt (Quelle: Persönliche Kommunikation mit Firma Ottobock). Alle Gurte können längenverstellt werden. Die beiden stützenden Hebelmechanismen können ebenso auf die Länge des Rückens individuell eingestellt werden. Das Systemgewicht beträgt 1,9 Kilogramm (Ottobock, 2019).

### 7.4.1.2 Skelex, SkelEx V1, Model 2017

Das *SkelEx V1, Model 2017* (Skelex, Rotterdam, Niederlande) ist ein kommerziell erhältliches Exoskelett zur Unterstützung von Überkopfarbeiten mit Haupteinsatzgebiet in der industriellen Fertigung. Den allgemeinen Konstruktions- und Wirkprinzipien von passiven Überkopf-Exoskeletten entsprechend, wird das *SkelEx V1* wie ein Wanderrucksack getragen. Die Unterstützungskraft, welche als Ziel hat das Armgewicht annähernd vollständig zu kompensieren, wird über einen Federmechanismus aus Blatt-



## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

federn bereitgestellt, welche an einem Rahmen auf Höhe des unteren Rückens befestigt sind. Das erzeugte Unterstützungsmoment wird durch zwei gepolsterte Pads auf die Oberarme übertragen, wodurch die Schultermuskulatur beim Heben der Arme entlastet wird. Die Arme liegen dabei in Armschalen bzw. Pads und sind über Klettbinden fixiert (Vries et al., 2019). Die elastischen Federelemente liefern nicht nur die nötige Unterstützungskraft, sondern fungieren ebenso als stützende Struktur des Exoskelettes. Der Mechanismus realisiert eine Unterstützungskraft, die über den gesamten Bewegungsbereich das Gewicht der Arme gleichförmig kompensiert. In Neutralstellung, also bei keiner Auslenkung der Arme, wird kein Unterstützungsmoment bereitgestellt (Looij, 2017).



Abbildung 24: SkelEx V1, Model 2017. Exoskelett im angelegten Zustand (links) (Clavel, 2017). Technische Zeichnung inkl. variabler Abmessungen (rechts) (SkelEx, 2017)

Das Exoskelett hat ein Eigengewicht von 3,75 kg. Die maximale Unterstützung pro Arm liegt bei 3 kg. Somit ergibt sich das maximale Moment um die Schulter zu 10,6 Nm. In Abbildung 24 rechts dargestellt ist die individuelle Einstellbarkeit der Rückenlänge (a), Schulterbreite (b), Armlänge (c) und Hüftgurtbreite (d) auf die anthropometrischen Maße des Nutzers (SkelEx, 2017).

### 7.4.1.3 Levitate Technologies, Levitate Airframe

Das *Levitate Airframe™* (Levitate Technologies Inc., San Diego (CA), USA) ist ebenfalls ein kommerziell erhältliches Überkopf-Exoskelett (Abbildung 25, links). Entwickelt wurde das Gerät für den Einsatz in der industriellen Produktion (Automobilbau, Flugzeugindustrie, schwerer Maschinen- und Schiffsbau, etc.). Das Gerät wiegt rund 3 kg, die Befestigung erfolgt über gepolsterte Gurte am Becken und an den Schultern. Die Oberarme liegen wie bei den anderen Überkopf-Exoskeletten in Armschalen, sind aber



## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

---

nicht über einen Gurt zusätzlich fixiert. Geringe laterale Verschiebungen des Oberarmes gegenüber der Armschale sind daher möglich. Fünf verschiedene Unterstützungseinstellungen (Moment um die Schulter: 3,8/4,8/5,9/7,1/9,4 Nm) sind möglich. Stufenweise werden sie über den Wechsel der Kassetten (siehe Abbildung 25 rechts oben) eingestellt (Levitate Technologies, 2018). Becken- und Schultergurte sind längenverstellbar. Analog zu den anderen Überkopf-Exoskeletten ist das System auf Rückenlänge und Schulterbreite individuell einstellbar und in drei verschiedenen Rahmengrößen (S, M, L) verfügbar (Asche, 2017).



*Abbildung 25: Levitate Airframe™. Stützender Rahmen inkl. Becken- und Schultergurte (links). Kassetten mit Federmechanismus (rechts oben). Einstellbare Armschalen (rechts unten) (Levitate Technologies, 2018)*

### 7.4.1.4 Crimson Dynamics, EXOS, Model 2019

Das Überkopf-Exoskelett *Crimson Dynamics EXOS* (Crimson Dynamics Technology Co. Ltd., Dalian, China), dargestellt in Abbildung 26 links, arbeitet nach demselben Wirkprinzip wie die bereits in den Kapiteln 7.4.1.1 und 7.4.1.2 beschriebenen Geräte. Das Gerät ist in zwei Größen (S, L) verfügbar, wobei diese jeweils für unterschiedliche Körpergrößen (S: 165 - 180 cm und L: 180 - 195 cm) empfohlen werden. Beide Größen lassen sich auf die individuellen Körpermaße des Tragenden einstellen (Crimson Dynamics, 2019). Der größte Unterschied des *EXOS* gegenüber den anderen Gerätetypen liegt im Mechanismus zur Erzeugung der Unterstützungskraft. Der sog. *Torque*

## Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten

*generating mechanism* (vgl. in Abbildung 26 rechts), ist jeweils in zwei diskusförmigen Schalen untergebracht, welche jeweils links und rechts auf der Rückseite des Beckengurtes fixiert sind. Über einen Kabelzug wird die Zugkraft auf die Armelemente übertragen. Der Vorteil daran ist, dass sich die Federzugelemente näher am Körperschwerpunkt befinden. Dadurch fühlt sich das Gerät nicht so „klobig“ an, was positiv auf die Akzeptanz wirkt.



Abbildung 26: *Crimson Dynamics EXOS, Model 2019 (Crimson Dynamics, 2019)*

Die stützenden Rahmenelemente des Gerätes sind aus Karbonfaser gefertigt. Das Gerät wiegt 2,9 kg und die Kraftunterstützung ist in sieben Stufen frei einstellbar, wobei keine Angaben zum maximalen Unterstützungsmoment gemacht werden können (Crimson Dynamics, 2019).

### 7.4.1.5 Einstellung der Kraftunterstützung

Die Einstellung der Kraftunterstützung der beschriebenen Geräte erfolgte grundsätzlich nach demselben Prinzip, weshalb das Verfahren daher nachfolgend repräsentativ für alle Geräte zusammenfassend beschrieben wird. Ziel des Einstellungsprozesses ist es, eine Beinahe-Kompensation des Armgewichtes (sog. *ZeroG compensation*) zu erreichen (Dahmen & Hefferle, 2018). Auf diese Weise sollen Lastspitzen auf die Schulter-, Nacken- und Oberarmmuskulatur, deren Stützstrukturen sowie deren Gelenke auf ein erträgliches und nicht schädliches Maß reduziert werden. Gleichzeitig sollen aber auch andere Muskelstrukturen nicht zusätzlich überbeansprucht werden. Die Beinahe-Kompensation des Armgewichtes bei Überkopf-Exoskeletten bezweckt also in erster Linie, dass die für das Heben und Halten der Arme verantwortlichen Muskeln (Agonisten bzw. Spieler) entlastet werden und andererseits die Antagonisten

## **Methodik zur Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten**

---

(Gegenspieler) nicht übermäßig zusätzlich belastet werden. Um das zu erreichen, wird die Unterstützungskraft so lange angepasst, bis die waagrecht ausgestreckten Arme des Trägers (Oberarme parallel zu Transversal- und Sagittalebene und orthogonal zur Frontalebene, Ellenbogengelenke in 0°-Stellung) bei einer Relaxation der Schultermuskulatur langsam herabsinken und neben dem Körper in einem 0°-Schultergelenkwinkel zum Anliegen kommen, ohne zusätzliche Kraftaufwendung durch den Träger. Während einer Eingewöhnungsphase kann es ggf. zu einer Nachjustierung der Unterstützung kommen, bis der beschriebene Effekt wie gewünscht eintritt.

## **8 Studie 0: Vorstudie zur Einsatzeignung von Überkopf-Exoskeletten**

Die Studie 0 bzw. Vorstudie untergliedert sich in die zwei Vorstudien 0.1 und 0.2. Ziel der beiden Vorstudien war es, in einem ersten Schritt die Eignung von Überkopf-Exoskeletten im Produktionsumfeld aus ergonomischer Sicht zu evaluieren sowie die sich ergebenden Restriktionen und Bedingungen zu ermitteln. Parallel erfolgte eine subjektive Bewertung der Beanspruchung, um erste Erkenntnisse zum ergonomischen Einfluss der Exoskelette zu erhalten. Die Erkenntnisse der Vorstudie 0.1 waren die Grundlage für die darauf aufbauenden Vorstudie 0.2, dessen Ziel es war einen Prüfstand zu entwickeln, der die wesentlichen Elemente der für einen Exoskelett-Einsatz vorgesehenen Arbeitsplätze enthielt. So sollten die verschiedenen Arbeitsbedingungen und Tätigkeiten unter Laborbedingungen valide nachgestellt werden. Neben dem Prüfstands-aufbau wurde sukzessive eine geeignete Messmethodik zur Beurteilung des Einflusses von Überkopf-Exoskeletten auf die Physiologie des Trägers entwickelt, die einerseits die realen Beanspruchungssituationen möglichst realistisch nachzubilden erlaubte und andererseits den Restriktionen der Messtechnik und der Versuchsdurchführung Rechnung trug.

### **8.1 Vorstudie 0.1: Feldversuch**

In der ersten Vorstudie wurde das Potenzial eines Überkopf-Exoskelettes als Maßnahme zur Verbesserung der ergonomischen Situation überprüft. Über einen Zeitraum von vier Wochen wurde das Exoskelett zur Unterstützung der Überkopfarbeit am BMW-Werksstandort Dingolfing im Bereich der Montage getestet und die Möglichkeit der Integration des Exoskelettes in die bestehenden Produktionsprozesse sowie das subjektive Beanspruchungsempfinden evaluiert. Die Inhalte der Feldstudie wurden in der Zeitschrift *ASU - Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin* unter dem Titel *Einfluss eines Exoskeletts zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten in der Automobilindustrie auf die subjektive, körperliche Beanspruchung – Eine explorative Feldstudie* (Hefferle et al., 2019) veröffentlicht. Es wird im nachfolgenden nur auf die Auswertung der subjektiven Beanspruchung eingegangen. Die Auswirkungen auf die Produktionsprozesse sind nicht Teil dieser Dissertation.

### 8.1.1 Methodik

#### 8.1.1.1 Exoskelett

Für den Versuch wurde das Überkopf-Exoskelett *PAEXO* (Kapitel 7.4.1.1) eingesetzt und die Krafteinstellungen erfolgten nach der in Kapitel 7.4.1.5 beschriebenen Vorgehensweise.

#### 8.1.1.2 Beschreibung des Arbeitsplatzes

Der ausgewählte Arbeitsplatz kommt typischerweise in der Montagelinie von Automobilherstellern vor, wobei es sich um die Anbringung der Unterbodenverkleidung handelt (vgl. Abbildung 27).



*Abbildung 27: Mitarbeitender bei der Verschraubung der Unterbodenverkleidung.*

In einem der letzten Arbeitsschritte nachdem bereits das Fahrwerk, der Antriebsstrang, die Abgasanlage und weitere Aggregate am Fahrzeug verbaut wurden, wird der Unterboden gegenüber Spritzwasser, Dreck und dem Eindringen von unerwünschtem Material (z.B. Steine) versiegelt. Dies wird durch die Anbringung von Bodenmatten bzw. -platten, ausgeprägt als Kunststoff- und/oder Aluminium bzw. Metallplatten, realisiert. Für diesen Vorgang wird die hängende Karosserie auf eine Höhe gefahren, so-

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

dass die Mitarbeitenden unterhalb der Karosserie aufrecht stehen und in Überkopfhaltung arbeiten können. In Überkopftätigkeit positioniert der Mitarbeitende in annähernd 90° Schulterextensionswinkel die Unterbodenverkleidung. Anschließend verschrauben die Mitarbeitenden mittels Akkuschrauber die Verkleidung. Der dafür eingesetzte Akkuschrauber wird meist in der dominanten Hand gehalten und mit der anderen Hand werden die Schrauben zugeführt. Die vorgelagerte Medienbefüllung (Schmiermittel, Öle, Kraftstoff etc.) sorgt dafür, dass die Fahrzeugkarosserie während dieses Montageschrittes nicht mehr geschwenkt und somit auch keine ergonomisch günstigere Arbeitshaltung eingenommen werden kann. Die Taktzeit an den untersuchten Arbeitsplätzen lag bei 82 Sekunden.

### 8.1.1.3 Probanden

Zwei weibliche und zehn männliche erfahrene Produktionsmitarbeitende nahmen am Versuch teil, deren gemittelten anthropometrischen Maße (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) in Tabelle 2 beschrieben sind.

*Tabelle 2: Charakteristika des Probandenkollektivs der Vorstudie 0.1*

Arbeitsplatz	Probanden	Alter [y]	Statur [cm]
Montage Unterbodenverkleidung	12 (10m, 2w)	32,5 $\pm$ 7,6	175,8 $\pm$ 6,6

Aufgrund von Vorgaben zum Datenschutz durch ein unabhängiges Betriebsratsgremium durften keine expliziten, sondern lediglich beschreibende Angaben zum Körpergewicht gemacht werden. Zwei Probanden waren leicht übergewichtig, zwei weitere Probanden waren sehr schlank und beinahe untergewichtig. Die verbleibenden acht Probanden besaßen normales Körpergewicht. Der Terminus *Probanden* unterscheidet bewusst nicht zwischen weiblichen und männlichen Teilnehmern, da eine genauere Unterscheidung aufgrund von Auflagen zum Datenschutz nicht erlaubt war. Vor Beginn der Studie wurden alle Teilnehmer über die Funktionsweise und das potenzielle Risiko durch ein Exoskelett informiert. Einziges Exklusionskriterium für die Teilnahme am Versuch war eine bekannte Muskel-Skelett-Erkrankung des Probanden. Der Versuch konnte jederzeit und ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden, was keiner der zwölf Probanden tat.

### 8.1.1.4 Versuchsablauf

Die Probanden nahmen jeweils für eine Arbeitswoche, d.h. fünf Werktage, am Versuch teil, wobei die ersten vier Arbeitstage als Eingewöhnungstage dienten und der letzte

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

der eigentliche Versuchstag war. Nur am Versuchstag wurde das Beanspruchungsempfinden der Probanden erhoben. Der Gesamtversuchszeitraum erstreckte sich auf vier Wochen. Bei zwölf Probanden bedeutete das, dass drei Probanden pro Woche parallel am Versuch teilnahmen. In 8h-Schichten arbeitend, war jeder Arbeitstag durch eine halbstündige Pause geteilt. Die Teilnehmer arbeitenden pro Arbeitstag im alternierenden Wechsel je eine halbe Schicht mit und ohne Exoskelett über den Versuchszeitraum von einer Woche hinweg. Aufgrund von kurzen Unterbrechungen und Pausen (z.B. Toilettengang) ergab sich ein ungefährer Zeitraum von 3,5 Stunden pro Schicht. Einem Within-Subject-Versuchsdesign entsprechend durchlief jeder Proband die Versuchsbedingung *NoExo* (Kontrollbedingung) und *Exo* (Intervention), wobei die Startbedingung systematisch variiert und die Verteilung der Probanden auf den Versuchszeitraum und damit auf die Startversuchsbedingung randomisiert wurde. Der schematische Versuchsablauf kann in tabellarischer Form im Anhang APP-VS01-1 eingesehen werden. Am fünften Werktag starteten demnach jeweils sechs Probanden in der Kontroll- und sechs in der Interventionsbedingung. Vor Beginn des jeweiligen Versuchszeitraumes wurden die Exoskelette auf die anthropometrischen Maße eines jeden Nutzers individuell eingestellt und die Unterstützungskraft angepasst (vgl. Kapitel 7.4.1.5).

### 8.1.1.5 Datenerhebung

Für die Datenerhebung kam ein selbstentwickelter Fragebogen zum Einsatz. Erhoben wurden die anthropometrischen Daten direkt vor Beginn der Eingewöhnungsphase, also vor dem ersten Tag des Versuchszeitraums. Die Abfrage des Beanspruchungsempfindens erfolgte am fünften, also dem eigentlichen Versuchstag, direkt nach Abschluss der jeweiligen Kontroll- oder Interventionsbedingung. Für die Erhebung der subjektiven Beanspruchung wurde eine modifizierte Body-Map verwendet. Das lokale Beanspruchungsempfinden in der Kontroll- und Interventionsbedingung wurde je Körperteil anhand der CR-10 Skala durch die Probanden bewertet (vgl. Kapitel 7.1.2), wobei die verwendete Body-Map nicht zwischen der linken und rechten Körperhälfte unterschied. Der Fragebogen inkl. Body-Map findet sich im elektronischen Anhang der Arbeit.

### 8.1.1.6 Datenanalyse

Die Datenanalyse und die statistische Auswertung erfolgten in Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Washington, USA) und SPSS Statistics Version 20 (IBM Corp., New York, USA). Für die Überprüfung der Forschungshypothesen wurde der nicht-

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

parametrische Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummen-Test (WVR-Test) angewandt, wobei ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  festgelegt wurde. Für die Klassifizierung der Effektstärke pro Körperteil wurde der Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizienten  $r$  nach Formel F-3 berechnet (Cohen, 2013).

$$r = \left| \frac{z}{\sqrt{n}} \right| \quad \text{F-3}$$

Dabei stellte  $z$  jeweils den, aus dem WVR-Test ermittelten  $z$ -Wert pro Körperteil dar.  $n$  ergab sich zu 24, berechnet über zwölf Angaben zu jeweils zwei Versuchsbedingungen. Die Einteilung der Effektstärken erfolgte nach Cohen, wobei für  $r \geq 0,1$  geringer Effekt,  $r \geq 0,3$  mittlere Effekt und  $r \geq 0,5$  starker Effekt gilt (Cohen, 2013). Die relativen Beanspruchungsdifferenzen wurden über Formel F-4 berechnet.

$$\text{Rel. Beanspruchungsdifferenz} = \frac{(MW_{Exo} - MW_{NoExo})}{10} * 100 \% \quad \text{F-4}$$

Pro Körperteil wurde die Differenz der Mittelwerte der Intervention ( $MW_{Exo}$ ) und der Kontrollbedingung ( $MW_{NoExo}$ ) in Bezug zur CR-10 Skala gesetzt.



### 8.1.2 Ergebnisse

Die Körperteile *Ellenbogen* (Relative Beanspruchungsdifferenz: -11 %, Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizient  $r$ : 0,49), *Unterarme* (-13 %, 0,52) sowie *Hände | Finger* (-4 %, 0,47) zeigten eine statistisch signifikante Reduktion der empfundenen Beanspruchung (vgl. Abbildung 28). Nach Cohen entsprach dies einem mittleren bzw. starken Effekt. Die Beanspruchungsdifferenz im Bereich der *Oberarme* (-8 %) war statistisch nicht signifikant. Die Körperteile *Oberkörper*, *Schultern* und *Rücken* zeigten Tendenzen einer leichten Reduktion in der Interventionsbedingung. Hingegen wurde bei den Körperteilen *Hüfte*, *Beine*, *Knie*, *Füße* sowie dem *Gesäß* Tendenzen einer geringen Beanspruchungssteigerung in der Interventionsbedingung festgestellt. Gegenätzlich zu den vorgenannten Körperteilen, zeigte der *Nacken* (-5 %, 0,42) eine statistisch signifikante Beanspruchungsreduktion in der Interventionsbedingung.

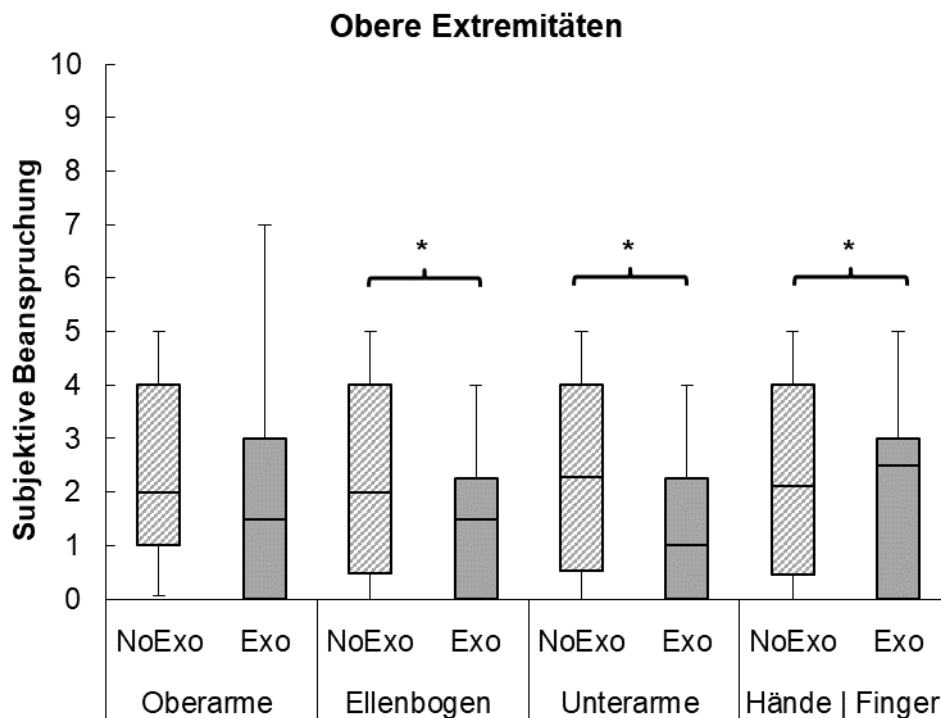


Abbildung 28: Subjektive Beanspruchung der oberen Extremitäten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse der subjektiven Beanspruchungserhebung zusammengefasst. Die Box-Plot-Darstellungen der übrigen Körperteile finden sich im Anhang APP-VS01-2.

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

Tabelle 3: Ergebnisse der subjektiven Beanspruchung für die Versuchsbedingungen, relative Beanspruchungsdifferenzen und p-Werte sowie Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizient (nicht markiert:  $p \geq 0,05$ , \*:  $p < 0,05$ , \*\*:  $p < 0,01$ , \*\*\*:  $p < 0,001$ )

Körperteile	Kontrolle NoExo (MW $\pm$ SD)	Intervention Exo (MW $\pm$ SD)	Rel. Beanspruchungsdifferenz	p-Wert / B-P-Korr.-Koeffizient r
Oberarme	2,75 $\pm$ 1,75	1,92 $\pm$ 2,11	- 8 %	0,072
Ellenbogen	2,53 $\pm$ 1,88	1,42 $\pm$ 1,44	- 11 %	<b>0,017* / 0,49</b>
Unterarme	2,67 $\pm$ 1,90	1,33 $\pm$ 1,50	- 13 %	<b>0,011* / 0,52</b>
Hände   Finger	2,45 $\pm$ 1,76	2,00 $\pm$ 1,76	- 4 %	<b>0,026* / 0,47</b>
Oberkörper	1,94 $\pm$ 2,16	1,67 $\pm$ 1,97	- 3 %	0,109
Hüfte	2,00 $\pm$ 1,96	2,42 $\pm$ 2,15	+ 4 %	1,000
Beine	1,99 $\pm$ 1,90	2,17 $\pm$ 1,90	+ 2 %	0,157
Knie	1,88 $\pm$ 1,82	2,17 $\pm$ 1,90	+ 3 %	0,564
Füße	1,90 $\pm$ 1,93	2,17 $\pm$ 1,95	+ 3 %	0,317
Nacken	3,70 $\pm$ 2,48	3,17 $\pm$ 2,41	- 5 %	<b>0,041* / 0,42</b>
Schultern	3,12 $\pm$ 1,98	3,03 $\pm$ 2,64	0 %	0,159
Rücken	3,16 $\pm$ 2,29	2,25 $\pm$ 1,54	- 9 %	0,057
Gesäß	1,35 $\pm$ 1,82	1,42 $\pm$ 1,83	+ 1 %	0,593

### 8.1.3 Diskussion

In Vorstudie 0.1 wurde die grundsätzliche Eignung eines Überkopf-Exoskelettes im Bereich eines Montageabschnittes überprüft, in welchem taktgebunden in Überkopfarbeit die Unterbodenverkleidung durch Mitarbeitende verbaut wird. Die Überprüfung der Eignung erfolgte anhand der Bewertung des ergonomischen Mehrwertes, erfasst über die subjektive Beanspruchung.

**Hypothese 1-1:** Die subjektive lokale Beanspruchung ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

Für die Körperteile *Ellenbogen*, *Unterarme*, *Hände | Finger* und *Nacken* ergaben sich statistisch signifikante Beanspruchungsreduktionen. Die Ergebnisse werden durch die Ergebnisse anderer Arbeiten (Hensel & Keil, 2018; Huysamen et al., 2018a; Liu et al., 2018) bestätigt. Obwohl explizit für die Entlastung der Schultern konstruiert, konnte

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

keine Veränderung der subjektiven Beanspruchung der *Schultern* durch den Einsatz des Überkopf-Exoskelettes nachgewiesen werden. Dies steht im Widerspruch zu anderen Laborstudien, welche eine deutliche Entlastung der subjektiven Beanspruchung auf die Nacken- und Schulterregion verzeichneten (Rashedi et al., 2014; Kim & Nussbaum, 2019; Kim et al., 2018a). Die Ergebnisdiskrepanz lässt sich möglicherweise durch die Verwendung unterschiedlicher Überkopf-Exoskelette sowie deren jeweils unterschiedlich eingestellte Kraftunterstützung erklären. *Oberarme*, *Oberkörper* und *Rücken* zeigten Tendenzen einer relativen Beanspruchungsreduktion, welche aber statistisch nicht signifikant waren. Interessant sind die Reduktionseffekte für die Körperteile der oberen Extremitäten, welche distaler (d.h. körperferner) als die *Oberarme* liegen. Aus technisch-funktioneller Sicht erfolgt durch das Überkopf-Exoskelett keine Entlastung dieser Gliedmaßen (Armschalen umgreifen den Oberarm). Der vorerst *Pseudo-Reduktionseffekt* genannte Effekt einer Beanspruchungsreduktion, in aus technisch-funktioneller Sicht nicht unterstützten Körperbereichen beim Einsatz von Exoskeletten, konnte durch Hefferle und Kluth (2019b) mit geringerem Effekt ebenfalls gezeigt werden. Ein Grund für die Ergebnisse könnte eine veränderte Beanspruchungswahrnehmung aufgrund der Entlastung einiger Körperteile einerseits und eine Mehrbelastung anderer Körperteile andererseits sein. Der durch das Exoskelett bedingte veränderte Kraftfluss könnte die Wahrnehmungsverschiebung begründen. Die Schwierigkeit einer scharfen Abgrenzung der Körperteile bei der Bewertung der subjektiven Beanspruchung ist möglicherweise ebenfalls für die Ergebnisse verantwortlich. Die Veränderung des Wahrnehmungsfokus würde die unerwarteten Ergebnisse der *Schultern* erklären, deren wahrgenommene Beanspruchung sich nicht änderte. *Hüfte*, *Gesäß* und die unteren Extremitäten verzeichneten statistisch nicht signifikante Tendenzen einer gesteigerten subjektiven Beanspruchung. Obwohl nicht signifikant, sprechen die Tendenzen für einen gewissen Lastumverteilungseffekt, auf dem die Wirkweise des passiven Überkopf-Exoskelettes basiert (vgl. Kapitel 3.2). Auch die zusätzliche Belastung, ausgelöst durch das Eigengewicht des Exoskelettes, könnte mitverantwortlich sein. Diese Ergebnisse und deren Interpretation werden von weiteren Studien gestützt (Theurel et al., 2018; Weston et al., 2018).

In einer der vorliegenden Studie vorangegangene Untersuchung unterschieden die Probanden nachweislich nicht zwischen der linken und rechten Körperseite (Hefferle & Kluth, 2019b). Auf Basis dieser Erkenntnisse wurde aus Gründen der Vereinfachung in der vorliegenden Studie auf eine Differenzierung verzichtet. Die vorangegangene Untersuchung unterschied sich allerdings hinsichtlich des eingesetzten Exoskelettes – ein Beuge-Exoskelett zur Unterstützung des unteren Rückens bei Vorbeuge- und Hebetätigkeiten – sowie der ausgeführten Tätigkeit, in der eine annähernd symmetrische Belastungssituation vorlag. Die fehlende Differenzierung zwischen links und rechts in

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

der diskutierten Vorstudie verhinderte somit die Auswertung des Beanspruchungsempfindens in Bezug auf die nicht- bzw. dominante Körperseite. Zusätzlich wurde sie nicht der am untersuchten Arbeitsplatz vorliegenden, asymmetrischen Belastungssituation gerecht. Neben dem Mehrgewicht durch den einhändig geführten Akkuschauber war eine veränderte Körperhaltung für die vorliegenden Arbeitsplätze charakteristisch. Eine fehlende Differenzierung bei der Erhebung des Beanspruchungsempfindens findet sich auch in anderen Studien (Hensel & Keil, 2018; Kim et al., 2018a).

Vor dem Hintergrund der teilweise unerwarteten Ergebnisse stellt sich zusätzlich die Frage, ob das zu Grunde gelegte Studiendesign dafür (mit-)verantwortlich ist. Der systematische Wechsel der Versuchsbedingungen und eine randomisierte Zuteilung der Probanden auf die Startversuchsbedingung minimieren den Reihenfolgen- bzw. Trainingseffekt. Dennoch wurde das Beanspruchungsempfinden nur an einem einzigen Versuchstag je Proband erhoben. Bazely und Nugent (2015) fanden heraus, dass die subjektive Beanspruchung über die Arbeitswoche hinweg variiert. Dieser Umstand könnte in der vorliegenden Studie einen systematischen Fehler begünstigt haben, welcher, insbesondere aufgrund der geringen Anzahl an Probanden, die Ergebnisse der Beanspruchungserhebung möglicherweise verfälschte.

Grundsätzlich lagen die Mediane der Angaben der Probanden zur Beanspruchung im unteren Drittel der 10-stufigen CR-10 Skala und damit vergleichsweise niedrig. Im persönlichen Gespräch gaben die Studienteilnehmer allerdings an, dass sie ihre Tätigkeiten grundsätzlich schwer und belastend empfanden. Gleiche Ergebnisse berichteten auch Huysamen et al. (2018a). Es stellt sich daher die Frage, ob die CR-10 Skala für die valide Erfassung des Beanspruchungsempfindens innerhalb von Interventionsstudien geeignet ist. Eine Lösung könnte darin bestehen, dass die Probanden den Umgang mit der Skala vor der Versuchsdurchführung ausgiebig üben, um das vollständige Spektrum der zehn Beanspruchungsstufen zu erfahren (Sood et al., 2007).

Für die Körperteile *Ellenbogen, Unterarme, Hände | Finger* und *Nacken* wird für die Hypothese 1-1 die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen. Für die verbleibenden neun Körperteile hingegen die Nullhypothese angenommen.

### 8.1.4 Zusammenfassung

In der ersten Vorstudie wurde die grundsätzliche Eignung von Überkopf-Exoskeletten als ergonomische Maßnahme an Arbeitsplätzen überprüft, die monotone und repetitive Überkopfarbeit erfordern. Die wichtigsten Erkenntnisse der Studie lauten:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die subjektive Beanspruchung wird bei Verwendung eines Überkopf-Exoskelettes während der Überkopfarbeit für die Körperteile Hände | Finger, Unterarme, Ellenbogen und Nacken statistisch signifikant reduziert. Oberarme, Oberkörper und Rücken zeigen ebenfalls Tendenzen einer relativen Reduktion.
- Die subjektive Beanspruchung zeigt Tendenzen einer Steigerung für die Körperteile Hüfte und die unteren Extremitäten. Diese fallen statistisch nicht signifikant aus.

### 8.2 Vorstudie 0.2: Laborversuch

Auf Grundlage der Erkenntnisse der ersten Vorstudie wurde innerhalb der zweiten Vorstudie ein geeignetes Studiendesign entwickelt, um den Einfluss von Überkopf-Exoskeletten unter Laborbedingungen zu erheben. Weiterhin galt es einen Versuchsstand zu entwickeln, dessen wesentliche Elemente den Charakteristiken der Arbeitsplätze in der Produktion entlehnt waren und an denen ein potenzieller Einsatz von Exoskeletten zum Zeitpunkt der Untersuchung am sinnvollsten erschien. Die Vorversuche hatten den Zweck, die nachfolgenden Einflussfaktoren auf das Studiendesign und die Messverfahren zu erörtern und die Parameter entsprechend zu definieren:

- Zeitdauer von Belastungsphase und notwendige Erholungszeiten
- Einzunehmende Körperhaltungen und Bewegungen hinsichtlich der Schulter- und Ellenbogengelenkwinkel
- Art und Ablauf der simulierten Montagetätigkeiten
- Auswirkungen verschiedener statischer Haltungen bzw. dynamischer Tätigkeiten auf die Messverfahren Ergospirometrie und Herzschlagfrequenzmessung

Ergänzend dazu sind auch die Ausführungen von Lechner (2019) zur Entwicklung des Versuchsdesigns zu vergleichen, aus denen letztlich das finale Studiendesign der Hauptstudie hervorging. Die Beschreibung des Versuchsstandes sowie die Ergebnisse des Vorversuchs wurden ebenfalls im Artikel *Development of a Standardized Ergonomic Assessment Methodology for Exoskeletons Using Both Subjective and Objective Measurement Techniques* (Hefferle et al., 2020) veröffentlicht. Aufgrund der Entwicklungscharakteristik der Vorstudie werden keine Hypothesen diskutiert.

#### 8.2.1 Methodik

##### 8.2.1.1 Exoskelett

Für den Versuch kam das Überkopf-Exoskelett *Levitate* des Herstellers Levitate Technologies zum Einsatz (siehe Kapitel 7.4.1.3). Die Krafteinstellungen erfolgten nach der in Kapitel 7.4.1.5 beschriebenen Vorgehensweise.

##### 8.2.1.2 Beschreibung des Versuchsstandes

Für die Versuche der zweiten Vorstudie und dem Laborteil der Hauptstudie wurde ein Versuchsstand entwickelt, der aus Stangenprofilen mit der Dimensionierung 2,00 m

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

(Länge) x 1,50 m (Breite) x 2,50 m (Höhe) aufgebaut war. Detaillierte technische Darstellungen sind im Anhang APP-HS10-1 zu finden. Der Versuchsstand wurde ursprünglich für die Evaluierung verschiedener Typen von Exoskeletten entworfen und verfügte über drei Versuchsträger, die je nach Anforderungen flexibel montiert bzw. demontiert werden konnten. Zu den drei Versuchsträgern gehörten eine höhenverstellbare Schraub- und Stopfenplatte (Erklärung Stopfen siehe Kapitel 10.1.1.3) zur Simulation von Überkopftätigkeiten, eine höhen- und abstandsverstellbare Hüftbegrenzung zur Simulation von Hebe- und Montagevorgängen in Zwangshaltungen sowie eine höhen- und winkelverstellbare Ablageplatte auf Hüfthöhe zur Simulation von Tätigkeiten an nicht-höhenverstellbaren Arbeitsplätzen. Die Laborversuche, die innerhalb der vorliegenden Arbeit an dem Versuchsstand durchgeführt wurden, nutzten nur die höhenverstellbare Schraub- und Stopfenplatte als Versuchsträger. Nachfolgend wird die finale Version des Versuchsstandes beschrieben, die während der Vorstudie 0.2 entwickelt wurde. Auf Abbildung 29 sind Versuchsstand und -träger dargestellt.

Für die Ruhemessungen saßen die Probanden gegenüber dem Monitor auf dem bereitgestellten Stuhl (1), dessen Position mittels Beklebungen am Boden markiert war. Da die Parameter der Ergospirometrie sowie der Herzschlagfrequenz deutlichen interindividuellen Schwankungen unterliegen, werden die späteren Messwerte während eines Versuches um die Ruhemesswerte abgezogen, damit eine anschließende Vergleichbarkeit erzeugt wird (vgl. Kapitel 4.3.3 *Grundumsatz* und 4.3.4 *Arbeitspulsfrequenz*). Auf dem Monitor (2) wurde probandenspezifisch die nächste durchzuführende Versuchsbedingung anhand von Beispielvideos angezeigt. So sollte eine korrekte Durchführung der Versuchsbedingung durch den Probanden gesichert werden. Sämtliche Studienteilnehmer der Laborversuche bekamen jede Versuchsbedingung vor Versuchsbeginn erklärt und übten diese gleichermaßen, sodass eine korrekte Ausführung damit redundant gesichert war. Über eine Bodenmarkierung (3) war die Startposition für alle Versuchsbedingungen festgehalten. Auf einem Beistelltisch liegend, war die Position des Akkuschraubers (4) für die Schraubtätigkeit ebenfalls standardisiert. Dasselbe galt für die Materialaufnahme der Schrauben, die in einem kleinen Fach (5) auf Hüfthöhe links neben dem Versuchsträger platziert waren. Die Stopfen wurden ebenfalls hüfthoch rechts neben dem Versuchsträger (6) in einem Kleinladungsträger (KLT) bereitgestellt. Am Stehtisch (7) bewerteten die Probanden ihre subjektive Beanspruchung mittels bereitgestellter Body-Map. Das Ergospirometriegerät war an einem Kragarm (8) an einer der Querstreben des Versuchsstandes befestigt. Über einen Winkelbereich von 180° frei schwenkbar passte sich der Kragarm der Position des Probanden innerhalb des Versuchsaufbaues an. Anstatt das Messgerät am Körper zu tragen, konnten sich die Studienteilnehmer so freier bewegen. Die Zusatzbelastung durch

## Studie 0: Vorstudie zur Einsatzzeichnung von Überkopf-Exoskeletten

das Gewicht des Messgerätes entfiel so ebenfalls. Eine blaue wiederverwendbare Klebemarkierung (9) kennzeichnete probandenspezifisch die 90° Schultergelenksstellung bei ausgestreckten Armen, während sie im Versuchsstand an der Bodenmarkierung (3) standen.

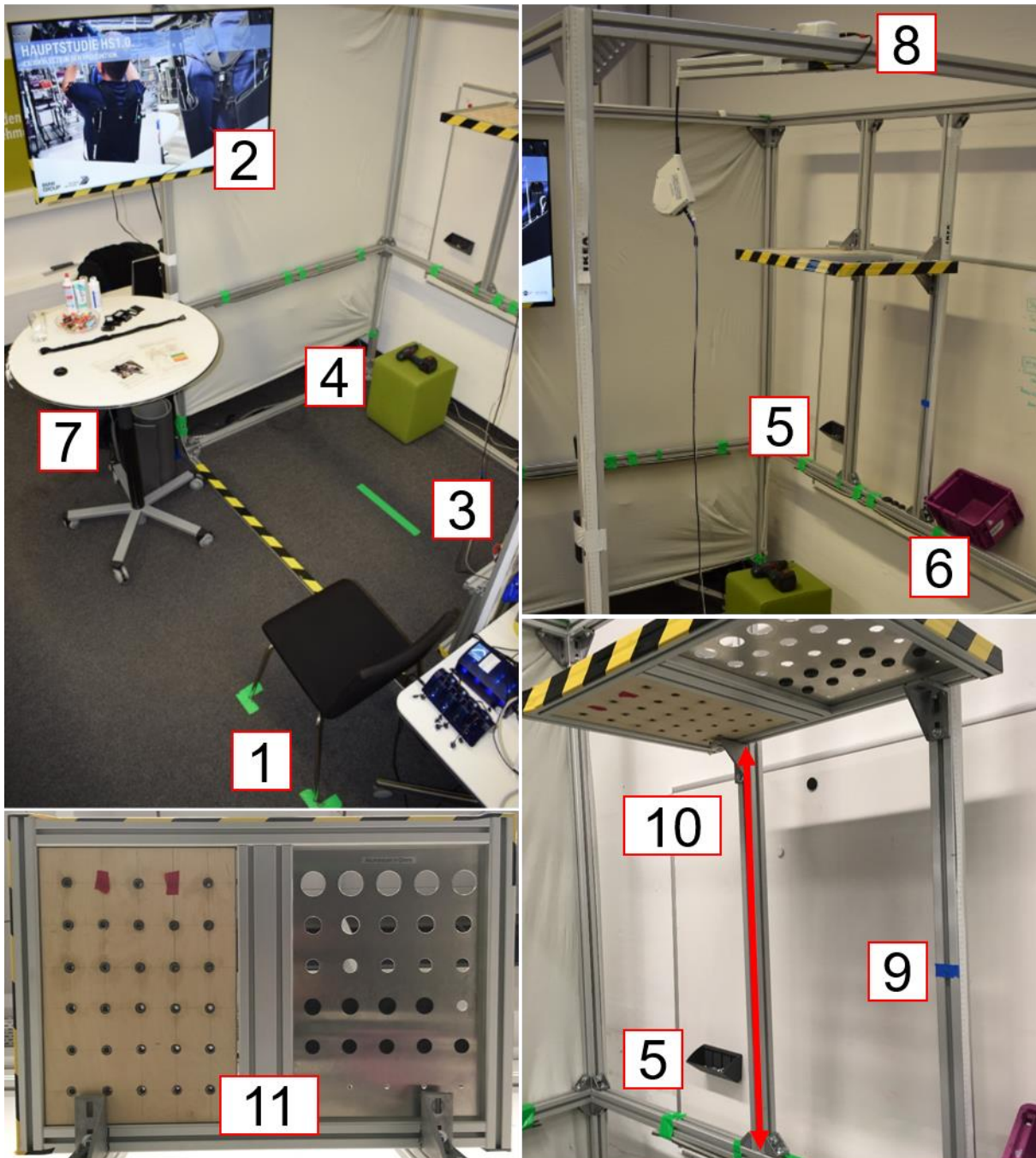


Abbildung 29: Laborversuchsaufbau

Der Versuchsträger, die Schraub- und Stopfenplatte (11), konnte über einen Bereich von 1,00 m frei in ihrer Höhe eingestellt werden (10, roter Pfeil), was eine stufenlose



## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

Einstellung der Überkopfarbeitshöhe zwischen 1,50 - 2,50 m erlaubt. Der Versuchsträger (11, links) bestand zum einen aus einer ca. 3 cm dicken hölzernen Platte, welche über 30 Bohrungen die in einem 5 x 6 Raster angeordnet waren verfügte und jeweils mit einem metallenen M8-Gewinde versehen waren. Zum anderen war eine Aluminiumplatte (11, rechts) mit einer Stärke von 2 mm verbaut, in die ebenfalls Bohrungen in einem 5 x 6 Raster eingebracht waren. Die Bohrungsdurchmesser der sechs parallel verlaufenden Reihen beliefen sich von oben nach unten (11, rechts) auf: 35 mm, 20 mm, 12,5 mm, 10 mm, 8 mm sowie 3 mm. Die Abmessungen des Versuchsträgers sowie die Abstände der Bohrungen der Schraub- und Stopfenplatte finden sich im Anhang APP-HS10-1.

### 8.2.1.3 Probanden

Insgesamt nahmen vier Probanden teil, die sich auf drei Versuche aufteilten. Die jeweiligen anthropometrischen Daten sind in Tabelle 4 enthalten, wobei für Versuch 3 gemittelte (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) Werte berichtet sind.

*Tabelle 4: Charakteristika der Probanden der Vorstudie 0.2*

Versuch	Probanden	Alter [y]	Statur [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
Versuch 1	1 (0m, 1w)	28	167,5	53,0	18,9
Versuch 2	1 (1m, 0w)	31	183,0	76,8	22,9
Versuch 3	2 (1m, 1w)	23,0 $\pm$ 1,0	179,0 $\pm$ 1,0	74,5 $\pm$ 6,5	23,3 $\pm$ 2,3

### 8.2.1.4 Studiendesign und Versuchsablauf

Für die Entwicklung eines passenden Studiendesigns wurden Körperhaltungen und Tätigkeiten definiert, die die Bedingungen an den Arbeitsplätzen möglichst realistisch nachbildeten. Acht Versuchsbedingungen wurden für das finale Studiendesign definiert, die sich in drei Hauptgruppen „Statisch“, „Dynamisch“ und „Simulierte Tätigkeiten“ einteilten. Da jede Versuchsbedingung einmal als Kontrollbedingung ohne Exoskelett und einmal mit Exoskelett als Interventionsbedingung durchlaufen wurde, ergaben sich in Summe 16 Versuchsbedingungen, welche in Abbildung 30 als Piktogramme dargestellt sind. Die Bezeichnungen der Versuchsbedingungen sind jeweils unterhalb der Piktogramme vermerkt, wobei die Kontrollbedingung immer fett dargestellt ist.

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

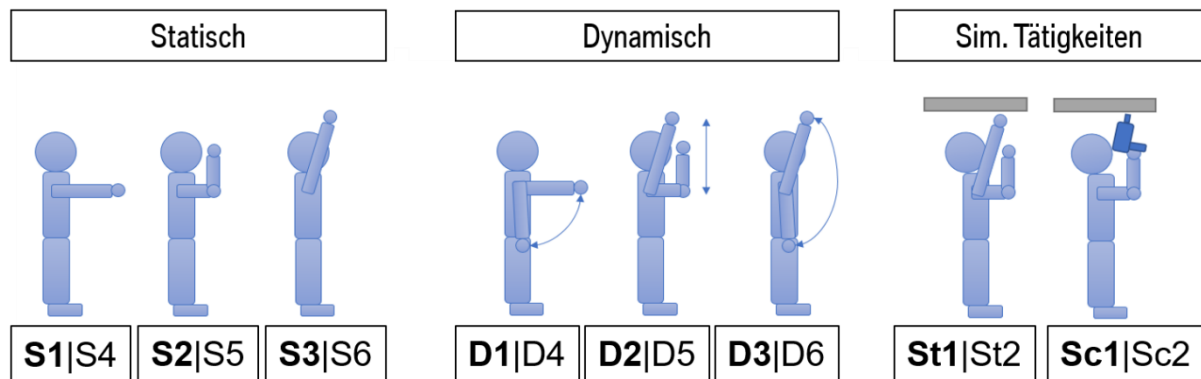


Abbildung 30: Versuchsbedingungen der Vorstudie 0.2 und Hauptstudie 1.0 (Kontrollbedingungen **fett** dargestellt) nach Lechner (2019)

Für die statischen Körperhaltungen variierte der Schultergelenkwinkel zwischen  $90^\circ$  (S1|S4, S2|S5) bzw.  $160^\circ$  (S3|S6). Der Ellenbogenwinkel verblieb in einer neutralen  $0^\circ$ -Stellung außer für die Bedingung S2|S5, bei der ein rechter Winkel eingenommen wurde. Für die dynamische Tätigkeit D1|D4 wurde das Schultergelenk zwischen  $0^\circ$  und  $90^\circ$  konstant flektiert, der Ellenbogenwinkel verblieb in  $0^\circ$ -Neutralstellung. In Bedingung D2|D5 durchliefen das Schultergelenk eine Winkeländerung von  $90^\circ$  auf  $160^\circ$  und der Ellenbogen von  $90^\circ$  auf  $0^\circ$ . Die letzte dynamische Tätigkeit D3|D6 war gekennzeichnet durch das Heben der Arme aus der Neutralstellung bis zur maximal erreichbaren Greifhöhe. Im ersten Teil der Bewegung wurden die Arme aus der Neutralstellung in die Startposition der Bedingung D2|D5 (Schultergelenk und Ellenbogengelenk jeweils um  $90^\circ$  ausgelenkt) bewegt. Fließend und ohne Unterbrechung ausgeführt, wurden die Arme im zweiten Teil der Bewegung dann bis in die Endposition der statische Haltung S3|S6 gebracht, d.h.  $160^\circ$ -Schultergelenkwinkel und  $0^\circ$ -Ellenbogenwinkel. Ein Metronom, das ein Tonsignal für Start- und Endposition bzw. den Umkehrpunkt einer jeden dynamischen Bedingung akustisch signalisierte, wurde eingesetzt, um eine gleiche Ausführungsgeschwindigkeit der dynamischen Tätigkeiten zu sichern. Die Bewegungsfrequenz für die ersten beiden dynamischen Versuchsbedingungen (D1|D4, D2|D5) wurde auf 60 Hz festgelegt. Dies bedeutete, dass Start- und Endposition jeweils ein Mal pro Sekunde erreicht wurden. Um bei der Ausführung der dynamische Versuchsbedingung D4|D6 eine annähernd gleiche Geschwindigkeit zu erhalten, erforderte der größere Bewegungsumfang mehr Zeit, weshalb eine geringere Frequenz von 45 Hz festgelegt wurde. Die statischen und dynamischen Versuchsbedingungen wurden jeweils für 60 Sekunden ausgeführt, was an eine typische Taktzeit in der Automobilproduktion angelehnt war (Quellen: BMW AG und PSA Peugeot Citroen (Sylla et al., 2014)). Für die simulierten Tätigkeiten (St1|St2, Sc1|Sc2) wurde kein zeitlicher Rahmen festgelegt, sondern die Anzahl der zu verbauenden Stopfen bzw. Schrauben war spezifiziert. Jeweils fünf Stopfen á 35 mm, 25 mm und 20 mm bzw.

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

zehn M8-Schrauben. Eine tabellarische Auflistung und Beschreibung der Versuchsbedingungen finden sich nachfolgend in Tabelle 5.

*Tabelle 5: Detaillierte Beschreibung der Versuchsbedingungen der Vorstudie 0.2 und der Hauptstudie 1.0 (Kontrollbedingungen **fett** dargestellt)*

Bedingung	Beschreibung Körperhaltung / Bewegung / Tätigkeit
<b>S1</b>  S4	Schultergelenk: 90°; Ellenbogen 0°
<b>S2</b>  S5	Schultergelenk: 90°; Ellenbogen 90°
<b>S3</b>  S6	Schultergelenk: 160°; Ellenbogen 0°
<b>D1</b>  D4	Startposition: Schultergelenk: 0°; Ellenbogen 0° Endposition: Schultergelenk: 90°; Ellenbogen 0°
<b>D2</b>  D5	Startposition: Schultergelenk: 90°; Ellenbogen 90° Endposition: Schultergelenk: 160°; Ellenbogen 0°
<b>D3</b>  D6	Startposition: Schultergelenk: 0°; Ellenbogen 0° Endposition: Schultergelenk: 160°; Ellenbogen 0°
<b>St1</b>  St2	Stopfen verbauen: 3 x 5 Stopfen (Durchmesser: 35, 25, 20 mm). Proband begibt sich auf Startposition, tritt vor, nimmt 5 Stopfen desselben Durchmessers aus dem KLT auf und verbaut sie. Die Aufgabe wird wiederholt, bis alle Stopfen montiert sind. Start- und Endposition: Markierte Stelle am Boden.
<b>Sc1</b>  Sc2	Ein- und Ausschrauben: 10 x M8-Schrauben. Proband begibt sich auf Startposition, tritt vor, nimmt den Akkuschauber vom Beistelltisch auf, nimmt eine einzelne Schraube aus dem Fach und schraubt sie in die Platte ein. Die Aufgabe wird wiederholt, bis 10 Schrauben eingeschraubt sind. Der Proband beginnt sofort nach Beendigung wieder mit dem Herausschrauben. Sobald eine Schraube herausgeschraubt ist, nimmt der Proband sie mit der zweiten freien Hand auf, um eine Überkopf-Arbeitshaltung beizubehalten. Nachdem 5 Schrauben herausgeschraubt und in der Hand gesammelt wurden, legt sie der Proband wieder in dem Fach ab. Der Vorgang wird wiederholt, bis die 10 Schrauben wieder im Fach liegen. Nach Beendigung der Arbeit legt der Proband den Schraubendreher wieder auf den Hocker und begibt sich auf die Endposition. Start- und Endposition: Markierte Stelle am Boden.

## **Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten**

---

### 8.2.1.5 Datenerhebung

Für die Datenerhebung kam die in Kapitel 7 beschriebene Methodik zum Einsatz. Für deren spezifische Anwendung sei auf das Methodenkapitel 9.1.1 der Hauptstudie verwiesen. Über die Vorstudie hinweg wurde die für die Erfassung des Beanspruchungsempfindens eingesetzte Body-Map ebenfalls angepasst, weshalb auf deren detaillierte Beschreibung hier verzichtet und auf die finale Version (siehe Kapitel 9.1.1) verwiesen wird.

### 8.2.1.6 Datenanalyse

Die Verarbeitung der Daten erfolgte manuell mittels Microsoft Excel 2013. Aufgrund einer geringen Probandenanzahl sowie dem Zweck einer sukzessiven, auf den Ergebnissen aufbauenden Entwicklungscharakters der Studie wurden keine statistischen Analysen durchgeführt.

## **8.2.2 Ergebnisse**

### 8.2.2.1 Versuch 1

In Versuch 1 lag der Fokus auf den dynamischen Versuchsbedingungen. Ziel war es die physiologischen Auswirkungen auf die Ergospirometrie und die Herzschlagfrequenz zu untersuchen und die passende Länge der Pausenzeit zu bestimmen, welche innerhalb des Akzeptanzfensters für eine valide Abbildbarkeit lag (vgl. Zusammenfassung von Kapitel 5). Die erste Baseline-Messung erfolgte im Sitzen über fünf Minuten. Im Anschluss wurden die drei beschriebenen dynamischen Versuchsbedingungen ausgeführt, jeweils unterbrochen durch eine 90-sekündige Ruhephase im Stehen. Die physiologischen Parameter Sauerstoffaufnahme und Herzschlagfrequenz verzeichneten bei dynamischer Muskelarbeit deutlich messbare Anstiege. Beide Parameter erreichten während der 90-sekündigen Ruhephasen nicht den Ruhewert der Baseline-Messung (HF:  $70 \text{ min}^{-1}$ , spez. Sauerstoffaufnahme:  $6 \text{ ml/min/kg}$ ). Vergleiche dazu auch den Graphen im Anhang APP-VS02-1. Auf Basis dieser Ergebnisse wurde die Länge der Ruhephasen zwischen den Versuchsbedingungen von 90 auf 120 Sekunden erhöht und die Position der Ruhephasen nun analog zur Baseline-Messung von stehend zu sitzend geändert.

### 8.2.2.2 Versuch 2

Im zweiten Versuch wurden die Festlegungen nach dem ersten Versuch überprüft, d.h. die Verlängerung der Ruhephasen auf 120 Sekunden sowie die sitzende Position. Zusätzlich zu den dynamischen Bewegungen wurden eine statische Haltung und die simulierten Tätigkeiten eingeführt. Weiterhin wurde überprüft, ob ein An- und Ausziehen des Exoskelettes mit angelegter Messtechnik zwischen den Versuchsbedingungen möglich wäre. Die Ergebnisse zeigten, dass das An- und Ausziehen des Exoskelettes zwischen den Versuchsbedingungen zu einer deutlich erhöhten Gesamtversuchszeit führen würde – im Mittel mehr als 60 Sekunden pro Vorgang. Die dabei verrichtete körperliche Arbeit resultierte zusätzlich in einer Erhöhung der physiologischen Parameter, welche eine erneute anschließende Ruhephase zwingend erforderlich gemacht hätte, was zu weiterem Mehrbedarf an Zeit geführt hätte (vgl. Anhang APP-VS02-1). Darüber hinaus zeigte sich, dass beim An- und Ausziehvorgang des Exoskelettes ein bedeutsames Risiko des Verlustes der lokalen Sensorik (OEMG und NIRS) bestünde. Folglich wurde das Studiendesign in zwei Hauptblöcke, einen Kontrollblock ohne Exoskelett und einen Interventionsblock mit Exoskelett, eingeteilt und es wurde keine vollständige Randomisierung der einzelnen Versuchsbedingungen festgelegt.

### 8.2.2.3 Versuch 3

Im letzten Versuch wurde das entwickelte Studiendesign und dessen Ablauf ganzheitlich anhand von zwei Probanden überprüft. Jeweils ein Proband startete in der Kontroll-, der andere in der Interventionsbedingung. Die Ergebnisse, ausschnittsweise in Anhang APP-VS02-1 zu finden, zeigten, dass die neu definierten Ruhezeiten sowie die sitzende Position über beide Probanden und Versuchsbedingungen hinweg ausreichten, um nach jeder Versuchsbedingung die physiologische Baseline wieder zu erreichen. Für das finale Studiendesign wurde aufgrund der Rückmeldungen der Probanden aus den Vorversuchen die Body-Map angepasst. Die Felder der Body-Map einschließlich und unterhalb der Hüfte zur Bewertung des Beanspruchungsempfindens wurden ersatzlos entfernt. Das betraf die Körperteile *Hüfte*, *Oberschenkel*, *Knie*, *Unterschenkel*, *Füße*. Begründet wurde dies über die Wirkweise eines Überkopf-Exoskelettes, welches in dieser Körperregion keine Unterstützungswirkung besitzt. Gleichzeitig nehmen die Gewichtsbelastung und damit die Beanspruchung der Hüfte und der unteren Extremitäten nur moderat zu (vgl. Ergebnisse und Diskussion der Vorstudie 0.1 in den Kapiteln 8.1.2 und 8.1.3). Weiterhin wurden in diesen Körperregionen keine objektiven lokalen Messverfahren eingesetzt, die eine Gegenüberstellung subjektiver und objektiver Messergebnisse erlaubt hätten. Zusätzlich berichteten die Probanden durchweg keine bis sehr geringe Beanspruchungsunterschiede zwischen Kontroll- und

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

Interventionsbedingung für die später entfernten Körperteile. Für die *linke* und *rechte Schulter*, bislang nur auf der vorderen Körperseite zu bewerten, wurden zusätzlich zwei Felder auf der rückwärtigen Körperseite der Body-Map eingeführt, da die Probanden von unterschiedlichen Beanspruchungsniveaus für die beiden Regionen berichteten.

### 8.2.2.4 Finales Studiendesign

Die Ergebnisse der Vorversuche bildeten die Grundlage für das finale Studiendesign. Die acht in Abbildung 30 dargestellten und in Tabelle 5 detailliert spezifizierten Versuchsbedingungen wurden jeweils einmal für den Kontroll- und den Interventionsblock übernommen, was in Summe zu 16 verschiedenen Versuchsbedingungen führte. Das Studiendesign ist in Abbildung 31 dargestellt. Im ersten Schritt wurde zwischen Kontroll- und Interventionsblock (1) systematisch variiert und im nächsten Schritt (2) die Reihenfolge der Aufgabenblöcke (Statisch, Dynamisch, Simulierte Tätigkeiten). Innerhalb der Aufgabenblöcke erfolgte keine Variation der Versuchsbedingungen (3). Dem Within-Subject-Studiendesign folgend wurde im vierten und letzten Schritt (4) der Ablauf in der jeweils ausstehenden Kontroll- oder Interventionsbedingung komplett wiederholt, wobei die Reihenfolge der Aufgabenblöcke gespiegelt wurde.

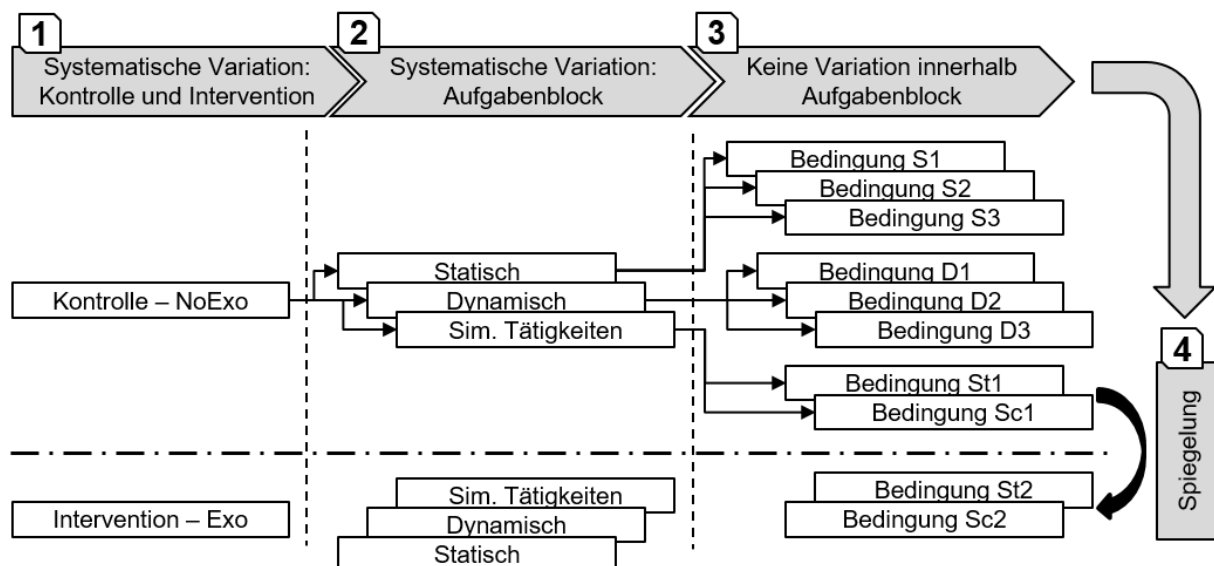


Abbildung 31: Schematische Darstellung des Studiendesigns

Aufgrund der Ergebnisse zum An- und Ausziehen des Exoskelettes zwischen den einzelnen Versuchsbedingungen (vgl. Ergebnisse in Kapitel 8.2.2.2) erfolgte keine vollständige Randomisierung der Versuchsbedingung. Die Zuteilung der Probanden auf die systematisch variierte Kontroll- bzw. Interventionsstartbedingung erfolgte hingegen

## Studie 0: Vorstudie zur Einsetzeignung von Überkopf-Exoskeletten

---

randomisiert. Die fehlende Variation der Reihenfolge innerhalb der Aufgabenblöcke sollte einer Verwirrung der Probanden vorbeugen. Durch die Spiegelung der Reihenfolge der Aufgabenblöcke sollte untersucht werden, ob ein direkter Vergleich – d.h. in direkter Abfolge zueinander – der subjektiven Beanspruchung zweier Versuchsbedingungspaarungen des Kontroll- und Interventionsblockes gegenüber einem indirekten Vergleich – d.h. nicht in direkter Abfolge zueinander liegend – einen Einfluss auf das Ergebnis der empfundenen Beanspruchung haben würde. Die Restriktionen des beschriebenen Ablaufes ergaben zwölf verschiedene Kombinationen unterschiedlicher Reihenfolgen der Versuchsbedingungen. Folglich war ein Probandenkollektiv von mindestens 24 Studienteilnehmern erforderlich, um jede Kombination mit mindestens zwei Probanden abzudecken.

### 8.2.3 Zusammenfassung

Innerhalb der Vorstudie wurde eine, für eine ganzheitliche ergonomische Beurteilung von Überkopf-Exoskeletten geeignete Messmethodik entwickelt und auf Anwendbarkeit überprüft. Die wichtigsten Erkenntnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die physiologischen Parameter zur Erfassung der objektiven Ganzkörperbeanspruchung Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) und Herzschlagfrequenz ( $min^{-1}$ ) eignen sich zur Quantifizierung der Beanspruchung bei Überkopfhaltung bzw. -tätigkeiten und beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes.
- Ruhephasen im Sitzen mit einer Dauer von 120 Sekunden zwischen den Versuchsbedingungen sind ausreichend, um die Baseline-Werte der globalen physiologischen Parameter des angestrebten Probandenkollektivs wiederherzustellen.
- Das An- und Ausziehen eines Überkopf-Exoskelettes mit angelegter Messtechnik, d.h. Oberflächenelektroden und NIRS-Sensoren, sollte unbedingt vermieden werden, da ein Abstreifen riskiert wird. Das Versuchsdesign ist entsprechend anzupassen.

## 9 Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Die Hauptstudie untergliedert sich in zwei Versuchsreihen. Die Studie 1.0 war als umfangreiche Laborstudie angelegt, innerhalb derer die zuvor entwickelte Messmethodik zum Einsatz kam und deren Ziel es war, die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes auf die Physiologie des Trägers ganzheitlich zu bewerten. Daran schloss sich die Studie 1.1 als Feldstudie an, bei der erstmals die Eignung der objektiven Messtechnik im Feld überprüft werden sollte.

### 9.1 Hauptstudie 1.0: Laborversuch

Die in der Vorstudie 0.2 entwickelte Messmethodik wurde im Rahmen des Laborversuchs der Hauptstudie angewandt. Hierbei sollten anhand eines repräsentativ großen Probandenkollektivs die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes auf ausgewählte physiologische Parameter bei unterschiedlichen Körperhaltungen bzw. Tätigkeiten untersucht werden. Die untersuchten physiologischen Parameter sollten ein möglichst gesamthaftes Bild der Einflüsse und Effekte zeigen. Innerhalb des Laborversuches werden alle Hypothesen im Diskussionsteil behandelt. Die Durchführung und Teile der Ergebnisse der Laborstudie wurden, beschränkt auf die Verfahren OEMG und Ergospirometrie inkl. Herzschlagfrequenzmessung, bereits in der Arbeit *Entwicklung und Anwendung einer Messmethodik zur ergonomischen Bewertung von Beanspruchung beim Einsatz von Exoskeletten am Beispiel der Automobilproduktion* (Lechner, 2019) behandelt, wobei eine veränderte Datenauswertung vorgenommen wurde. Die Versuchsdurchführung und die Ergebnisse des NIRS-Messverfahrens wurden ergänzend unter dem Titel *Ergonomische Evaluation eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten* (Hefferle & Kluth, 2019a) veröffentlicht.

#### 9.1.1 Methodik

##### 9.1.1.1 Exoskelett

Im Laborversuch wurde das in Kapitel 7.4.1.1 beschriebene Überkopf-Exoskelett *PAEXO* verwendet. Die Unterstützungskraft, eingestellt auf  $7,55 \pm 1,5$  [ ] der zehnstufigen Skala (entspricht ca.  $9,1 \pm 1,8$  Nm Unterstützungsmoment), wurde somit durchschnittlich auf ca. 75 % der maximalen Unterstützungskraft eingestellt.



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

### 9.1.1.2 Probanden

Für die Studie wurden 27 Probanden rekrutiert, wodurch die Vorgabe von mindestens 24 Studienteilnehmern (errechnet aus zwölf möglichen Kombinationen aller Versuchsbedingungen, welche durch jeweils zwei Probanden abgedeckt sein sollten) erreicht wurde. Ihre gemittelten anthropometrischen Eigenschaften (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) zeigt Tabelle 6.

Tabelle 6: Charakteristika des Probandenkollektivs der Hauptstudie 1.0

Probanden	Alter [y]	Statur [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
27 (19m, 8w)	28,1 $\pm$ 4,7	178,3 $\pm$ 7,9	75,3 $\pm$ 14,5	23,6 $\pm$ 3,4

23 Probanden waren Rechtshänder, folglich vier Linkshänder. Sämtliche Studienteilnehmer gaben an Nichtraucher zu sein.

### 9.1.1.3 Beschreibung des Versuchsstandes

Die Laborstudie wurde am in Vorstudie 0.2 entwickelten Versuchstand durchgeführt, dessen Eigenschaften in Kapitel 8.2.1.2 und im Anhang APP-HS10-1 beschrieben sind.

### 9.1.1.4 Versuchsablauf

Der Studienablauf untergliederte sich in drei Abschnitte, dessen Ablauf schematisch in Abbildung 32 zu sehen ist. In der Vorbereitungsphase wurde der Proband über Inhalte und Zweck des Versuches aufgeklärt (1). Weiterhin wurden Hintergrundinformationen zum Exoskelett bereitgestellt und jeder Teilnehmer unterschrieb eine schriftliche Einwilligung. Im Vorfeld des Versuches war ein digitaler Fragebogen verschickt worden, in dem ein jeder Studienteilnehmer Angaben zu seinem persönlich eingeschätzten Fitnesslevel, zu etwaigen Muskel-Skelett-Vorerkrankungen sowie allgemeine demographische Daten machte. Die anthropometrischen Daten wurden im zweiten Schritt der Vorbereitungsphase vor Ort am Versuchstag erhoben (2). Darunter fielen Körpergewicht und -größe, beides gemessen ohne Schuhe. Die Schulterhöhe ( $H_S$ ), gemessen bei aufrechtem Stand mit dem Rücken an der Wand von Boden bis *Acromion* wurde mit angezogenem Schuhwerk gemessen, da die Größe für die Einstellung der Arbeitshöhe herangezogen wurde und der anschließende Versuch ebenfalls mit Schuhen absolviert wurde. Weiterhin wurde die Unterarm- bzw. Ellenbogenlänge ( $L_{EB}$ ) vermessen. Startpunkt der Strecke war der *Epicondylus lateralis*, Endpunkt die obere Kante des Akkuschaubendrehers.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

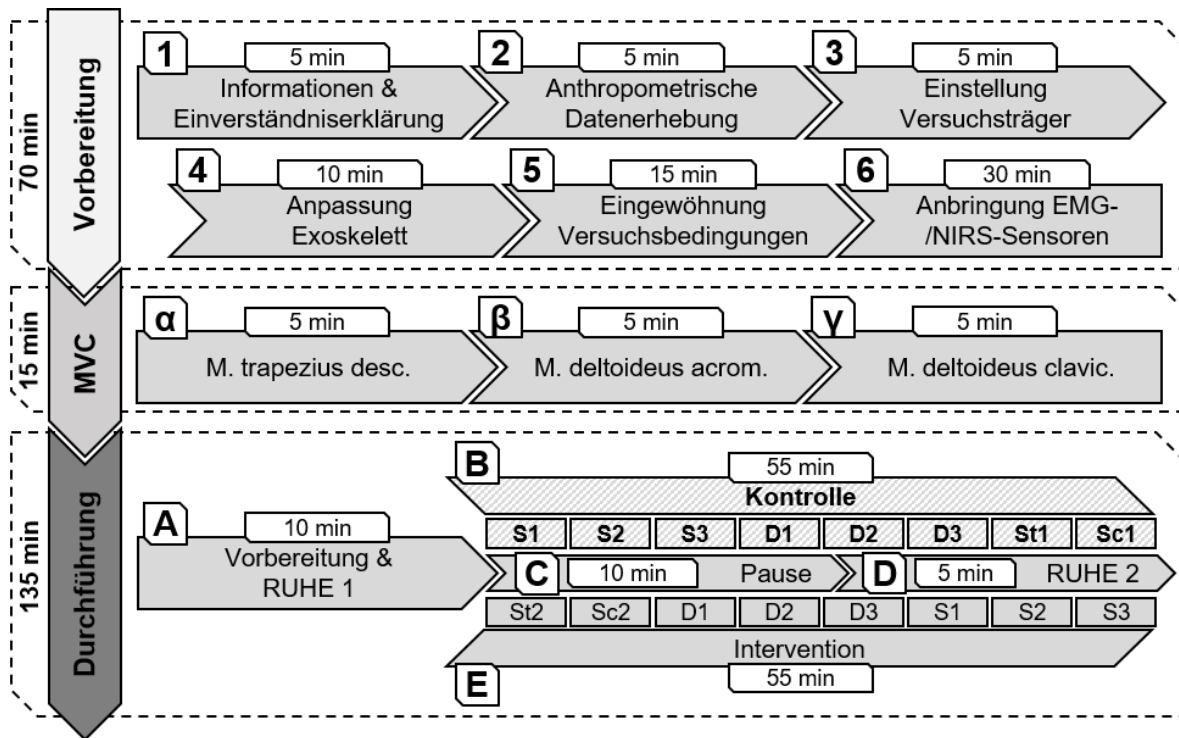


Abbildung 32: Schematischer Versuchsablauf der Hauptstudie 1.0

Gemessen wurde unter 90°-Schulter- und Ellenbogenflexion, den Akkuschauber in der dominanten Hand haltend. Die Einhaltung eines rechten Winkels wurde mittels Goniometer sichergestellt (vgl. auch Abbildung 33).

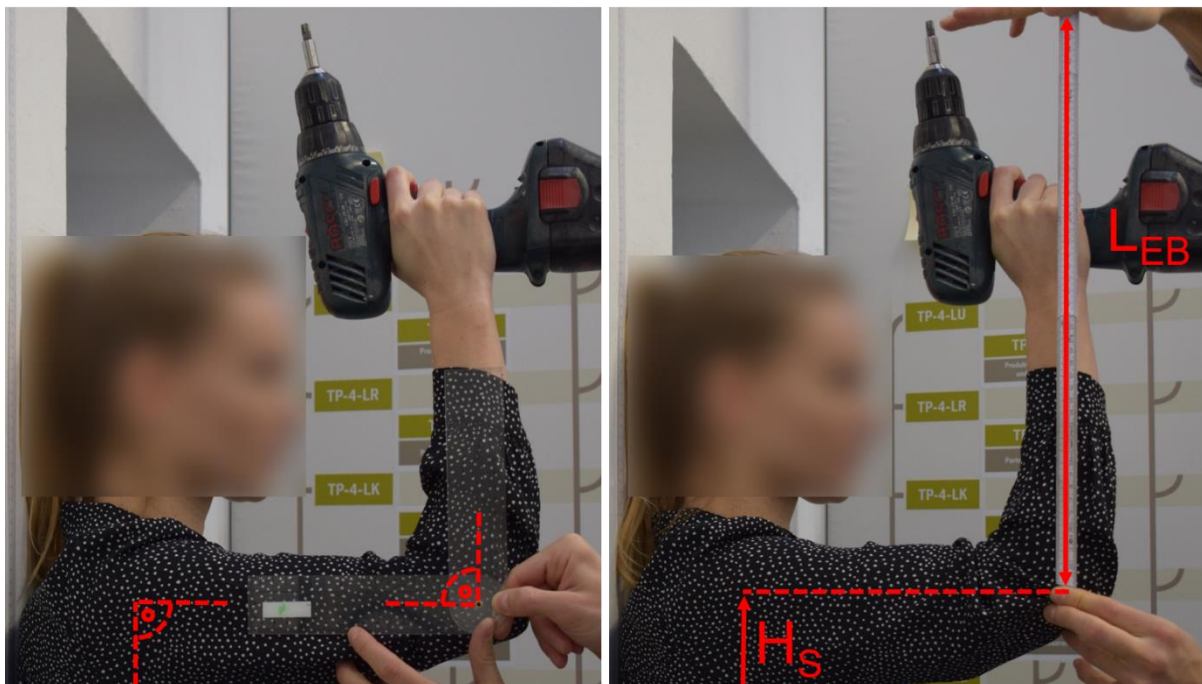


Abbildung 33: Bestimmung Schulterhöhe und Länge des Ellenbogens

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Mittels der beiden Längenmaße wurde unter Verwendung der Formel F-5 die Höhe des Versuchsträgers ( $H_V$ ) berechnet.

$$H_V = H_S + L_{EB} \quad \text{F-5}$$

Daran schloss sich in Schritt drei (3) die Einstellung des Versuchsträgers an. Teilnehmerspezifisch wurde eine blaue wiederverwendbare Klebmarkierung (siehe (9) in Abbildung 29) zur Markierung der 90°-Schultergelenksstellung auf der Schulterhöhe ( $H_S$ ) gesetzt und die Höhe des Versuchsträgers ( $H_V$ ) der Schraub- und Stopfenplatte (11) in Abbildung 29 eingestellt. Anschließend wurde das Exoskelett auf die individuellen Proportionen eines jeden Probanden in Schritt (4) der Vorbereitungsphase eingestellt. Die Anpassung und Justierung der Kraftunterstützung erfolgten nach den Beschreibungen der Kapitel 7.4.1.1 und 7.4.1.5. Darauffolgend machte sich der Proband mit dem Exoskelett vertraut. Dies geschah parallel während sämtliche Versuchskonditionen erklärt und anschließend durch den Probanden testweise durchlaufen wurden (5). Den Probanden wurde dabei die genaue Bewegungsabfolge vor, während und nach einer jeden Versuchsbedingung erläutert. So wurde gewährleistet, dass beispielsweise Laufwege innerhalb der Laborversuchsfläche oder die genaue Bewegungsausführung der simulierten Tätigkeiten probandenübergreifend standardisiert waren. Im letzten Schritt der Vorbereitungsphase wurde der Proband mit OEMG- und NIRS-Sensoren ausgestattet (6), wobei die exakte Positionierung in den Kapiteln 9.1.1.5.2 und 9.1.1.5.3 detailliert beschrieben ist. Für die Vorbereitung der Haut und die Positionierung der Elektroden wurde die Oberbekleidung abgelegt. Das Ausmessen der Position und die anschließende Platzierung der Sensoren erfolgten im Sitzen mit seitlich am Körper hängenden Armen. Nachdem die Elektroden bzw. Sensoren angebracht waren, wurde erneut das Exoskelett vorsichtig angelegt, sodass überprüft werden konnte, dass keine der OEMG-Elektroden bzw. NIRS-Sensoren und deren Kabel sowie Transmitter mit dem Exoskelett in Berührung kamen. Bei einigen Probanden musste daraufhin noch einmal die Positionierung der Transmitter und bzw. oder der Verlauf der Kabel zu den OEMG-Elektroden angepasst werden. Nachdem die Überprüfung abgeschlossen war, wurde das Exoskelett erneut vorsichtig abgenommen und die Oberbekleidung wieder angelegt. Dies war zwingend erforderlich, da die Sensorik des NIRS-Verfahrens durch Umgebungslicht, welches nahe der untersuchten Hautareale einfällt, gestört wird und daher fehlerbehaftete Daten liefern würde. Außerdem wurde während der Vorbereitungsphase der Brustgurt des Herzschlagfrequenzsensors auf den entsprechenden Brustumfang eingestellt und der Proband führte eine Größenanprobe der stets desinfizierten Atemmasken durch. Nach Auswahl der richtigen Größe – hierbei wurde vor allem auf Dichtigkeit bei gleichzeitig angenehmem Sitz geachtet – wurde das Haarnetz zur Befestigung der Maske entsprechend angepasst.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Im zweiten Abschnitt (vgl. erneut Abbildung 32) wurde das MVC-Normalisierungsverfahren für die lokal untersuchten Muskel- bzw. Muskelgewebepaarungen durchgeführt, wobei das Vorgehen für OEMG- und NIRS-Verfahren gleichermaßen angewandt wurde. Die Hintergründe des Normalisierungsverfahrens sind in den Kapiteln 4.3.1 und 4.3.2 beschrieben. Für jede untersuchte Muskelpaarung wurde die Maximalkraftmessung zwei Mal über einen Zeitraum von je fünf Sekunden durchgeführt (Elcadi et al., 2013), wobei die Probanden während der Durchführung durch die Versuchsleiter positiv verbal motiviert wurden (Kim et al., 2018a). Die genaue Ausführung ergab sich nach den Vorgaben von SENIAM (SENIAM Project). Die Probanden waren aufgefordert nach dem Startzeichen ihre maximale Kraft in der jeweils vorgegeben Position gegen einen unüberwindbaren, nicht nachgebenden Widerstand aufzubringen und nach den fünf Sekunden Anspannung die willentliche Kontraktion schlagartig zu beenden. Zwischen beiden Durchläufen lag eine Pause von 60 Sekunden, sodass sich die Muskulatur ausreichend erholen konnte (Konrad, 2011). Die Maximalkraftmessung für den *Musc. trapezius pars descendens* ( $\alpha$ ) wurde auf einem Stuhl sitzend durchgeführt. Der Proband umgriff beidseitig die Sitzfläche des Stuhls und zog mit maximaler Kraft beide Schultern symmetrisch in Richtung des Kopfes nach oben an, nachdem das Startsignal gegeben wurde, (vgl. Abbildung 34, links). Die Arme waren dabei vollständig durchgestreckt. Probanden, deren Arme so lang waren, dass sie über die Sitzkante hinausreichten, umgriffen anstelle der Sitzfläche einen rechteckigen Holzkeil, welcher parallel unterhalb der Stuhlsitzfläche angelegt wurde, um den Abstand zwischen Grifffläche und Armansatz zu verlängern. So erreichten auch größere Probanden eine vollständige Durchstreckung der Arme.



Abbildung 34: MVC-Normalisierung für das OEMG-Verfahren für den *Musc. trapezius pars descendens* (links) und den *Musc. deltoideus pars acromialis* (rechts)

Für die Maximalkraftmessung des *Musc. deltoideus pars acromialis* ( $\beta$ ) wurden die ausgestreckten Arme parallel zur Frontalebene abduziert, bis diese mit der dorsalen Seite der Hand das Querstangenprofil des Versuchsaufbaus berührten (vgl. Abbildung

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

34, rechts). Nachdem das Startsignal gegeben war, presste der Proband mit der Handoberseite mit maximaler Kraft gegen das unnachgiebige Stangenprofil. Um das Hochziehen der Schultern nach kranial, d.h. in Richtung des Kopfes, zu verhindern, stand einer der Versuchsleiter während der Durchführung hinter dem jeweiligen Probanden und unterband die Bewegung über leichtes Handauflegen im Schulterbereich. Für die MVC-Normalisierung des *Musc. deltoideus pars clavicularis* ( $\gamma$ ) abduzierten die Probanden den ausgestreckten Arm ebenfalls in sitzender Haltung, wobei sich zwischen Frontalebene und Arm ein Winkel von ca. 45° einstellte – kontrolliert mittels Goniometer (vgl. Abbildung 35, links) – bis die dorsale Seite der Daumenwurzel das Stangenprofil des Versuchsaufbaus berührte (vgl. Abbildung 35, rechts). Die Durchführung erfolgte dann analog den anderen Muskelpaarungen, d.h. zwei Durchführungen zu jeweils fünf Sekunden mit einer Erholungszeit von 60 Sekunden.



*Abbildung 35: MVC-Normalisierung des Musc. deltoideus pars clavicularis für das NIRS-Verfahren; links: Kontrolle des Abduktionswinkels; rechts: Haltung während der Durchführung*

Der dritte Abschnitt markierte die eigentliche Versuchsdurchführung. Zu Beginn der Vorbereitungsphase (A) wurde der O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>-Sensor des Ergospirometriesystems nach den Vorgaben des Herstellers (vgl. Kapitel 7.2.3) kalibriert. Anschließend legte der Proband unter Anheben der Oberbekleidung den Brustgurt mit dem Herzschlagfrequenzsensor um. Für eine bessere Signalableitung wurde handelsübliches Elektrodengel in geringen Mengen auf den beiden Elektrodenstreifen des Brustgurtes appliziert (vgl. 7.2.4). In Abhängigkeit des individuellen Startversuchsblocks legte der Proband zuerst noch zusätzlich das Exoskelett und danach die Atemmaske an. Im Anschluss begann der erste Versuchsblock mit einer fünfminütigen Baseline-Messung der kardiorespiratorischen Parameter (A, RUHE 1), wofür der Proband auf dem Stuhl (vgl. (1) in Abbildung 29) saß. Der im direkten Sichtfeld des Probanden hängende Monitor (siehe (2) in Abbildung 29) zeigte die jeweils darauffolgende Versuchsbedingung

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

sowie die gewünschte Ausführungsgeschwindigkeit im Falle der dynamischen Konditionen. Sobald die initiale Ruhephase beendet war, stand der Proband auf, bewegte sich auf kürzestem Weg zur Bodenmarkierung, (3) in Abbildung 29, verharrte dort kurzzeitig und fing dann ohne weitere Aufforderung mit der entsprechenden Versuchsbedingung an (B bzw. E). Die erste Bewegung des Probanden nach dem kurzzeitigen Verharren diente als Auslöser für das Setzen der Start-Marker in der jeweiligen Softwareumgebung der Messsysteme. Die statischen Haltungen bzw. die dynamischen Bewegungszyklen wurden im Stehen auf der Bodenmarkierung durchgeführt, während die simulierten Tätigkeiten direkt am Versuchsträger ausgeführt wurden. Die einzelnen Ausprägungen bzw. Tätigkeitsabfolgen wurden bereits ausführlich in Kapitel 8.1.1.4 beschrieben (vgl. Tabelle 5). Nach Beenden der jeweiligen Versuchsbedingungen stoppte der Proband die Ausführung abrupt im Falle der statischen Haltungen und der dynamischen Tätigkeiten, bzw. kehrte im Falle der simulierten Tätigkeiten zur Bodenmarkierung zurück. Nach Abschluss der Kondition – bei den statischen Haltungen das Herabnehmen der Arme, bei den dynamischen Bewegungen das Ende der Bewegung und bei den simulierten Tätigkeiten die Rückkehr zur Bodenmarkierung – wurde ein Ende-Marker in der jeweiligen Software gesetzt. Direkt im Anschluss bewegte sich der Proband auf kürzestem Weg zum Stehtisch (7), vgl. Abbildung 29, um dort handschriftlich seine subjektive lokale sowie globale Beanspruchung zu bewerten. Für das Ausfüllen der Body-Map gab es kein zeitliches Limit. Nach dem erfolgreichen Ausfüllen kehrte der Proband zum Stuhl zurück, setzte sich und verweilte dort für 120 Sekunden in Ruhe, sodass Herzschlagfrequenz und respiratorische Kennwerte wieder den Wert der Baseline annehmen konnten. Während dieser Ruhephase wurde dem Probanden die nachfolgende Versuchsbedingung auf dem Monitor gezeigt. Die vorbeschriebene Prozedur wiederholte der Proband so lange, bis er alle acht Versuchsbedingungen des ersten Versuchsblockes absolviert hatte. Nachdem der erste Versuchsblock mit einer ungefähren Dauer von 55 bis 60 Minuten absolviert war, wurde die Datenaufnahme unterbrochen und dem Probanden wurde eine rund zehnmünütige Pause (C) gewährt. Während die Atemmaske und das Exoskelett (falls der erste Versuchsblock die Interventionsbedingung war) abgelegt werden durfte, verblieben die restlichen Sensoren am Probanden, da so die exakt gleiche Position auf der Haut für beide Versuchsbedingungen gewährleistet war.

Zu Beginn des zweiten Teiles wurde je nach Startversuchsblock zuerst das Exoskelett angezogen und anschließend die Atemmaske wieder angelegt. Nach Wiederaufnahme der Datenaufzeichnung startete der zweite Versuchsblock analog mit einer initialen fünfminütigen Ruhemessung (RUHE 2, D). Danach durchlief der Proband seine individuelle Versuchsbedingungsreihenfolge (E bzw. B). Die systematische Variation der Versuchsbedingungen wurde bereits ausführlich in Kapitel 8.2.2.4 beschrieben



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

und ist schematisch in Abbildung 31 dargestellt. Die Zuteilung der Probanden auf eine der zwölf möglichen Versuchsablaufkombinationen (vgl. Kapitel 8.2.2.4) erfolgte randomisiert, um systematische Fehlerquellen wie etwa Reihenfolge- oder Lerneffekte auszuschließen. Nach Abschluss beider Versuchsblöcke, legte der Proband sämtliche Messtechnik sowie, je nach vorangegangenem Block, zusätzlich das Exoskelett ab und wurde durch die Versuchsleiter verabschiedet. Im Rahmen der Versuchsnachbereitung wurden die zuvor in der Ergospirometrie-Software gesetzten Marker nach den einzelnen Versuchsbedingungen auf Basis der individuellen durchlaufenen Versuchsablaufkombination benannt und die Daten exportiert. Die während des Versuches angefertigten Notizen zu etwaigen Auffälligkeiten wurden in die elektronische Versuchsdokumentation übertragen, welche u.a. die Sensoriktafel enthielt, der ein besonderes Augenmerk gilt. In der Tabelle wurde jede Auffälligkeit, insbesondere aber der Komplettausfall pro Sensor und Versuchsbedingung, für jeden Probanden dokumentiert. Abschließend wurden die verwendeten Messinstrumente, wie etwa die Atemmaske, in ein Desinfektionsbad eingelegt, die Einwegturbine wurde ausgetauscht und die weitere Sensorik gereinigt. Inklusiv aller abschließenden Maßnahmen ergab sich ein zeitlicher Aufwand von bis zu 4,5 Stunden pro Versuchsteilnehmer. Nachfolgend findet sich eine Zeitrafferaufnahme eines kompletten Versuchsablaufes inkl. Vorbereitung.



*Zeitrafferaufnahme eines kompletten Versuchsablaufes. QR-Code (Nutzung z.B. per Smartphone) oder Hyperlink:*

*<https://youtu.be/71sBaqFI7hl>*

*Alternative: <http://dx.doi.org/10.25819/fodasi/5>*

### 9.1.1.5 Datenerhebung

#### 9.1.1.5.1 Subjektive Beanspruchung

Für die Erhebung der lokalen sowie globalen subjektiven Beanspruchung kamen die in Kapitel 7.1 bereits beschriebenen Methoden zum Einsatz. Die verwendete Body-Map unterschied zwischen der vorderen Körperseite mit zwölf verschiedenen Körperteilen und der rückwärtigen Körperseite mit sechs unterschiedlichen Körperteilen. Sie kann im elektronischen Anhang der Arbeit eingesehen werden.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

### 9.1.1.5.2 OEMG – Oberflächen-Elektromyographie

Die Grundlagen zur Oberflächen-Elektromyographie sowie der verwendeten Gerätschaften wurden bereits in Kapitel 7.2.1 erläutert. Für die vorliegende Studie wurde eine Abtastfrequenz von 1000 Hz festgelegt. Die Wahl der Abtastfrequenz berücksichtige einerseits die Vorgaben des Nyquist-Theorems (vgl. Kapitel 7.2.1), andererseits wurde so auf die maximale interne Speicherkapazität des verarbeitenden Rechners geachtet. Die reine Messdauer betrug im Schnitt pro Proband rund 110 bis 120 Minuten, weshalb die einzelnen Versuchskonditionen separat aufgezeichnet wurden. Für die Signableitung wurden 24 x 1 mm große Einweg-Elektroden der Firma Covidien (Covidien Deutschland GmbH, Neustadt an der Donau, Deutschland) verwendet. Für eine Quantifizierung des Einflusses eines Exoskelettes auf die lokale Muskelaktivierung wurde eine amplitudenbezogene Auswertung der abgeleiteten Signale durchgeführt. Die Normierung der Signale erfolgte mittels MVC-Verfahren (vgl. Kapitel 7.2.1 und 9.1.1.4 zweiter Abschnitt). Für die Erfassung des elektromyographischen Aktivierungspotenzials wurden jeweils beidseitig die Muskelpaarungen *Musc. deltoideus pars acromialis* und *Musc. trapezius pars descendens* ausgewählt. Ihre anatomische Lage ist in Abbildung 36 dargestellt.

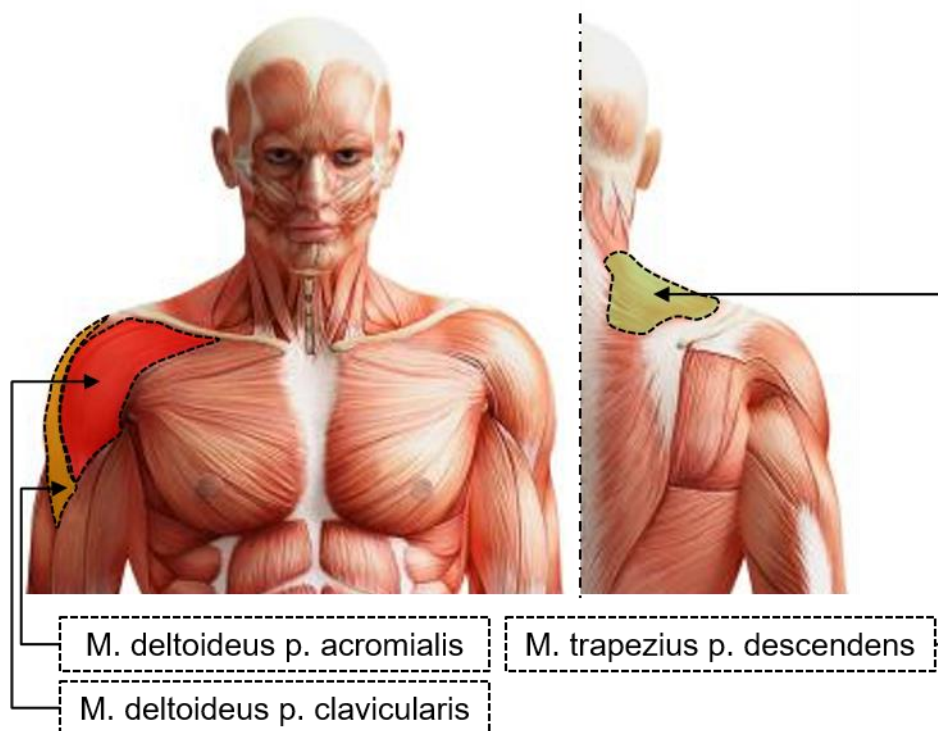


Abbildung 36: Anatomische Lage der mit den Verfahren OEMG und NIRS untersuchten Muskelpartien (N.N., 2020a)



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

- *Musc. deltoideus pars acromialis*: Zuständig für das seitliche Anheben sowie das Abduzieren des Armes (Strasser & Ernst, 1992).
- *Musc. trapezius descendens*: Zuständig für das Drehen des Schulterblattes zur Seite und nach oben, wodurch der Arm über die Horizontale gehoben werden kann (Bommas-Ebert et al., 2011).

Der Abgriff der elektromyographischen Aktivität erfolgte parallel an vier Kanälen. Vor der Platzierung der Elektroden wurde die Haut wie folgt vorbereitet:

1. Ausmessung der Elektrodenpositionen per Maßband (siehe nachfolgende Ausführungen) und anschließende Markierung mit einem Permanentmarker.
2. Haarentfernung mittels Einwegrasierer.
3. Behandlung der Hautbereiche mit einem abrasivem Peeling-Gel (Nuprep Skin Prep Gel, Weaver and Company, USA) und anschließende Entfernung der Überreste mit Wasser.
4. Reinigung und Desinfektion mit Alkohol.

Nach der SENIAM-Methode wird die Lage der Elektroden anhand anatomischer, sichtbarer Knochenvorsprünge bestimmt. Die Elektroden des *Musc. trapezius pars descendens* wurden auf dem Muskelbauch auf mittlerer Distanz zwischen dem Acromion und dem siebten Dornfortsatz (C7, proc. Spinosus) platziert (schematisch in Abbildung 37, links).

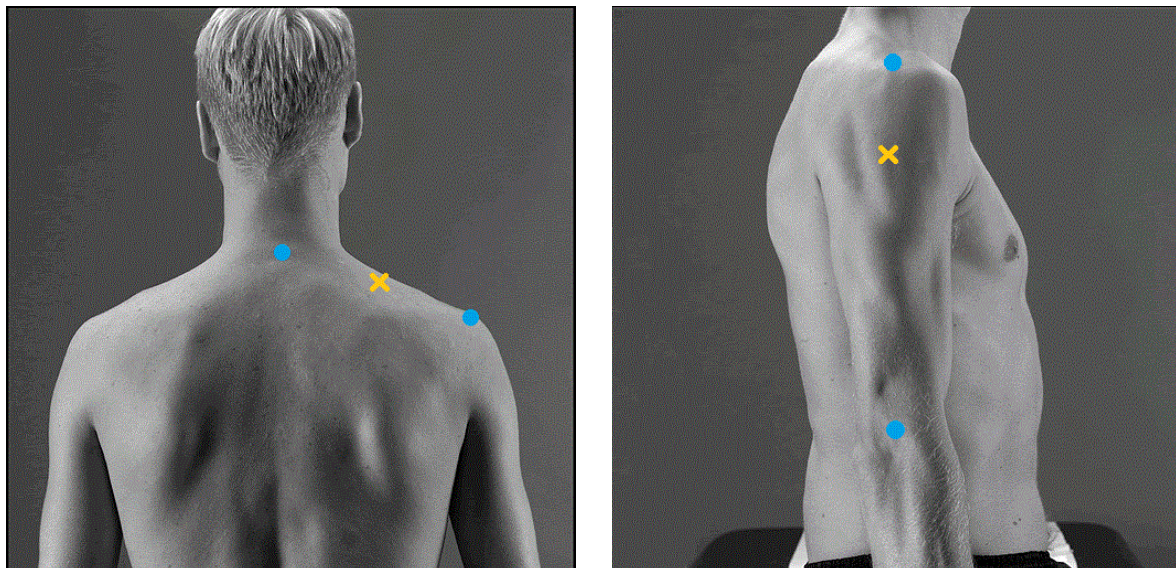


Abbildung 37: Bestimmung der Elektrodenpositionierung nach der SENIAM-Methode; *Musc. trapezius pars descendens* (links); *Musc. deltoideus pars acromialis* (rechts); Die Punkte markieren die sichtbaren Knochenvorsprünge, die Kreuze die jeweilige Elektrodenpositionierung (SENIAM Project)

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Für die Palpation des Muskelbauches waren die Probanden aufgefordert worden den Muskel gegen einen Widerstand anzuspannen. Die Elektrodenplatzierung des *Musc. deltoideus pars acromialis* (Abbildung 37, rechts) erfolgte auf dem ebenfalls durch Anspannung hervorgetretenen Muskelbauch und auf der Verbindungslinie zwischen Acromion und Epicondylus lateralis. Das Vorgehen kann im Detail bei Lechner (2019) nachgelesen werden. Die finale Platzierung ist für einen Probanden beispielhaft in Abbildung 39 dargestellt. Die Einhaltung der beschriebenen Prozedur gewährleistete eine standardisierte Orientierung der Elektroden und ermöglichte eine probandenübergreifende und reproduzierbare Signalerfassung der elektromyographischen Aktivierungspotenziale (Konrad, 2011).

### 9.1.1.5.3 NIRS – Nahinfrarotspektroskopie

Die Grundlagen des NIRS-Verfahrens und die verwendeten Geräte wurden bereits in Kapitel 7.2.2 erläutert. Die Abtastfrequenz der NIRS-Sensoren lag bei 10 Hz. Für die Erfassung der lokalen Sauerstoffgewebesättigung wurde die folgende Muskelpaarung ausgewählt:

- *Musc. deltoideus pars clavicularis*: Zuständig für eine Vorwärtsbewegung bzw. für das frontale Anheben des Armes (Strasser & Ernst, 1992).

Die anatomische Lage des Muskelbündels ist auf der linken Seite der Abbildung 36 dargestellt. Analog den OEMG-Sensoren wurden die NIRS-Sensoren ebenfalls beidseitig angebracht. Deren exakte Positionierung erfolgte ebenfalls nach dem SENIAM Protokoll und ist in Abbildung 38 ersichtlich.

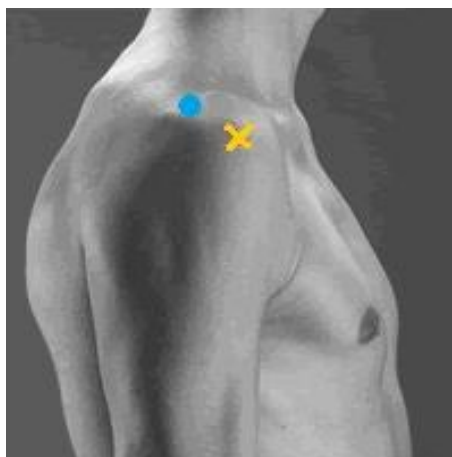


Abbildung 38: Bestimmung der NIRS-Sensorpositionierung des *Musc. deltoideus pars clavicularis* nach der SENIAM-Methode; Der Punkt markiert den sichtbaren Knochenvorsprung, das Kreuz die Sensorpositionierung (SENIAM Project)

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Die Vorbereitung der Hautoberfläche umfasste dieselben, bereits in Kapitel 9.1.1.5.2 beschriebenen Schritte. Die NIRS-Sensoren des *Musc. deltoideus pars acromialis* wurden auf der Verbindungslinie zwischen Acromion und dem Daumen angebracht, wobei ein Abstand von annähernd einer Fingerbreite zu dem Acromion (vgl. Abbildung 38) eingehalten wurde. Die Palpation des Muskelbauches wurde erneut durch Anspannung durch den Probanden gegen einen Widerstand erreicht. Da die NIRS-Sensoren im Gegensatz zu den OEMG-Elektroden nicht selbstklebend waren, mussten diese per leicht-elastischem, medizinischem Klebeband großflächig auf der Haut fixiert werden. Darin lag der zusätzliche Vorteil, dass hierdurch die umliegenden Hautareale gegen den Einfall von störendem Umgebungslicht bereits in geringem Maße abgeschirmt wurden. Die finale Platzierung ist in Abbildung 39 rechts zu sehen.

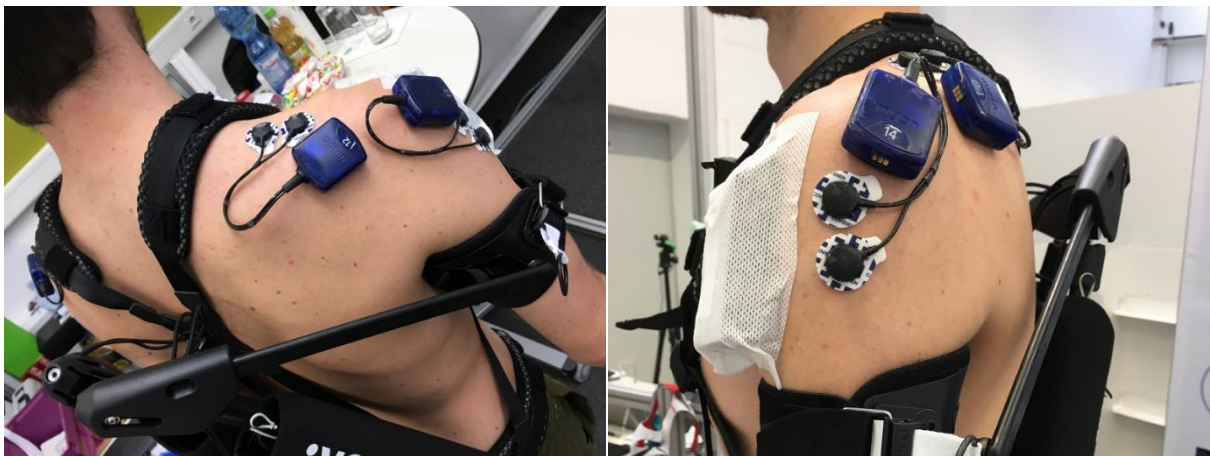


Abbildung 39: Platzierung der Sensorik inkl. angelegtem Exoskelett; OEMG-Elektroden des *Musc. trapezius pars descendens* (links); OEMG-Elektroden / NIRS-Sensor des *Musc. deltoideus pars acromialis / clavicularis* (rechts)

Für eine vollständige Abschirmung des Umgebungslichtes wurde nach der Sensoranbringung die Oberbekleidung wieder angelegt. Den Probanden war im Vorfeld des Versuches mitgeteilt worden, feste, dunkle und daher besonders lichtundurchlässige Kleidung am Versuchstag anzuziehen, welche für eine Reduzierung des störenden Umgebungslichtes ausreicht (Stöcker et al., 2018).

### 9.1.1.5.4 Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz

Für die Aufnahme der objektiven Ganzkörperbeanspruchung wurde das Ergospirometriegerät MetaMax im stationären Einsatz in Verbindung mit einem Polar-Brustgurt zur Erfassung der Herzschlagfrequenz verwendet (siehe Kapitel 7.2.3, 7.2.4). Für die Datenauswertung wurde die Herzschlagfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ), die absolute ( $\text{VO}_2$ ) sowie die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) und der Energieumsatz ( $\text{kcal/h}$ ) erfasst.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

### 9.1.1.5.5 Synchronisation der Daten

Die Synchronisation der Signale zwischen OEMG und NIRS erfolgte mit der Synchronisationsfernsteuerung PortaSync (Artinis Medical Systems, Zetten, Niederlande). Über zwei Knöpfe konnten jeweils zwei unterschiedliche Marker innerhalb der Aufzeichnungssoftware (jeweils für OEMG und NIRS) gesetzt werden. Die Fernsteuerung war über ein Kabel an die in Kapitel 7.2.1 beschriebenen NI-Box angeschlossen. An die NIRS-Software war die Fernbedienung per Bluetooth-Funkstandard gekoppelt. Sobald die Synchronisationsfernbedienung betätigt wurde, wurde eine 2,5 bzw. 5 Volt starke Signalflanke an den entsprechenden OEMG-Kanal gesandt, die in der nachfolgenden Datenauswertung eindeutig als binär kodierter Marker (Systematik: 5 Volt-Flanke entspricht *Start* und 2,5 Volt-Flanke *Ende*) identifiziert werden konnte. Zeitsynchron wurde das Signal per Bluetooth an die NIRS-Software gesandt, wobei auch hier die jeweilige Signalflanke als analog binär kodierter Marker in einem eigenen Kanal aufgezeichnet wurde.

Die Synchronisation der Ergospirometrie bzw. der Herzschlagfrequenzmessung erfolgte manuell durch einen zweiten Versuchsleiter. Da die Ergospirometrie im Vergleich zu dem OEMG- und NIRS-Verfahren eine sehr niedrige Abtastrate besitzt und die Verzögerung zwischen körperlicher Beanspruchung und messbaren Veränderungen der kardiorespiratorischen Parameter stark verzögert ist (Koller et al., 2016), wurde die manuelle Synchronisation als ausreichend erachtet.

### 9.1.1.6 Datenanalyse

#### 9.1.1.6.1 Subjektive Beanspruchung

Alle Angaben der ausgefüllten Body-Maps und der VAS-Skalen wurden digitalisiert, als Microsoft Excel-Tabellen je Proband zwischengespeichert und per Matlab (Mathworks Inc., Natick, USA) automatisiert verarbeitet und statistisch ausgewertet. Die Berechnung der relativen Beanspruchungsdifferenzen erfolgte per Formel F-4 (vgl. 8.1.1.6), wobei erneut die Differenz der Mittelwerte der Intervention ( $MW_{\text{Exo}}$ ) und der Kontrollbedingung ( $MW_{\text{NoExo}}$ ) in Bezug zur CR-10 Skala gesetzt wurde. Die ordinalskalierten Daten wurden mittels nicht-parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummen-Test (WVR-Test) ausgewertet, wobei hierbei die Mittelwertsunterschiede der Angaben aus Kontroll- und Interventionsbedingung verglichen wurden. Für den Vergleich der Angaben zur Ganzkörperbeanspruchung wurde ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Da im Falle der körperteilbezogenen Beanspruchung ein multiples Testen pro Körperteil erforderlich war, wurde hierfür das ursprüngliche Signifikanzniveau nach

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Bonferroni zu  $\alpha^* = 0,00625$  korrigiert. Die Korrekturbestimmung erfolgte nach Formel F-6.

$$\alpha^* = \frac{\alpha}{n} \quad \text{F-6}$$

Hierbei steht  $\alpha$  für das ursprüngliche Signifikanzniveau und  $n$  für die Anzahl der Testwiederholungen. Im vorliegenden Fall galt  $n = 8$ , da jeweils achtmal pro Körperteil getestet wurde. Das Bonferroni-Korrektur-Verfahren verhindert einerseits eine  $\alpha$ -Fehler-Kumulierung – ohne Korrektur würde bei achtmaligem Testen das Konfidenzintervall von 95 % auf  $0,95^8 = 66,34$  % absinken – bei gleichzeitig nur moderat abnehmender Teststärke (Field, 2011). Die Effektstärken wurden erneut über den Bravais-Pearson-Korrelationskoeffizient  $r$  nach Formel F-3 (vgl. 8.1.1.6) berechnet. Die Einteilung erfolgte nach Cohen (2013).

### 9.1.1.6.2 Objektive Beanspruchung

Für die Datenverarbeitung wurden die Rohmessdaten aus der jeweiligen Softwareumgebung im Tabellenformat (\*.xlsx- oder \*.xml-Dateien) ausgeleitet und mittels Microsoft Excel in \*.csv-Dateien umgewandelt. Selbstgeschriebene Matlab-Skripte prozessierten die Daten vollautomatisiert weiter. Für die statistische Auswertung wurden die Programme SPSS Statistics Version 20, Minitab Version 18 (Minitab Inc., Pennsylvania, USA) und Microsoft Excel 2013 verwendet. Letztere Software kam für die Ergebnisaufbereitung und -darstellung ebenfalls zum Einsatz.

### 9.1.1.6.3 OEMG – Oberflächen-Elektromyographie

Die für die Auswertung verwendeten Skripte sind der Arbeit im elektronischen Anhang beigelegt. Ein Flussdiagramm der OEMG-Auswertelogik findet sich im Anhang APP-HS10-3. Im ersten Schritt wurden die \*.csv-Tabellen in das native \*.mat-Format umgewandelt. Die binär kodierten Marker-Datensätze wurden mit Hilfe einer Tabelle, welche die probandenindividuelle Reihenfolge der Versuchsbedingungen enthielt, erkannt, benannt und sortiert. Zuerst wurden die MVC-Werte bestimmt, wobei folgende Schritte durchlaufen wurden. Ein Hochpassfilter (10 Hz Butterworth, 4.te Ordnung) diente der Entfernung von Artefakten und Messrauschen und der angewandte Tiefpassfilter (500 Hz Butterworth, 4.te Ordnung) zur Bildung von Hüllkurven (Freiwald et al., 2007). Anschließend wurden die Messwerte positiv gleichgerichtet (*Rectify*-Filter, entspricht der mathematischen Betragsbildung) und mit einem 5-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter reversibel geglättet. Die starke Glättung der Signale wurde ausschließlich für die Schwellwertsuche verwendet (Freiwald et al., 2007; Konrad, 2011). Der Maximalwert



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

ergab sich aus dem arithmetischen Mittel aller Werte, die oberhalb des Schwellwertes von 80 % des betragsmäßig absoluten Maximums pro Durchlauf lagen. Der jeweils größere Maximalwert aus beiden MVC-Durchläufen wurde final zur Normalisierung verwendet. Dieses Verfahren wurde für jeden Probanden und jeden Muskel analog durchgeführt. Für die Berechnung der Mittelwerte der einzelnen Versuchsbedingungen wurde ein 0,5-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter zur Glättung der Datenströme verwendet, welcher für langsame Bewegungen geeignet ist (Freiwald et al., 2007), (Konrad, 2011) und bereits in einer anderen OEMG-Studie zur Evaluation eines Exoskeletten eingesetzt wurde (Huysamen et al., 2018a). Für die OEMG-Datenauswertung wurde am Anfang und Ende einer jeden Versuchsbedingung jeweils ein Zeitfenster von fünf Sekunden abgezogen, schematische in Abbildung 40 dargestellt. Die Zeitfenster waren so gewählt, dass einerseits keine störenden Bewegungsartefakte (Einnahme und Beendigung) bei den statischen Haltungen mit ausgewertet wurden (Huysamen et al., 2018a) und andererseits um zu gewährleisten, dass bei den dynamische Bedingungen erst nach fünf Sekunden der korrekte Bewegungsrhythmus durch die Probanden eingehalten wurde (Anpassung der Probandenbewegung an die Taktgebung durch das Metronom). Bei den simulierten Tätigkeiten war so gewährleistet, dass der Proband den Schraubendreher bereits aufgenommen hatte und lediglich die Signale während der eigentlichen Tätigkeit ausgewertet wurden. Das Abschneiden der letzten fünf Sekunden war analog der ersten fünf Sekunden begründet. Zusätzlich wurde so bei einem inkorrekt zu spät gesetztem Marker sichergestellt, dass die fehlerhaft zusätzlich aufgenommenen Daten nicht mit ausgewertet wurden.

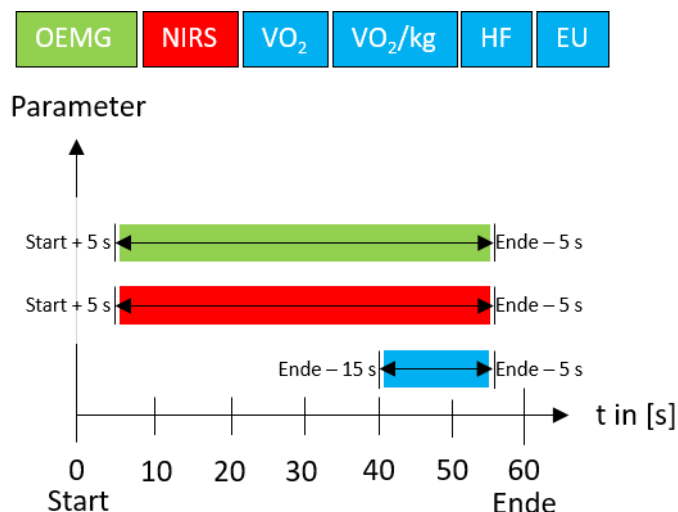


Abbildung 40: Auswertefenster der Messverfahren der Hauptstudie 1.0

Sämtliche Mittelwerte der OEMG-Amplitude wurden pro Muskel und Versuchsbedingung mit dem zugehörigen MVC-Wert ins Verhältnis gesetzt, um relative Werte zu bil-

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

den. Abschließend wurden die Mittelwerte tabellarisch exportiert, wobei die Werte entfernt wurden, bei denen ein Fehler der Sensorik während der Datenaufzeichnung festgestellt worden war. Die Entfernung erfolgte automatisiert durch den Algorithmus über einen Abgleich mit der Sensoriktafel aus der Versuchsdokumentation (vgl. auch 9.1.1.6.6).

### 9.1.1.6.4 NIRS – Nahinfrarotspektroskopie

Die für die Datenauswertung verwendeten Skripte finden sich im elektronischen Anhang der Arbeit. Ein Flussdiagramm der Auswertelogik findet sich im Anhang APP-HS10-3. Die manuelle Umwandlung der Daten sowie die Erkennung, Benennung und Sortierung der Marker erfolgte analog dem Vorgehen des OEMG-Verfahrens. Für die Bildung der MVC-Werte wurde jeder Sensorkanal d.h. jeder Messparameter mittels einem 1-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter (Stöcker et al., 2018) geglättet. Aus beiden fünfsekündigen Maximalkontraktionsphasen (Elcadi et al., 2013) wurde jeweils ein Mittelwert pro Kanal gebildet. Der Gesamtmittelwert ergab sich dann wiederum als Mittel aus beiden Phasen (Elcadi et al., 2013). Abbildung 41 zeigt beispielhaft den Verlauf beider NIRS-Rohdaten-Kanäle für den Parameter TSI des Probanden 11.

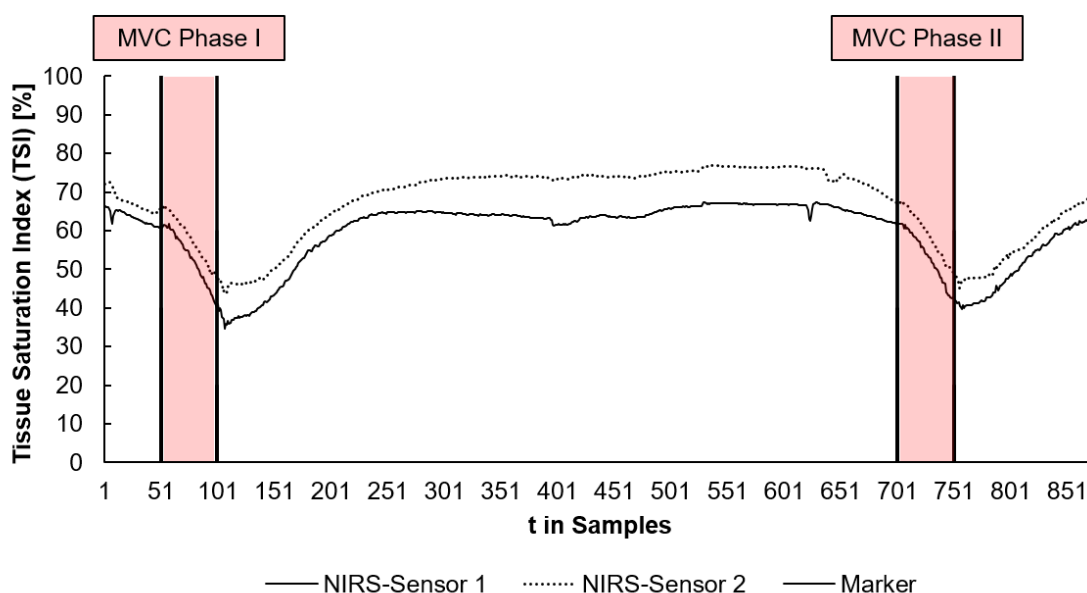


Abbildung 41: Beide Maximalkontraktionsphasen für das NIRS-Verfahren.  
Beispielhafter Rohdaten-Ausschnitt des Probanden VP11

Die beiden MVC Phasen sind rötlich markiert (vgl. Abbildung 41). Deutlich zu sehen ist der starke Abfall des Gewebesauerstoffsättigungsgrades (TSI), ausgelöst durch die Muskelkontraktion. Sind die Muskeln relaxiert, sollte deren Sättigungsgrad bei ca.

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

70 % (Sanni & McCully, 2019) liegen, was durch die vorliegende Studie ebenfalls bestätigt werden konnte (vgl. auch die Werte zu Beginn des Datenausschnittes in Abbildung 41). Erwähnenswert ist der für alle Messdaten repräsentative und sehr ähnliche Verlauf beider Messkurven, der von einer hohen Reliabilität des Messverfahrens zeugt. Für die Datenauswertung wurden die Messwerte pro Sensorkanal mit demselben 1-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter (Buchheit & Ufland, 2011; Stöcker et al., 2018) geglättet und anschließend Mittelwerte über jede einzelne Versuchsbedingung pro Sensor gebildet. Die Auswahl des betrachteten Datenfensters ergab sich nach Abbildung 40 analog zum OEMG-Verfahren und folgte denselben Begründungen. Die gebildeten Mittelwerte jeder einzelnen Versuchsbedingung wurden mit dem jeweiligen Mittelwert der Referenzkontraktion aus dem MVC-Normalisierungsverfahren ins Verhältnis gesetzt und werden daher als prozentuale Werte ausgedrückt.

### 9.1.1.6.5 Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz

Die für die Datenauswertung verwendeten Matlab-Skripte finden sich im elektronischen Anhang der Arbeit. Ein Flussdiagramm der Auswertelogik findet sich im Anhang APP-HS10-3. Zuerst wurden die Uhrzeitformate in fortlaufende Sekunden umgerechnet. Bedingt durch die Messtechnik und aufgrund des genutzten Breath-by-Breath Verfahrens (vgl. Kapitel 4.3.3, 7.2.3) werden nur Datenwerte beim Ein- und Ausatmen des Probanden aufgezeichnet, was bei einer natürlichen und damit unregelmäßigen Atemfrequenz zu einer nicht-zeitkonstanten Datenaufzeichnung führt. Um eine kontinuierliche Datenauswertung zu ermöglichen, wurden die Rohdaten künstlich auf eine höhere Abtastfrequenz hochgerechnet. Die fehlenden Datenpunkte wurden dabei über lineare Interpolation zwischen diskret vorliegenden Zeitwerten – das sind die beim tatsächlichen Ein- und Ausatmen geschriebenen Messpunkte – erzeugt, wie Abbildung 42 am Beispiel der Herzschlagfrequenz zeigt. Mittels der Methode wurde eine künstliche Abtastrate von 10 Hz erreicht, was zu einem immer gleichen Abstand von 0,1 s pro Datenpunkt führte. Aufgrund der geringen Abtastrate und einem vergleichsweise starken Messrauschen wurde über die Rohdaten im selben Prozessierungsschritt ein 10-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter gelegt, um diesem Problem Rechnung zu tragen. In der Regel werden 30-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter verwendet (Koller et al., 2016; Stöcker et al., 2018), allerdings ist dabei zu beachten, dass bei einer zu starken Glättung zu viele wichtige Informationen verloren gehen können (Kroidl et al., 2015). Aufgrund der kurzen Aufzeichnungsfenster von rund 60 Sekunden wurde daher eine geringere Glättung gewählt.



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

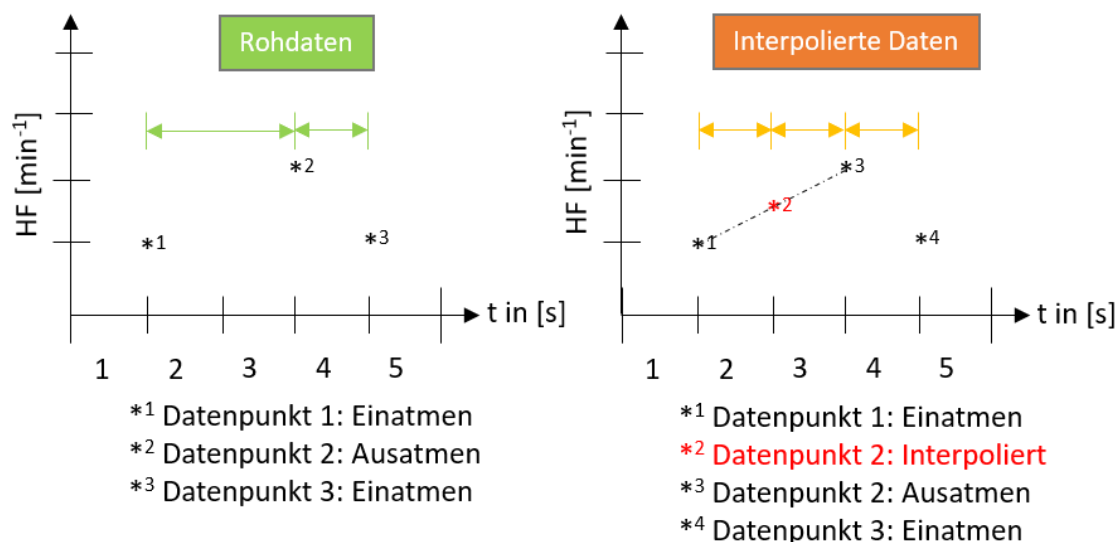


Abbildung 42: Interpolation der Zwischenwerte am Beispiel der Herzschlagfrequenz

Analog den lokalen objektiven Messverfahren wurden auch die globalen Beanspruchungsparameter normalisiert, um eine interindividuelle Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu ermöglichen. Vorgeschaltete probandenspezifische Leistungsdiagnostiken, welche für eine Normalisierung genutzt werden könnten, sind aufgrund des hohen Aufwands für eine industrielle Anwendung nicht geeignet. Als effektive Normalisierungsmethode kann alternativ eine Baseline- bzw. Ruhemessungen verwendet werden, welche auch den Einschränkungen industrieller Produktionsbetriebe Rechnung trägt (Knott, 2017). Hierfür werden die während der standardisierten Referenz-Ruhemessung erhobenen Parameter von den Messwerten während einer Tätigkeitsphase, also den einzelnen Versuchsbedingungen, abgezogen. Beispielsweise ist die Herzschlagfrequenz eine äußerst variable Größe, welche in Ruhe bei 50 bis 80 Schlägen pro Minute liegen kann (Sämann, 1970). So ist die physische Konstitution (Körpergewicht, -fettgehalt) ein Faktor, der zu einer erhöhten Variabilität im Ruhe-Herzschlag beitragen kann (Sammito S. et al., 2014). Um intersubjektive Variabilität auszugleichen, wird die gemessene Herzschlagfrequenz über die Referenz-Ruhemessung normalisiert. Das Normalisierungsverfahren wurde gleichermaßen auf die respiratorischen Parameter angewandt (Koller et al., 2016; Strasser & Ernst, 1992). Die Berechnung erfolgte über Formel F-7, hier beispielhaft für die Herzschlagfrequenz dargestellt. Pro Parameter ergaben sich daher absolute Umsatz- bzw. Arbeitswerte.

$$\text{Arbeitspulsfrequenz} = HF_{\text{Arbeit}} - HF_{\text{Ruhe}} \quad \text{F-7}$$

Die Referenz-Ruhemessung wurde auf einem Stuhl sitzend, über einen Zeitraum von fünf Minuten direkt vor dem eigentlichen Versuch durchgeführt (vgl. Kapitel 9.1.1.4).

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

Zur Bestimmung der Ruhewerte wurde ein Zeitfenster von 90 Sekunden, 180 Sekunden nach Start und 30 Sekunden vor Ende der Ruhemessung gewählt. Das Verwerfen der Daten der ersten drei Minuten sollte gewährleisten, dass die globalen Beanspruchungsparameter der Probanden ihre Untergrenze bzw. den Ruhe-Steady-State Zustand erreichten (Sämann, 1970; Schmalz et al., 2019). Durch die Verwerfung der letzten 30 Sekunden sollte der Einfluss psychisch bedingter Anspannung, welche sich durch die bevorstehende „Prüfungssituation“ – insbesondere in einer erhöhten Herzschlagfrequenz – niederschlägt (Schlick et al., 2010), minimiert werden. Die geglätteten Mittelwerte (10-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter mit analoger Begründung) der 90-sekündigen Ruhewerte wurden jeweils von den gemessenen kardiorespiratorischen Parametern zur Normalisierung abgezogen. Für die Auswertung wurde ein Zeitfenster von zehn Sekunden, 45 Sekunden nach Start und fünf Sekunden vor Ende der Versuchsbedingung, gewählt. Die kardiorespiratorischen Parameter reagieren vergleichsweise träge auf eine Beanspruchungszunahme, was die Wahl des Zeitfensters begründete. Whipp et al. (1971), Lamarra et al. (1987) und Koller et al. (2016) gehen von einer Verzögerung von ca. 40 Sekunden aus, nach denen unter leichter bis normaler Tätigkeit sich die ergospirometrisch aufgezeichneten Parameter an die geänderte äußere Belastung angepasst haben. Knott (2017) stellte in ihrer Arbeit fest, dass die Ergospirometrie bereits nach 30 Sekunden signifikante verlässliche Messwerte erzeugte. In vorangegangenen Studien wurden für die Bestimmung der kardiorespiratorischen Parameter zur Evaluation von Exoskeletten ebenfalls Zeitfenster kurz vor Beendigung einer Belastungssituation gewählt (Mooney et al., 2014; Schmalz et al., 2019; Theurel et al., 2018), da hier von einem Erreichen des Steady-State Zustandes ausgegangen werden kann (Baltrusch et al., 2019; Sämann, 1970; Schmalz et al., 2019). Das Abschneiden der letzten fünf Sekunden beruft sich auf dieselbe Begründung wie das des OEMG-Verfahrens (vgl. Kapitel 9.1.1.6.3).

### **9.1.1.6.6 Statistische Datenauswertung**

Bei der statistischen Überprüfung der objektiven Messdaten erfolgte ein schrittweises Vorgehen, dessen schematischer Ablauf in Abbildung 43 dargestellt ist. Die statistische Datenauswertung startete mit der Entfernung der fehlerbehafteten Konditionen durch einen automatisierten Abgleich der Sensoriktafel als Teil der Versuchsdokumentation (1). Anschließend erfolgte eine Überprüfung der Normalverteilung der Differenzen (Residuen) für jede Versuchspaarung pro Parameter und Versuchskondition (2) mittels Anderson-Darling-Test (AD-Test) (Razali & Wah, 2011). Für nicht-normalverteilte Daten wurde ein Ausreißertest nach Grubbs (1950) durchgeführt (3) und die ermittelten Ausreißer aus den Daten entfernt. Anschließend wurde erneut die Normalverteilung mittels AD-Test überprüft (4). Für weiterhin nicht-normalverteilte Datensätze

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

wurde rekursiv überprüft, ob eine geeignete Datentransformation – (5a) Natürlicher Logarithmus ( $\ln$ ), (5b) Quadratwurzel, (5c) Johnson- $S_U$ -Transformation (Johnson, 1949) und ggf. zusätzlich ein anschließender Ausreißertest nach Grubbs inkl. Entfernung der Ausreißer (3) – die Anzahl der nicht-normalverteilten Datensätze verringern würde.

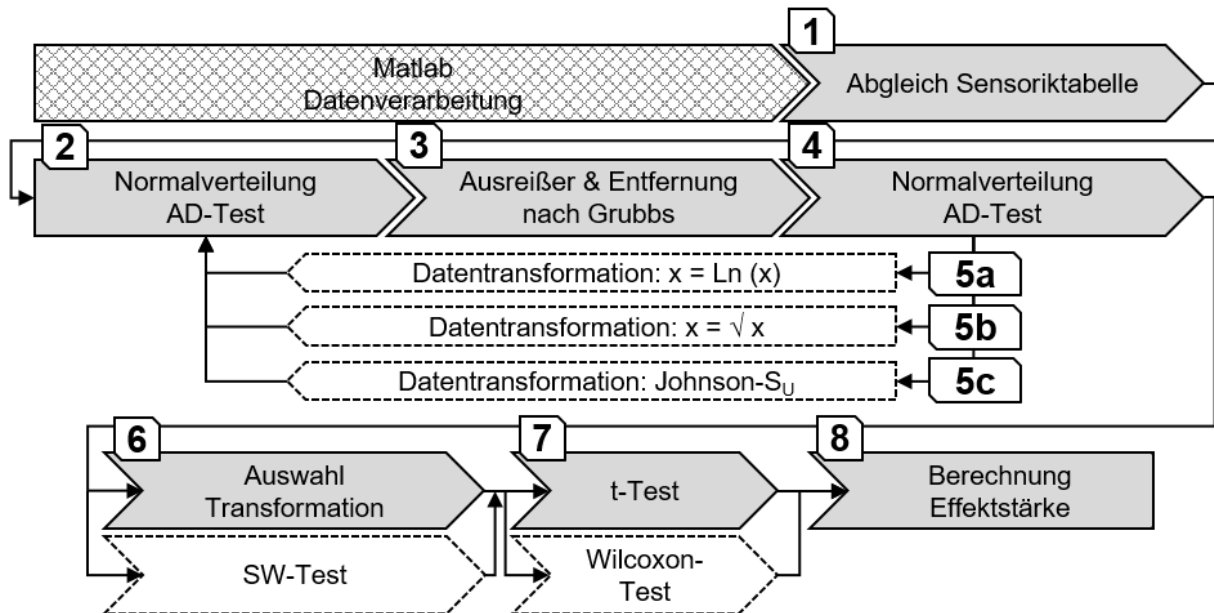


Abbildung 43: Vorgehen bei der statistischen Auswertung der objektiven Messdaten.

Transformiert wurden immer erst die Originaldaten, also ohne vorherige Entfernung von Ausreißern. Für die weitere statistische Auswertung wurde der Datensatz ausgewählt (6), der die geringste Anzahl nicht-normalverteilter Daten aufwies. Trotz etwaiger Datentransformation sowie ggf. Ausreißertest und Entfernung der Ausreißer verblieben einige Datensätze nicht normalverteilt. Auf die verbleibenden nicht-normalverteilten Datensätze wurde zusätzlich der Shapiro-Wilk-Test (SW-Test) angewandt (6), da dieser zusammen mit dem AD-Test die größte Teststärke bei geringer Stichprobengröße aufweist (Field, 2011; Razali & Wah, 2011). Ergab der SW-Test, dass eine Normalverteilung der Daten angenommen werden durfte, wurden die Voraussetzungen des parametrischen t-Tests als erfüllt angesehen, welcher nachfolgend für die Überprüfung der statistischen Signifikanz der Differenzen der Versuchskonditionspaarungen angewandt wurde (7). Obwohl es Grund zur Annahme gibt, dass der t-Test sehr robust gegenüber der Verletzung der Normalverteilung ist (Edgell & Noon, 1984; Skovlund & Fenstad, 2001), selbst bei geringen Probandenzahlen (Sullivan & D'Agostino, 2002), bzw. die Normalverteilungsvoraussetzung überhaupt nicht erfüllt sein muss (Lumley et al., 2002), wurden die Mittelwertunterschiede der verbleibenden, nicht normalverteilten Datensätze mit dem nicht-parametrischen Wilcoxon-Vorzeichen-Rangsummen-Test (WVR-Test) überprüft. Die Bemühung zweier verschiedener

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Tests, je nach Datenlage, ist aus statistischer Sicht nach Bühner und Ziegler (2012) valide und das Vorgehen wurde in der Vergangenheit bereits so durchgeführt (Pacífico et al., 2020). Abschließend wurden die Effektstärken (8) berechnet. Für den t-Test wurde Cohen's d (Lenhard & Lenhard, 2017) berechnet und für den WVR-Test kam der Korrelationskoeffizient  $r$  nach Brevais-Pearson (Field, 2011) zur Anwendung. Die Bewertung der Effektstärken erfolgte wiederum nach Cohen (2013). Für alle vorangegangenen Tests wurde mit Ausnahme der Johnson- $S_U$ -Transformation ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Für letztere lag der Wert bei  $\alpha = 0,1$ . Tabelle 7 zeigt zusammenfassend die angewandten mathematischen Transformationen je Datensatz, einen absoluten und relativen Wert der entfernten Ausreißer pro Datensatz (Anmerkung: die ungleiche Anzahl an Datenpunkte ergab sich aus unterschiedlich stark aus sortierten Datensätzen beim Abgleich mit der Sensoriktafel) sowie die Anzahl der verbleibenden nicht-normalverteilten Datensätze.

*Tabelle 7: Übersicht der angewandten Methoden der statistischen Datenauswertung*

Messtechnik	Variable / Versuchsblock	Transformation	Entf. Ausreißer / Datenpunkte   rel. Anteil	Verbleibende nicht-normalverteilte Konditionen
OEMG	Statisch	$\sqrt{x}$	17/638   2,7 %	0
	Dynamisch	$\sqrt{x}$	10/631   1,6 %	0
	Tätigkeiten	$\sqrt{x}$	10/422   2,4 %	2
NIRS	Statisch	Johnson, $S_U$	-	1
	Dynamisch	Johnson, $S_U$	-	3
	Tätigkeiten	Johnson, $S_U$	-	0
Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz	VO <sub>2</sub>	-	8/424   1,9 %	1
	VO <sub>2</sub> /kg	-	6/426   1,4 %	0
	HF	-	4/386   1,0 %	0
	EE	-	6/426   1,4 %	1

### 9.1.2 Ergebnisse

Innerhalb der Ergebnisdarstellung wird über *Reduktion(en)* (negative prozentuale Werte) bzw. *Steigerung(en)* (positive prozentuale Werte) berichtet. Hierbei bezieht sich die Aussage grundsätzlich auf den Vergleich der Interventionsbedingung (*Exo*) zur Kontrollbedingung (*NoExo*). Wenn beispielsweise der globale Beanspruchungsparameter Arbeitspulsfrequenz eine *Reduktion* in einer Versuchsbedingung erfährt, dann bedeutet das in diesem Kontext, dass die zentralen Tendenzen des Parameters unter Einsatz des Exoskelettes, also in Interventionsbedingung, einen geringeren Wert als ohne Exoskelette, also in Kontrollbedingung, aufweisen. Die gesammelten Ergebnisdarstellungen und -diagramme finden sich im Anhang APP-HS10-2.

#### 9.1.2.1 Subjektive Beanspruchung

In Tabelle 8 sind die relativen Differenzen der subjektiven Beanspruchungen zusammengefasst. Die Körperteile *Hände | Finger* und *Unterarm* zeigten Tendenzen einer Abnahme der relativen Beanspruchung, fielen aber mit Ausnahme des rechten *Unterarms* (-8,5 %, mittlere Effektstärke) statistisch nicht signifikant aus. Der *Ellenbogen* zeigte jeweils beidseitig statistisch signifikante relative Reduktionen mit mittlerer Effektstärke im Bereich von -4,8 % bis -8,5 % für die Versuchspaarungen S2|S5, S3|S6 sowie St1|St2 und Sc1|Sc2 (nur rechts). Beidseitig ergaben sich für den *Oberarm* mit Ausnahme der Paarung D3|D6, links ausschließlich statistisch signifikante Reduktionen mit einem Spektrum von -7,8 % bis -16,7 % jeweils mit mittlerem bzw. starkem Effekt. Die Beanspruchung der *Schultern, vorne* reduzierte sich relativ von -11,9 % bis -25,2 %, wobei geringere Reduktionswerte für die linke Körperseite wahrgenommen wurden. Statistische Signifikanz offenbarte sich für alle Wertepaarungen, wobei in 6 von 16 Fällen ein mittlerer und in 10 von 16 Fällen ein starker Effekt verzeichnet werden konnte. Die *Schultern, hinten* ließen beidseitig eine statistisch signifikante Reduktion mit mittlerer bzw. im Falle von S2|S5 starker Effektstärke bei einer Spanne von -6,3 % bis -13,0 % erkennen. Tendenzen einer Reduktion, allerdings statistisch nicht signifikant, zeigten die Bedingungen D1|D4, D3|D6 sowie Sc1|Sc2, rechts. Für alle statischen Versuchsbedingungen ergaben sich für den *Rumpf, oben* jeweils statistisch signifikante Reduktionen von -5,2 %, bei mittlerer Effektstärke. Für den *Rumpf, unten* konnten Tendenzen einer relativen Reduktion verzeichnet werden, welche allerdings statistisch nicht signifikant ausfielen. Der *Nacken* offenbarte analog dem *Rumpf, oben* ausschließlich für die statischen Versuchsbedingungen statistisch signifikante Reduktionen von -5,2 % bis -7,0 % bei jeweils mittlerer Effektstärke. Der *Rücken, oben* sowie *unten* und die *Wirbelsäule* gaben Tendenzen einer relativen Reduktion zu erkennen.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Tabelle 8: Relative Beanspruchungsdifferenzen pro Körperteil und -seite je Versuchsbedingung bzw. für die Ganzkörperbeanspruchung (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,00625$  signifikant; nicht gefärbt: kein Effekt, hellgrau: kleiner Effekt, grau: mittlerer Effekt, dunkelgrau: starker Effekt). Legende: H | F = Hände & Finger, UA = Unterarm, EB = Ellenbogen, OA = Oberarm, S.v. = Schultern, vorne, S.h. = Schultern, hinten, L = links, R = rechts, o. = oben, u. = unten

Körperteil		S1 S4	S2 S5	S3 S6	D1 D4	D2 D5	D3 D6	St1 St2	Sc1 Sc2
H   F	L	-1,5	-0,7	-1,5	-0,4	-0,4	-0,4	-1,9	-4,4
	R	-1,5	-0,7	-1,5	-0,4	-0,4	-0,4	-1,5	-7,0
UA	L	-3,3	-2,6	-4,1	-1,1	-3,0	-1,1	-3,7	-6,7
	R	-3,7	-2,6	-4,1	-1,1	-3,3	-1,1	-4,1	-8,5*
EB	L	-5,6	-5,2*	-7,0*	-4,1	-1,9	-4,8	-4,8*	-6,3
	R	-5,6	-5,2*	-7,0*	-4,1	-2,2	-5,6	-6,7*	-8,5*
OA	L	-12,6*	-15,9*	-9,3*	-10,7*	-9,6*	-7,4	-8,9*	-10,7*
	R	-12,2*	-16,7*	-9,6*	-11,1*	-10,0*	-7,8*	-10,7*	-7,8
S.v.	L	-16,3*	-21,5*	-19,3*	-13,3*	-25,2*	-14,1*	-12,2*	-11,9*
	R	-17,0*	-21,9*	-18,9*	-13,7*	-25,2*	-14,1*	-16,3*	-13,3*
S.h.	L	-10,0*	-13,0*	-6,3*	-7,8	-12,6*	-6,7	-10,4*	-10,0*
	R	-9,3*	-13,0*	-6,3*	-7,4	-12,6*	-7,4	-8,1*	-8,1
Rumpf, o.		-5,2*	-5,2*	-5,2*	-3,0	-1,9	-3,3	-1,9	-4,4
Rumpf, u.		-4,4	-2,2	-2,6	-3,0	-2,2	-1,9	-0,7	-2,6
Nacken		-6,3*	-7,0*	-5,2*	-1,5	-4,4	-4,1	-2,6	1,1
Rücken, o.		-6,7	-4,4	-4,1	-6,3	-7,0	-4,4	-6,7	-5,9
Rücken, u.		0,7	-0,7	0,7	-3,7	-2,6	-1,9	-1,1	-3,7
Wirbels.		-2,2	-0,7	-0,4	-2,2	-1,1	-1,5	0,0	-2,2
VAS		-12,6*	-12,0*	-5,7*	-5,4*	-12,6*	-4,8	-8,1*	-9,4*

Allesamt statistisch nicht signifikant bewegten sie sich im einstelligen Bereich. Die Ganzkörperbeanspruchung reduzierte sich statistisch signifikant für S1|S4, S2|S5 (jeweils starke Effektstärke) und S3|S6 (mittlere Effektstärke) sowie für D1|D4, D2|D5 und St1|St2, Sc1|Sc2 bei einer mittleren Effektstärke.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

### 9.1.2.2 Objektive Beanspruchung

#### 9.1.2.2.1 OEMG – Oberflächen-Elektromyographie

Für den *Musc. trapezius pars descendens* verblieben nach der Datentransformation ausschließlich normalverteilte Daten. Die zentralen Tendenzen der statischen Versuchsbedingungen unterschieden sich höchst signifikant ( $p < 0,001$ ), wobei sich nach Cohen (2013) für die linke Körperseite durchweg ein starker Effekt ergab ( $d \geq 0,8$ ). Für die rechte Körperseite zeigte sich eine geringe Effektstärke für die Bedingung S2|S5 ( $d = 0,434$ ) und mittlere Effektstärken für S1|S4 ( $0,737$ ) bzw. S3|S6 ( $0,685$ ), beispielhaft dargestellt in Abbildung 44. Die relativen Reduktionen der Mittelwerte, vgl. Abbildung 45, lagen zwischen  $-42,5\%$  und  $-24,9\%$ , wobei sich die Extremwerte jeweils für S2|S5 (links, rechts) ergaben.

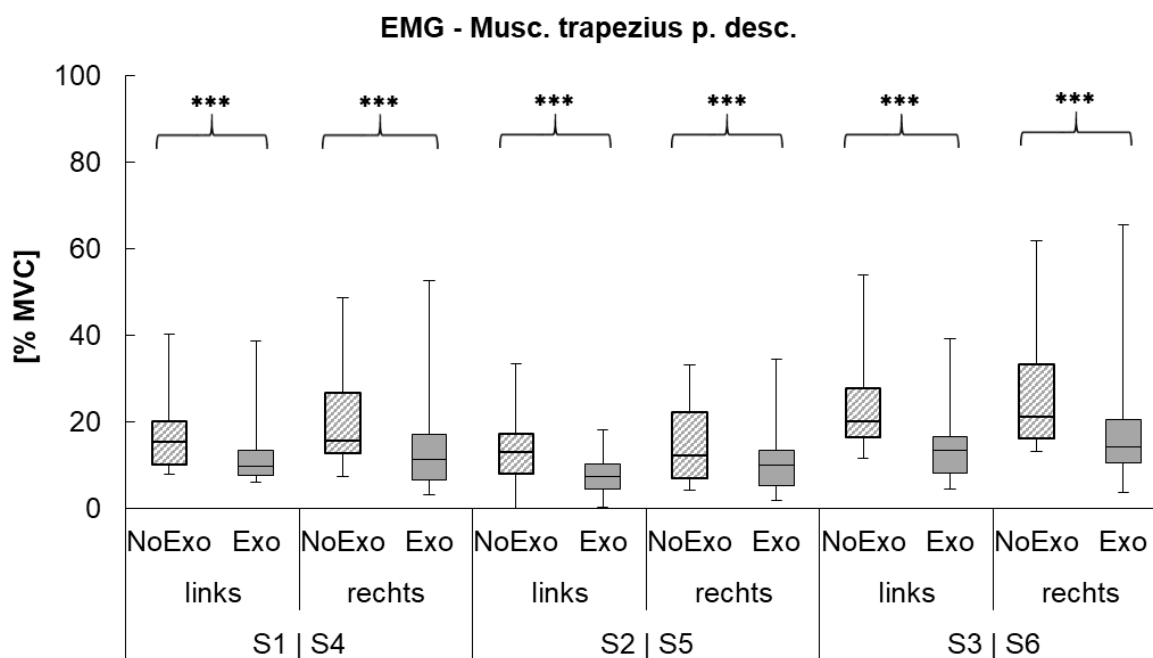


Abbildung 44: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den *Musc. trapezius pars descendens* für die statischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Bis auf S2|S5 lagen die Werte in der Kontrollbedingung oberhalb der 15%-MVC-Dauerleistungsgrenze. Unter Einsatz der Intervention lagen bis auf S3|S6, rechts sämtliche Werte unterhalb der DLG. Für die dynamische Tätigkeit D1|D4, links zeigte sich eine statistisch signifikante Differenz mit geringer Effektstärke ( $p = 0,044$ ,  $d = 0,265$ ), für rechts eine nicht signifikante Tendenz zur Reduktion ( $p = 0,070$ ). Für D2|D5 wurden

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

jeweils statistisch hochsignifikante Unterschiede mit starker Effektstärke festgestellt ( $p < 0,001$ ;  $d > 1,1$ ). Die zentralen Tendenzen der Versuchsbedingung D3|D6 fielen für rechts hoch signifikant mit geringer Effektstärke ( $p = 0,001$ ;  $d = 0,423$ ) und links signifikant ( $p = 0,010$ ;  $d = 0,145$ ) aus. Die Verwendung des Exoskelettes resultierte jeweils in einer relativen Steigerung für D1|D4 (vgl. Abbildung 45) von 11,91 % (links) bzw. 11,51 % (rechts). Die größten relativen Reduktionsraten ergaben sich für D2|D5 zu jeweils -42,97 % (links) und -40,15 % (rechts). D3|D6 zeigte relative Reduktionen von -15,65 % (links) bzw. -13,38 % (rechts). In sämtlichen dynamischen Versuchsbedingungen lagen die Mittelwerte der Kontroll- und Interventionsbedingung auf oder oberhalb der DLG. Die simulierten Tätigkeiten wiesen durchweg statistisch höchst signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) mit mittlerer (links,  $d = 0,571$ ) bzw. geringer Effektstärke (rechts,  $d = 0,483$ ) für St1|St2, respektive starker (links,  $d = 1,036$ ) bzw. mittlerer Effektstärke (rechts,  $d = 0,606$ ) für Sc1|Sc2 auf. Für St1|St2 lagen die relativen Reduktionen zwischen -36,34 % (links) und -48,40 % (rechts) und bei Sc1|Sc2 zwischen -47,54 % (links) und -53,07 % (rechts). Die Mittelwerte befanden sich dabei in der Kontrollbedingung deutlich oberhalb der DLG. In der Interventionsbedingung hielten sie sich für die linke Seite leicht unterhalb und für die rechte leicht oberhalb der DLG auf.

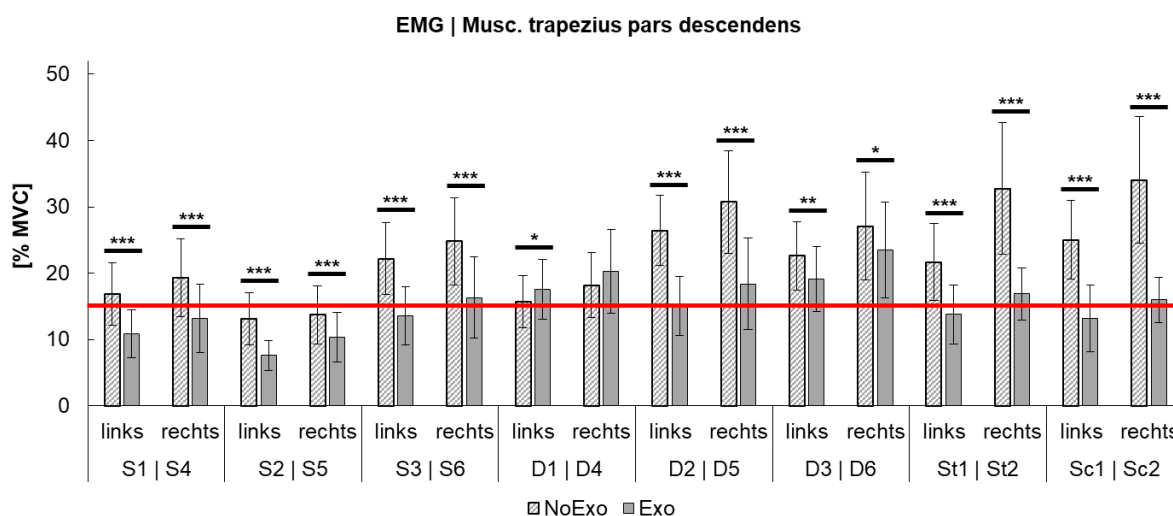


Abbildung 45: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens bei allen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert die 15%-MVC-Dauerleistungsgrenze



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

Vier Versuchsbedingungen des *Musc. deltoideus pars acromialis* verblieben nach der Datentransformation nicht normalverteilt. Beidseitig wurden für Sc1|Sc2 aufgrund eines signifikanten SW-Tests die Voraussetzungen für den t-Test als erfüllt angesehen. Für die nicht-normalverteilten Bedingungen D2|D5, rechts und St1|St2, links wurde der WVR-Test angewandt. Für die statischen Bedingungen ergaben sich ausschließlich statistisch höchst signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ) mit mittlerer Effektstärke ( $0,751 \geq d \geq 0,639$ ) außer im Falle von S2|S5, rechts ( $d = 0,957$ ) mit starker Effektstärke. Die relativen Reduktionsraten lagen zwischen -21,89 % (S1|S4, rechts) und -30,60 % (S2|S5, rechts).

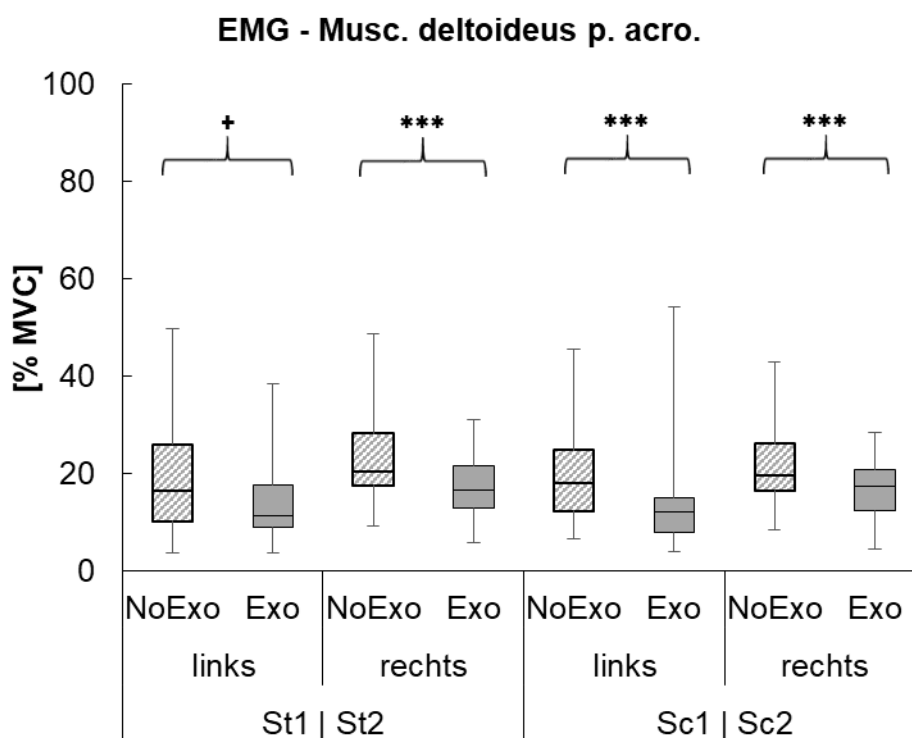
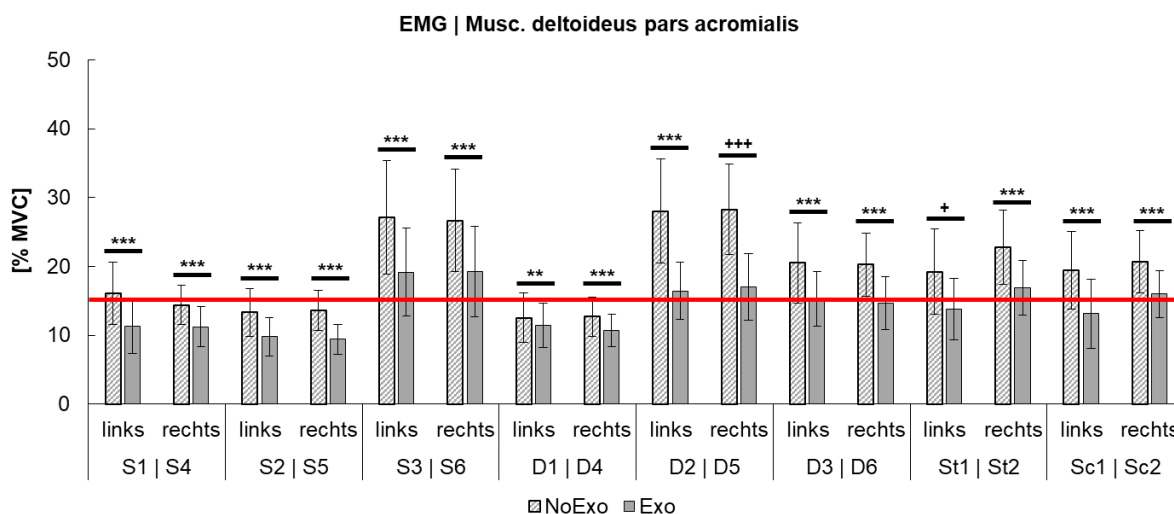


Abbildung 46: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den *Musc. deltoideus pars acromialis* für die Versuchsbedingungen der simulierten Tätigkeiten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*/\*(WVR-Test):  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Für Kontroll- und Interventionsbedingung verblieben die Werte für S1|S4 und S2|S5 unterhalb bzw. nur für S1|S4, links in der Kontrollbedingung minimal oberhalb der DLG (vgl. Abbildung 47). Hohe (D1|D4, links;  $p = 0,007$ ) bzw. höchste statistische Signifikanz (D1|D4, rechts,  $d = 0,429$ ; D2|D5, links,  $d = 1,114$ ; D2|D5, rechts,  $r = 0,493$ ; D3|D6, links  $d = 0,589$  und rechts  $d = 0,612$ ; jeweils  $p < 0,001$ ) zeigten die dynamischen Bedingungen, wobei alle Effektstärken vertreten waren. Die relativen Reduktionswerte zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung umspannten Werte von -9,00 % (links) bis -15,92 % (rechts) für D1|D4 bzw. von -41,33 % (links)

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

bis -39,72 % (rechts) für D2|D5. Während sich die Mittelwerte in Kontroll- und Interventionsbedingungen für D1|D4 gleichermaßen unterhalb der DLG wiederfanden, lagen sie für D2|D5 und D3|D6 in der Kontrollbedingung jeweils oberhalb der DLG. In der Interventionsbedingung verblieben sie leicht oberhalb (D2|D5) bzw. auf (D3|D6) der DLG. Die simulierten Tätigkeiten (siehe Abbildung 46) zeigten im Falle der nicht-normalverteilten Bedingung St1|St2, links ( $p = 0,043$ ;  $r = 0,275$ ) statistische bzw. im Falle von St1|St2, rechts ( $d = 0,566$ ) und Sc1|Sc2, links sowie rechts ( $d = 0,752$  bzw.  $0,674$ ) höchste Signifikanz (jeweils  $p < 0,001$ ) bei geringer bzw. mittlerer Effektstärke. Zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung zeigten sich relative Reduktionen im Bereich von -28,33 % und -25,66 % für St1|St2 sowie -32,30 % und -22,76 % für Sc1|Sc2, wobei die Reduktionen jeweils für die linke Seite größer ausfielen. Alle Mittelwerte der Kontrollbedingung fanden sich oberhalb der DLG, während in der Interventionsbedingung die Mittelwerte der simulierten Tätigkeiten für die linke Körperhälfte unterhalb und für die rechte leicht oberhalb der DLG verblieben (vgl. Abbildung 47).



*Abbildung 47: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den Musc. deltoideus pars acromialis bei allen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*/+(WVR-Test):  $p < 0,05$  signifikant, \*\*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*/+++ (WVR-Test):  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert die 15%-MVC-Dauerleistungsgrenze*

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

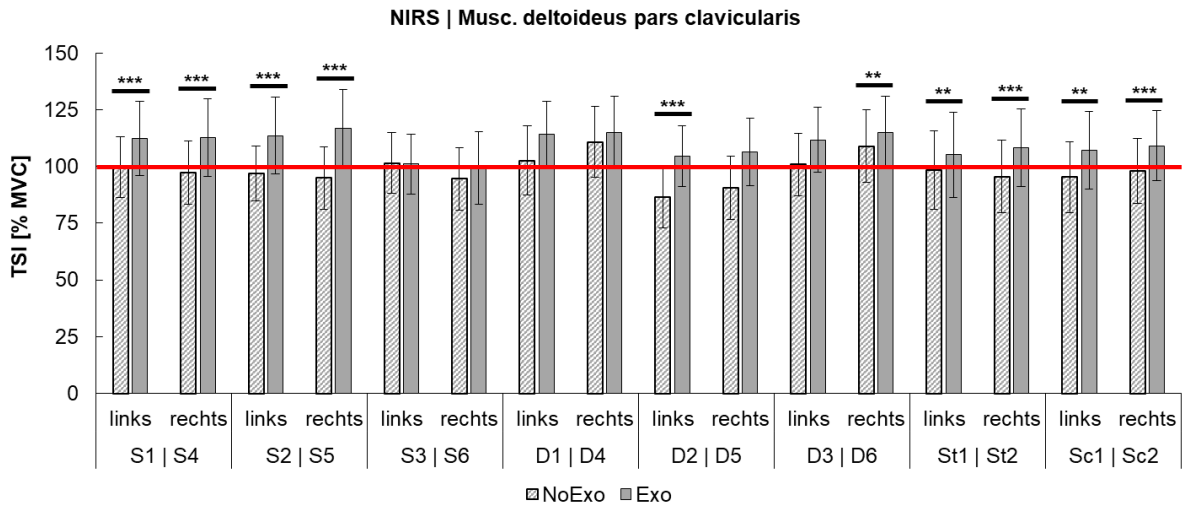
---

### 9.1.2.2.2 NIRS – Nahinfrarotspektroskopie

Vier nicht-normalverteilte Datensätze verblieben nach der Johnson-S<sub>U</sub>-Transformation für die normalisierten Werte des Sauerstoffgewebesättigungsindexes des *Musc. deltoideus pars clavicularis*. Auf diese wurde der WVR-Test angewandt. Die zentralen Tendenzen der statischen Versuchsbedingungen S1|S4 und S2|S5 unterschieden sich höchst signifikant ( $p < 0,001$ ), wobei sich beidseitig für erstere mittlere Effektstärken (links,  $d = 0,698$ ; rechts,  $d = 0,698$ ) und für letztere starke Effektstärken (links,  $d = 0,899$ ; rechts,  $d = 1,053$ ) einstellten. Keine statistisch signifikanten Unterschiede existierten beidseitig für S3|S6. Im Falle von S3|S6, links zeigte sich mit  $-0,52\%$  eine sehr geringe relative Reduktion des Sauerstoffsättigungsgrades. Für die verbleibenden statischen Versuchsbedingungen nahm die Gewebesättigung relativ zwischen  $5,24\%$  (S3|S6, rechts) und  $23,22\%$  (S2|S5, rechts) zu (vgl. Abbildung 48). Ein Vergleich der statischen Versuchspaarungen mit der Gewebesättigung der MVC-Referenzkontraktion ergab, dass alle Werte in der Kontrollbedingung auf oder leicht unterhalb der in Abbildung 48 rot dargestellten 100%-TSI-MVC Referenzkennlinie lagen. In der Interventionsbedingung wurden für die Paarungen S1|S4 und S2|S5 jeweils beidseitig Werte oberhalb der Referenz festgestellt. Die Werte für S3|S6 fanden sich dagegen direkt auf der Kennlinie wieder. Alle statischen Versuchspaarungen in Kontrollbedingung nahmen beidseitig Werte direkt auf oder leicht unterhalb der Referenzkennlinie ein.

Bei den dynamischen Tätigkeiten wurde ein statistisch höchst signifikanter Unterschied der Mittelwerte für die Bedingung D2|D5, links ( $p < 0,001$ ;  $d = 1,049$ ) mit starker Effektstärke festgestellt. Hoch signifikant bei geringer Effektstärke fiel die Differenz der zentralen Tendenzen der Bedingung D3|D6, rechts ( $p = 0,009$ ;  $d = 0,311$ ) aus. Für die verbleibenden dynamischen Bedingungen zeigten sich keine statistisch signifikanten Differenzen. Relativ nahm die Sauerstoffgewebesättigung für die statistisch signifikanten Versuchspaarungen zwischen  $21,07\%$  (D2|D5, links) und  $5,61\%$  (D3|D6, rechts) zu (vgl. Abbildung 48). Für die statistisch nicht signifikanten dynamischen Bedingungen lagen die Mittelwerte des Gewebesättigungsgrades für D1|D4 beidseitig leicht bis deutlich oberhalb der Referenzkennlinie in Kontrolle- und Interventionsbedingung. Für D2|D5, rechts und D3|D6, links wurden Werte deutlich unterhalb bzw. auf der Kennlinie für die Kontrollbedingung festgestellt, mit Intervention hingegen oberhalb des Referenzwertes, jeweils für beide Bedingungen. Für die statistisch signifikanten Werte D2|D5, links ergaben sich Werte unterhalb der Referenzkennlinie für die Kontrollbedingung und oberhalb für die Interventionsbedingung, für die Paarung D3|D6, rechts jeweils Werte oberhalb der Referenzkennlinie.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses



**Abbildung 48:** Mittelwerte und Standardabweichung des normalisierten Sauerstoffgewebesättigungsindex für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* bei allen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert den Gewebesättigungsindex der MVC-Referenzkontraktion

Die Unterschiede der zentralen Tendenzen der simulierten Tätigkeiten St1|St2 und Sc1|Sc2 unterschieden sich jeweils links hoch signifikant ( $p = 0,010$  und  $0,001$ ) und rechts höchst signifikant (jeweils  $p < 0,001$ ), mit keiner bzw. geringer Effektstärke ( $d = 0,171$  bzw.  $0,298$ ) für die linke Körperseite und mit mittlerer Effektstärke ( $d = 0,453$  bzw.  $0,393$ ) für die rechte Seite (vgl. Abbildung 49).

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

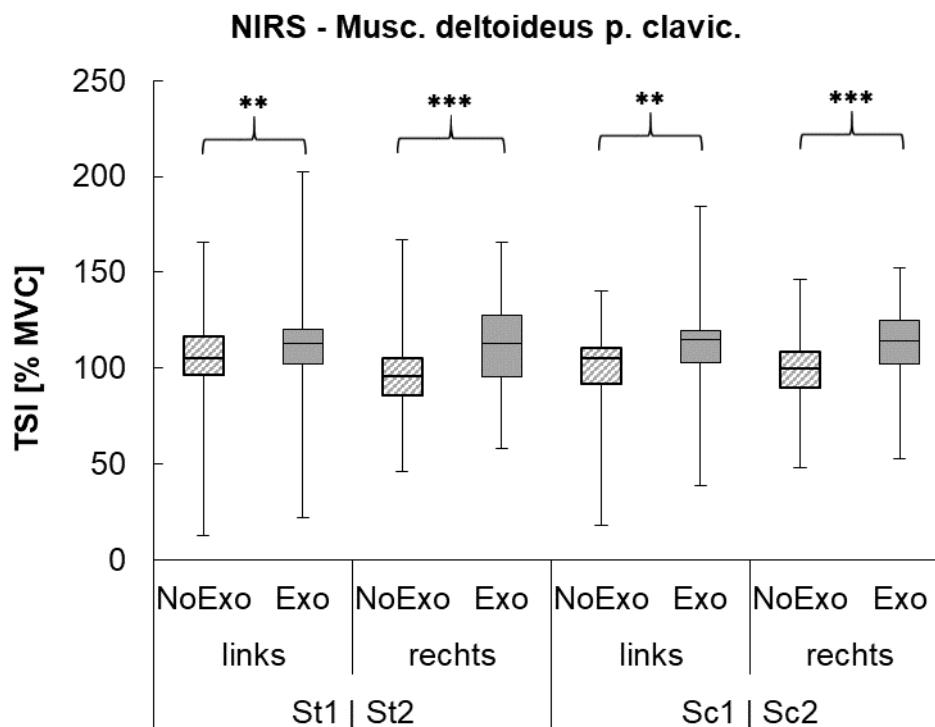


Abbildung 49: Normalisierter Sauerstoffgewebesättigungsindex für den Musc. deltoideus pars clavicularis für die simulierten Tätigkeiten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Der Gewebesättigungsindex nahm für St1|St2 um 6,87 % (links) bzw. 13,28 % (rechts) und für Sc1|Sc2 um 12,59 % (links) und 11,33 % (rechts) relativ zu. Den Vergleich zur MVC-Referenzkontraktion (vgl. Abbildung 48) ziehend, stellte sich der Sättigungsgrad für die Kontrollbedingung jeweils auf oder leicht unterhalb und für die Interventionsbedingung jeweils oberhalb der Kennlinie ein.

### 9.1.2.2.3 Ergospirometrie

Die klimatischen Bedingungen waren bei einer Raumtemperatur von  $25,2 \pm 0,7^\circ$  Celsius und einer relativen Luftfeuchtigkeit von  $26,4 \pm 6,6$  % über den sechswöchigen Zeitraum der Versuchsdurchführung hinweg sehr konstant.

Für die Arbeitswerte der Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ) zeigte sich eine Tendenz zur Steigerung für die Versuchspaarungen S1|S4 und D3|D6. Für alle anderen Versuchsbedingungen wurde hingegen eine Tendenz zur Reduktion festgehalten. Statistische Signifikanz lag für keine Paarung vor. Für den Großteil der Versuchspaarungen resultierten für die Arbeitswerte der spezifischen Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) keine Unter-

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

schiede der zentralen Tendenzen. S1|S4 verzeichnete eine statistisch nicht signifikante Tendenz zur Steigerung. Für D2|D5 ergab sich hingegen eine statistisch signifikante relative Reduktion von -18,75 % bei mittlerer Effektstärke ( $p = 0,041$ ;  $d = 0,546$ ) und für Sc1|Sc2 wurde eine statistisch nicht signifikante Tendenz zur Reduktion festgestellt.

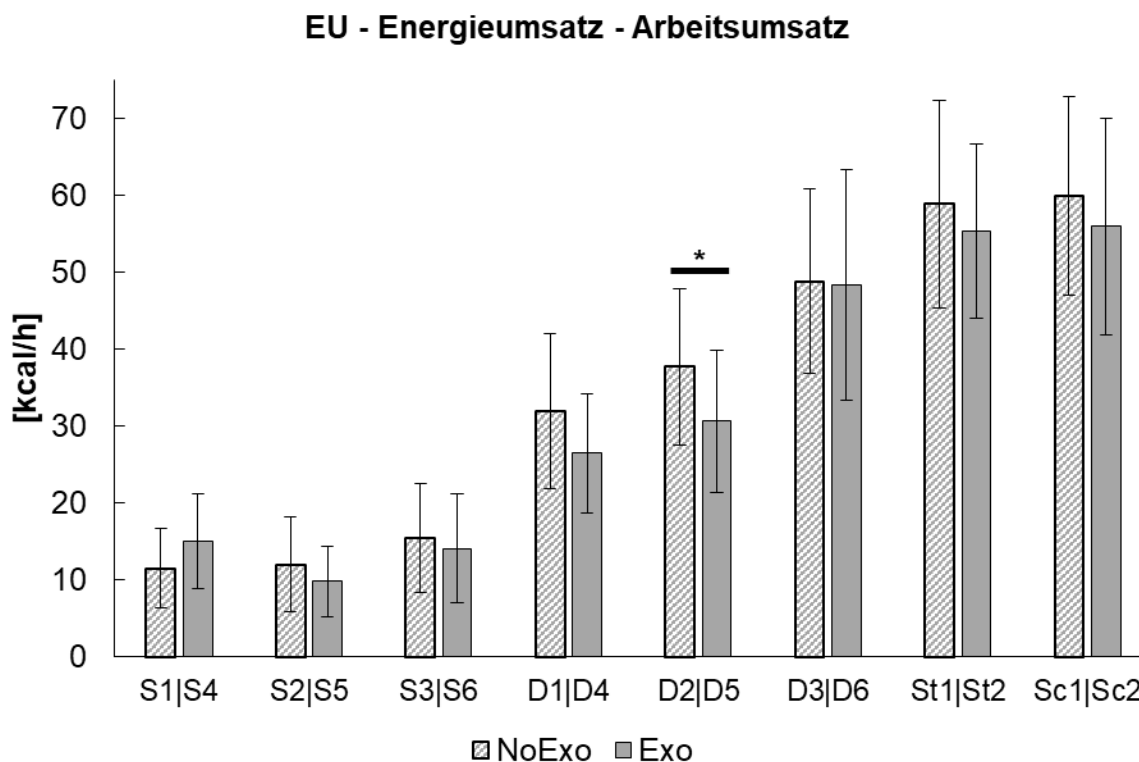


Abbildung 50: Mittelwerte und Standardabweichung des Arbeitsenergieumsatzes bei allen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Der Arbeitsenergieumsatz reduzierte sich für die D2|D5 ( $p = 0,031$ ;  $d = 0,582$ ) statistisch signifikant mit mittlerem Effekt um -18,90 % (vgl. Abbildung 50). S1|S4 zeigte eine Tendenz zur Steigerung. Für alle verbleibenden Versuchspaarungen wurde eine Tendenz zur Reduktion festgestellt, wobei keine statistische Signifikanz vorlag.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

### 9.1.2.2.4 Herzschlagfrequenz

Von Kontroll- zu Interventionsbedingung nahm die Arbeitspulsfrequenz durchweg tendenziell oder im Falle der Konditionen S1|S4 ( $p = 0,022$ ;  $d = 0,605$ ) statistisch signifikant mit mittlerem Effekt um  $-33,65\%$ , bei S3|S6 ( $p = 0,010$ ;  $d = 0,823$ ) signifikant mit starkem Effekt um  $-29,98\%$  und für D2|D5 ( $p = 0,001$ ;  $d = 1,129$ ) hoch signifikant und ebenfalls mit starker Effektstärke um  $-34,04\%$  relativ ab (vgl. Abbildung 51).

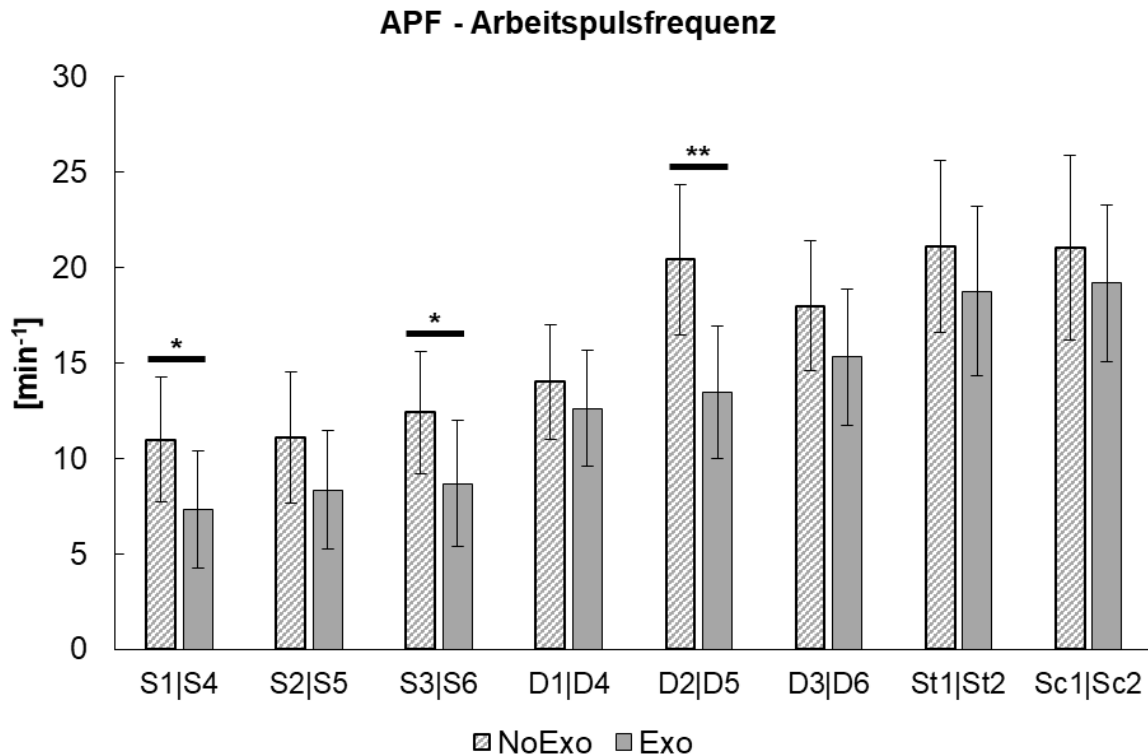


Abbildung 51: Mittelwerte und Standardabweichung der Arbeitspulsfrequenz bei allen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Die relative Reduktionsspanne der verbleibenden statistisch nicht signifikanten Bedingungen erstreckte sich von  $-24,90\%$  (S2|S5) bis  $-8,70\%$  (Sc1|Sc2).

### 9.1.3 Diskussion

#### 9.1.3.1 Subjektive Beanspruchung

---

**Hypothese 1-1:** Die subjektive lokale Beanspruchung ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die in der ersten Vorstudie observierten Ergebnisse zur subjektiven Entlastung der Regionen *Hände | Finger* und *Unterarm* wurden zwar als Tendenz einer geringen Reduktion bestätigt, waren allerdings statistisch nicht signifikant (Ausnahme: *Unterarm*, rechts für die simulierte Schraubtätigkeit). Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Alabdulkarim und Nussbaum (2019). Sie berichteten, dass *Hände* und *Handgelenk* durch ein Überkopf-Exoskelett während Überkopfarbeiten subjektiv leicht entlastet wurden. Eine Entlastung des *Unterarmes* konnten auch Kim et al. (2018a) zeigen. Passend zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie fiel der Entlastungseffekt allerdings ebenso gering aus. Als möglichen Grund führten die Autoren eine veränderte Handgelenksstellung beim Tragen eines Exoskelettes an. Technisch-funktionell erfolgt keine Unterstützung der Körperteile ab dem Oberarm bis zu den Fingerspitzen durch das *PAEXO* Exoskelett, weshalb die vorliegenden Ergebnisse der Laborstudie aus mechanischer Sicht valide zu sein scheinen. Die erstgenannten Studien stützen die Ergebnisse ebenfalls, weshalb die These eines *Pseudo-Entlastungseffektes* (Hefferle et al., 2019) auf Basis der subjektiven Beanspruchungsergebnisse dieser und anderer Studien nicht gehalten werden kann. *Hand | Finger* und *Unterarm* zeigten (mit Ausnahme einer Bedingung) keine statistisch signifikanten Unterschiede der zentralen Tendenzen, weshalb für Hypothese 1-1 die Nullhypothese angenommen wird.

Eine statistisch signifikante Reduktion der empfundenen Beanspruchung ergab sich für die aus mechanischer Sicht direkt unterstützten Körperpartien, nämlich *Oberarme* sowie *Schultern*, *vorne* und *hinten*. Die Ergebnisse stimmen mit weiteren Studien überein, bei denen sich Reduktionen beim Tragen von Überkopf-Exoskeletten in denselben Körperbereichen zeigten (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Huysamen et al., 2018a; Liu et al., 2018; Rashedi et al., 2014). Der *Ellenbogen* wurde effektiv und statistisch signifikant für den Großteil der statischen Haltungen und simulierten Montagetätigkeiten entlastet. Kim et al. (2018a) kamen zu ähnlichen Ergebnissen und begründeten sie mit einer reduzierten Aktivität der Oberarmmuskulatur, welche sich von den Schultergelenken entlang des Armes bis zu den Ellenbogengelenken ziehe. Für die *Schultern*, *vorne* wurden beidseitig für alle Versuchsbedingungen statistisch signifikante Unterschiede festgestellt. Bis auf zwei nicht signifikante Versuchsbedingungen fielen die



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Ergebnisse für den *Oberarm* ähnlich aus. Bei den *Schultern, hinten* waren immerhin zwölf der 16 Paarungen statistisch signifikant. Für die vorgenannten Körperteile, die durch ein Überkopf-Exoskelett direkt unterstützt werden – das sind die Bereiche, die für das Heben und Halten der Arme zuständig sind – wird die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen. Für den *Ellenbogen* hingegen waren weniger als die Hälfte, nämlich nur sieben der 16 möglichen Versuchspaarungen statistisch signifikant, weshalb für die Hypothese 1-1 die Nullhypothese angenommen wird.

Über alle Versuchsbedingungen hinweg konnten für den *oberen* und *unteren Rumpf* Tendenzen einer relativen Reduktion festgestellt werden. Für den *oberen* Teil des *Rumpfes* ergaben sich für die statischen Versuchsbedingungen statistisch signifikante Ergebnisse. Kim et al. (2018b) kamen zu dem Ergebnis, dass ein Überkopf-Exoskelett zu einer neutraleren, d.h. aufrechteren Haltung beim Träger führte, was insbesondere bei längeren statischen Körperhaltungen positiv auf *Rücken* und *Rumpf* wirkte. Dieser Effekt könnte die vorliegenden signifikanten Ergebnisse erklären. Konträr dazu stehen die Ergebnisse von Knott (2017) und Huysamen et al. (2018a), die in ihren Studien von einer leichten Erhöhung der subjektiven Beanspruchung des *Rumpfes* berichteten. Allerdings kam im Falle von Knott ein Exoskelett zur Unterstützung von Beuge- und Hebetätigkeiten zum Einsatz, dessen konstruktive Eigenschaften (Brustplatte zur Erzeugung eines Drehmoments um die Hüfte beim Aufrichten) höchstwahrscheinlich dafür verantwortlich war. Huysamen et al. berichteten von einer sehr geringen Zunahme der subjektiven Beanspruchung, welche statistisch nicht signifikant ausfiel. Für den *Nacken* ergaben sich – ähnlich dem *oberen Rumpf* – statistisch signifikante Reduktionen für die statischen Haltungen. Deutlich geringeren Diskomfort beim Tragen eines Überkopf-Exoskelettes im *Nacken* und während annähernd statischer Schulterflexion von ca. 60° bis 90° berichteten auch Liu et al. (2018), obwohl die Ergebnisse statistisch nicht signifikant ausfielen. Interessanterweise vermuteten die Autoren der Studie, dass die Nackenentlastung ebenfalls über eine verbesserte Körperhaltung (s.o. Ergebnisse zum *Rumpf* von Kim et al.) zu Stande kam. Eine statistisch signifikante Entlastung des *Nackens*, welche während der Überkopfschraubtätigkeit mit erhöhtem Gewicht (ca. 6 kg) am größten ausfiel, zeigten Kim et al. (2018a; 2018b). Das verwendete Überkopf-Exoskelett verfügte allerdings über eine Nackenstütze, was die berichteten Ergebnisse erklären würde. *Rumpf oben* und *Nacken* offenbarten jeweils drei statistisch signifikante Paarungen für die statischen Haltungen. Das sind weniger als die Hälfte der acht möglichen Paarungen, weshalb für die Hypothese 1-1 die Nullhypothese angenommen wird. Dasselbe gilt für den *Rumpf unten*, mit keiner statistisch signifikanten Versuchspaarung.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Die Ergebnisse für den *oberen* und *unteren Rücken* sowie die *Wirbelsäule* fallen insgesamt vergleichsweise gering aus. Für keine Versuchspaarung ergab sich eine statistisch signifikante Änderung der zentralen Tendenzen. Im Vergleich zum *unteren Rücken* fielen die Beanspruchungswerte im *oberen* Teil tendenziell größer aus. Die Ergebnisse der Wirbelsäulenbeanspruchung verhielten sich annähernd identisch zu denen des *unteren Rückens*. Für den *oberen Rücken* konnte eine Tendenz zu einer Reduktion unter Einsatz des Exoskelettes festgestellt werden. Für die dynamischen Tätigkeiten und die simulierten Montagevorgänge zeigten sich ähnliche Tendenzen für den *unteren Rücken* und folglich auch für die *Wirbelsäule*, wenn auch deutlich geringer. Diese Erkenntnisse werden am ehesten über die vermutlich aufrechtere Körperhaltung beim Tragen eines Überkopf-Exoskelettes erklärt, was Kim et al. (2018b) in ihrer Studie herausfanden. Rashedi et al. (2014) und Liu et al. (2018) berichteten beide von erhöhtem Diskomfort bzw. Druckschmerz im *unteren Rücken*. In beiden Studien kamen allerdings Überkopf-Exoskelette zum Einsatz, welche über eine starre Rückenstruktur verfügten und deren Kontaktpunkte jeweils oberhalb des Steißbeines lagen, also im lumbalen Bereich der Wirbelsäule bzw. des unteren Rückens. Das in der vorliegenden Studie verwendete Exoskelett verfügt über andere Konstruktionsmerkmale, insbesondere nicht über eine steife Rückenstruktur. Ebenso verteilt sich die Kraffteinleitung eher gleichmäßig über den beckenumspannenden Hüftgurt und wird daher nicht flächenmäßig gebündelt im unteren Rücken eingeleitet, was die unterschiedlichen Ergebnisse hinreichend erklären dürfte. Für die Hypothese 1-1 wird für die Körperteile *Rücken oben* und *unten* sowie *Wirbelsäule* mit jeweils keiner einzigen statistisch signifikanten Versuchspaarung die Nullhypothese angenommen.

---

### Hypothese 1-2:

Die subjektive globale Beanspruchung verändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die Ganzkörperbeanspruchung lag in Kontroll- und Interventionsbedingung bis auf die simulierte Schraubmontagetätigkeit im negativen, d.h. im weniger anstrengenden Bereich (vgl. Smiley-Gesichter der VAS-Skala, Kapitel 7.1.2). Tatsächlich lag die mittlere Beanspruchung bis auf die Schraubmontagetätigkeit im unteren Viertel, d.h. zwischen -2 und -4 der VAS-Skala und fiel damit vergleichsweise niedrig aus. Für alle Versuchspaarungen mit Ausnahme der dynamischen Tätigkeit D3|D6 ergaben sich statistisch signifikante Reduktionen der subjektiven Beanspruchung. Spada et al. (2018) berichtete ebenfalls von einer deutlichen Reduktion der empfundenen Ganzkörperbeanspruchung. Liu et al. (2018) kam nach eigenen Angaben zu einer ähnlichen Reduktion, auch wenn diese nicht explizit als Ganzkörperbeanspruchung erhoben

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

wurde, sondern lediglich als Reduktionsmittelwert aus den einzelnen abgefragten Körperteilen errechnet wurde. Eine ebenfalls deutlich reduzierte Ganzkörperbeanspruchung, erhoben mittels standardisiertem NASA-TLX, berichtete Maurice et al. (2019), wobei die größte relative Reduktion auf den Parameter „Physischer Aufwand“ ausfiel. Zusammenfassend wird für die Hypothese 1-2 die Alternativhypothese angenommen.

### 9.1.3.2 Objektive Beanspruchung

---

**Hypothese 2:** Die objektiv gemessene Beanspruchung der Schulter- und Nackenmuskulatur (myoelektrische Aktivität) ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Für die statischen Haltungen ergaben sich für den *Musc. trapezius pars descendens* beidseitig durchweg statistisch höchst signifikante Differenzen zwischen der Kontroll- und Interventionsbedingung. Die relativen Reduktionen lagen für alle statischen Haltungen und über beide Körperseiten zusammengefasst hinweg im Mittel bei rund -35 %, bei einer Spanne von -24,9 % bis -42,1 % (jeweils S2|S5, links und rechts). Groos et al. (2020) kamen in ihrer Studie, dessen Versuchsdesign dem der vorliegenden Studie sehr nahe kommt, zu einem Reduktionskorridor von -23 % bis -35 % für dieselbe Muskulatur bei annähernd statischer 90°-Schulterflexion. Dies deckt sich gut mit den vorliegenden Ergebnissen. Van Engelhoven et al. (2018) bestätigen die Ergebnisse mit einer leicht höheren mittleren relativen Reduktion von ca. -41 % für den *Musc. trapezius pars descendens* bei 90°-Schulterflexion während quasi-statischer Haltung. De Vries et al. (2019) berichteten von größeren relativen Reduktion von bis zu -53 % bei statischer Haltung in 90°-Schultergelenkwinkelstellung über zehn Sekunden hinweg. Die Autoren der Studie erhoben zusätzlich die Muskelaktivierung des *Musc. deltoideus pars acromialis* und kamen auf eine relative Reduktion von -43 %. Die Reduktion fiel damit um ein Viertel größer als bei Groos et al. und van Engelhoven et al. aus. Setzt man die Ergebnisse ins Verhältnis, so kann davon ausgegangen werden, dass bei de Vries et al. grundsätzlich höhere Reduktionswerte gemessen wurden und die Ergebnisse daher schematisch zu denen der vorliegenden Arbeit passen. Im Falle der statischen Versuchspaarungen S1|S4 und S3|S6 wurden ohne Exoskelett im Mittel Werte oberhalb der 15%-MVC-Dauerleistungsgrenze gemessen. Durch den Einsatz des Exoskelettes lag der Mittelwert unterhalb der kritischen DLG. Eine Ausnahme stellte die Paarung S3|S6, rechts dar, bei der sich ein Wert minimal oberhalb der Grenze einstellte. Für die Bedingung S2|S5 ergaben sich mit und ohne Intervention beidseitig Werte unterhalb der DLG. De Vries et al. konnten ohne Exoskelett eine Überschreitung der DLG mit 16 % der Maximalkraft verzeichnen. Mit Exoskelett wurde sie

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

mit nur 8 % der MVC deutlich unterschritten. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Groos et al., wobei sie ebenfalls eine Unterschreitung der DLG durch den Einsatz des Exoskelettes nachweisen konnten.

Der *Musc. deltoideus pars acromialis* zeigte statistisch höchst signifikante Reduktionen beidseitig in allen statischen Versuchsbedingungen. Die relativen Reduktionen bewegten sich in einem Korridor von -21,9 % (S1|S4, rechts) bis -30,6 % (S2|S5, rechts) und lagen im Mittel bei rund -28 %, bei Zusammenfassung beider Seiten. Groos et al. (2020) verzeichneten beidseitig Reduktionen von -22 % bis -37 %, was im Mittel einer Reduktion von -29,5 % entspricht und äußerst gut zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie passt. Die Ergebnisse werden auch durch die Untersuchungen von Pacifico et al. (2020) bestätigt, die auf eine statistisch signifikante mittlere Reduktion von -35 % während einer 60-sekündigen, statischen Haltung bei 90°-Schultergelenksflexion kamen. Huysamen et al. (2018a) ermittelten eine deutlich höhere relative Reduktion von -62 % für dieselbe Muskelgruppe während einer statischen Haltung. Allerdings hielten die Probanden ein zusätzliches Gewicht von 2 kg und die gemessene Muskelaktivierung des *Musc. deltoideus pars acromialis* wurde nicht auf eine Maximal- sondern eine Referenzkontraktion normiert. Beide Variationen des Versuchsdesigns dürften die größeren Reduktionswerte erklären.

Während der dynamischen Bewegungen ergaben sich für den *Musc. trapezius pars descendens* in fünf von sechs Fällen statistisch signifikante Differenzen zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung. Nur für die Versuchsbedingung D1|D4 resultierte der Einsatz des Exoskelettes in einer relativen Steigerung der myoelektrischen Aktivität, wobei nur die linke Seite statistisch signifikant ausfiel. Zum Zeitpunkt der Verfassung der Arbeit existierten keine Vergleichsstudien, die eine ähnliche Versuchsbedingung vorweisen konnten, weshalb die gemessenen Werte nicht mit denen anderer Studien direkt vergleichbar sind. Spada et al. (2018) berichteten, dass einige Probanden Probleme beim Arbeiten auf Hüftniveau hatten, da sie gegen die Kraft des passiven Überkopf-Exoskelettes (*Levitate Airframe*) arbeiten mussten. Eine mögliche Begründung für die Ergebnisse ist daher, dass bei der eingestellten Unterstützungskraft, die lediglich ein langsames Herabsacken der Arme erlaubte (vgl. Kapitel 7.4.1.5), die Arme beim regelmäßigen kaudalen Absenken zusätzlich gegen den Federmechanismus des Exoskelettes arbeiten mussten, um die vorgegebene Arbeitsgeschwindigkeit zu erreichen. Die niedrigen Tendenzen einer relativen Steigerung im zweistelligen Prozentbereich (ca. 11,5 % bis 11,9 %) unterstreichen diese Vermutung, da die Geschwindigkeit zwischen dem natürlichen Herabsacken der Arme und der vorgegebenen Arbeitsgeschwindigkeit nur unwesentlich höher war. Für die dynamische Bewegung D2|D5, die

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

am ehesten einer repetitiven Überkopftätigkeit entspricht und bei der kontinuierlich zwischen den Arbeitshöhen Überschulter- und Überkopfarbeit (Schulterflexionswinkel zwischen 90° und 160°) gewechselt wird, zeigten sich beidseitig statistisch höchst signifikante relative Reduktionen von rund -40 % bis -43 %. Ähnliche Ergebnisse finden sich bei Kim et al. (2018a), mit Reduktionen zwischen -24 % und -45 %. Van Engelhoven et al. (2018) berichteten bei einem fast identischen, 75-prozentigen Unterstützungsgrad (bezogen auf die maximale Unterstützungskraft) von einer relative Reduktion von -42 % bei dynamischer Überkopfarbeit, bei der die Arme regelmäßig zwischen Neutral- und Überkopfniveau auf- und niederbewegt wurden. Die Ergebnisse stimmen daher mit den vorliegenden eklatant gut überein. Über beide Körperseiten gemittelt reduzierten sich die Werte statistisch signifikant um -14,5 % in der Bedingung D3|D6. Für die Versuchsbedingung existieren keine direkt vergleichbaren Literaturquellen. Da aber die Bedingung aus kinematischer Sicht einer zusammengesetzten Bewegung der beiden dynamischen Versuchspaarungen D1|D4 und D2|D5 entsprach, erscheint es nur allzu realistisch, dass sich ein Wert einstellt, der ungefähr zwischen den beiden Paarungen liegt. Tatsächlich ist es so, dass sich die über die Versuchsbedingungen D1|D4 und D2|D5 gemittelte normierte OEMG-Aktivität ohne Exoskelett zu 22,75 % und für D3|D6 zu 24,85 % sowie mit Exoskelett zu 17,85 % bzw. 21,27 % ergab. Die Differenzen von nur 2,1 % bis 3,5 % bekräftigen die Validität der Ergebnisse. In Interventionsbedingung wurde die DLG für den *Musc. trapezius pars descendens* in allen dynamischen Konditionen mit Ausnahme der Bedingung D1|D4 links eindeutig überschritten und für letztere verweilte sie genau auf dem Grenzwert. Mit Exoskelett stiegen die Werte für D1|D4, wie bereits berichtet, weiter an und fanden sich eindeutig oberhalb der DLG wieder. Für die verbleibenden dynamischen Bedingungen ergaben sich mit Exoskelett deutlich reduzierte Werte und damit eine Annäherung an die DLG. Auch mit Exoskelett konnten keine Werte unterhalb der DLG-Grenze erreicht werden. Groos et al. (2020) berichteten von einer Unterschreitung der DLG-Grenze bei einer mittleren Aktivierung von 10 % der MVC mit Exoskelett, allerdings wurden schon bereits ohne Exoskelett Werte leicht unterhalb der DLG in Höhe von 14,75 % der MVC gemessen. Van Engelhoven et al. (2018) berichteten von einer 15-prozentigen Muskelaktivierung des *Musc. trapezius pars descendens* bei dynamischer Überkopfarbeit und ohne Unterstützung. Mit Intervention sank die normierte OEMG-Aktivierung auf knapp 8 % der MVC, ein Wert deutlich unterhalb der DLG. Die in beiden Vergleichsstudien betrachteten Versuchsbedingungen lassen sich am ehesten mit den Bedingungen D2|D5 und D3|D6 vergleichen und stehen damit im Widerspruch zu den vorliegenden Ergebnissen. Allerdings lagen in beiden Fällen die gemessenen Werte bereits ohne Exoskelettunterstützung deutlich oberhalb der 15-%-MVC-Dauerleistungsgrenze. Obwohl die relativen Reduktionen ähnliche Größenordnungen wie die der Ver-

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

gleichsstudien erreichten, ist ein Nicht-Unterschreiten der DLG mit Exoskelettunterstützung aufgrund des höheren Offsets der Aktivierungswerte in Kontroll- und Interventionsbedingung nicht verwunderlich. Aufgrund der ansonsten gut übereinstimmenden Ergebnisse muss die Diskrepanz weniger dem Exoskelett bzw. dem Unterstützungsgrad als eher der Versuchsbedingung an sich zugeschrieben werden.

Der *Musc. deltoideus pars acromialis* zeigte mit Ausnahme D1|D4 links für alle dynamischen Bedingungen beidseitig statistisch höchst signifikante relative Reduktionen. Lagen diese für D1|D4 im Mittel noch bei -12,5 %, so reduzierten sie sich über beide Körperseiten gemittelt um -40,5 % für D2|D5 bzw. um -26,6 % für D3|D6. Die Werte für die Bedingung D1|D4 fielen im Mittel ohne Exoskelett mit nur 12,6 %, respektive mit Exoskelett mit 11,0 % relativ niedrig aus. Für eine kontinuierliche Schulterflexion bzw. -extension zwischen 0° und 90° bei angelegten Armen ist hauptsächlich der vordere Teil des *Musc. deltoideus*, also der *pars acromialis*, verantwortlich (Strasser & Ernst, 1992). Erst ab Schulterflexionswinkeln größer 90°, übernimmt der *pars acromialis* einen größeren Anteil der zu leistenden Muskelarbeit. Dies spiegelt sich auch in den Ergebnissen der statischen Versuchsbedingungen wider, bei denen für einen Schulterflexionswinkel von 90° für die Paarungen S1|S4 und S2|S5 nur eine knapp halb so große OEMG-Aktivität als für 160° in der Bedingung S3|S6 gemessen wurde. Schmalz et al. (2019) und Kim et al. (2018a) wiesen für Versuchsbedingungen, die mit der Paarung D2|D5 vergleichbar sind, ähnlich hohe Reduktionen im Bereich von -45 % bzw. -40 % nach. Die Versuchsbedingung D3|D6 lässt sich wie bereits beschrieben in erster Linie als zusammengesetzte Bewegung der beiden anderen dynamischen Bedingungen verstehen. Der Mittelwert aller relativen Reduktionen der dynamischen Versuchsbedingungen D1|D4 und D2|D5 ergab sich zu -26,5 %. Der über beide Seiten gemittelte Wert für D3|D6 zu -26,6 %, was für einen Zusammenhang sprechen würde. Die Ergebnisspanne der Konditionen D2|D5 und D3|D6 wird zusätzlich von Pacifico et al. (2020) bestätigt, die für vergleichbare funktionale dynamische Überkopftätigkeiten ebenfalls relative Reduktionwerte zwischen -25 % bis -40 % nachwiesen. Ähnlich den Ergebnissen zu den statischen Versuchsbedingungen S1|S4 und S2|S5 lag der Wert der Muskelaktivierung für die dynamischen Bedingungen D1|D4 mit und ohne Exoskelett unterhalb der DLG, wobei hier dieselbe Begründung wie oben greift. Erst ab einem Schulterflexionswinkel von mehr als 90° übernimmt der *Musc. deltoideus pars acromialis* einen größeren Teil der notwendigen Muskelarbeit. Diese Ergebnisse stimmen sehr gut mit denen von Groos et al. (2020) überein, die für eine vergleichbare dynamische Tätigkeit ebenso Werte unterhalb der DLG mit und ohne Exoskelettunterstützung nachweisen konnten. Allerdings lagen die normierten Werte der elektromyographischen Aktivität mit 8,1 % ohne bzw. 5,2 % mit Exoskelett noch einmal deutlich

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

niedriger. Für D2|D5 wurde die DLG ohne Exoskelett fast um das Doppelte überschritten. Mit Exoskelett stellte sich ein Wert geringfügig oberhalb der DLG ein. Für die Bedingung D3|D6 wurde die 15-%-MVC-Dauerleistungsgrenze ohne Exoskelett um ca. 5 % überschritten. Mit Exoskelett ergab sich ein Mittelwert genau auf der DLG. Für die Versuchsbedingungen D2|D5 und D3|D6 existieren in der Literatur keine vergleichbaren Untersuchungen, die eine Diskussion der Ergebnisse zur DLG erlauben.

Beide untersuchten Muskeln zeigten annähernd dasselbe Aktivierungsmuster für die beiden unterschiedlichen Montagetätigkeiten. Für den *Musc. trapezius pars descendens* und für den *Musc. deltoideus pars acromialis* ergaben sich über beide Körperseiten hinweg in den Bedingungen St1|St2 und Sc1|Sc2 statistisch höchst signifikante Reduktionen (mit Ausnahme für St1|St2 links), wobei die jeweils rechte Körperseite eine höhere Aktivität verzeichnete. Die rechtsseitige erhöhte Muskelbeanspruchung war für den *Musc. trapezius pars descendens* deutlich stärker ersichtlich als für den *Musc. deltoideus pars acromialis*. Mit einer gemittelten Reduktion von -42,7 % für das Stopfensetzen (St1|St2) und -50,3 % für die Schraubtätigkeit (Sc1|Sc2) verzeichnete der *Musc. trapezius pars descendens* die größten Reduktionen der elektromyographischen Aktivität über alle Versuchsbedingungen und Muskelgruppen hinweg. Mit einem Spitzenreduktionswert von -44,7 % für eine Überkopfschraubtätigkeit berichteten Kim et al. (2018a) vergleichbare Ergebnisse. Auf ähnliche, allerdings etwas geringere Reduktionswerte kamen Groos et al. (2020) während einer Überkopfmontage bzw. einer Überkopfschraubtätigkeit, mit einer Reduktion von -33 % bzw. -30 %. Van Engelhoven et al. (2018) erhielten Reduktionen um -38,5 % für vergleichbare Versuchsbedingungen. Im Vergleich zu den vorgenannten Studien erscheinen die gemessenen Werte zu hoch zu liegen. Allerdings bewerteten die Probanden die subjektive Beanspruchung für *Schultern, hinten, Nacken* und *Rücken, oben* am höchsten für die simulierten Montagetätigkeiten. Die Bewertung der subjektiven Beanspruchung verhielt sich analog für die dynamische Bedingung D2|D5, deren OEMG-Aktivität ähnlich hoch für den *Musc. trapezius pars descendens* ausfiel. Einen Zusammenhang zwischen erhöhter OEMG-Aktivität und erhöhter subjektiver Beanspruchung der Schulter- und Nackenmuskulatur konnten Hellig et al. (2018) bereits nachweisen, weshalb die vorliegenden Ergebnisse valide erscheinen. Der *Musc. deltoideus pars acromialis* zeigte über beide Körperseiten hinweg ohne (20,5 % der MVC) und mit Exoskelett (14,9 % der MVC) eine deutlich geringere Aktivierung als der *Musc. trapezius pars descendens*. Geringer und fast identisch fielen die relativen Reduktionen mit einem gemittelten Wert von -27,0 % für das Stopfensetzen (St1|St2) und -27,5 % für die Schraubtätigkeit (Sc1|Sc2) aus. Alabdulkarim und Nussbaum (2019) konnten eine Reduktion von -40 % für die weiblichen Probanden ihrer Studie ausweisen. Für die männlichen Teilnehmerschar ergab sich für eine Überkopfschraubtätigkeit hingegen kein Unterschied für den *Musc. deltoideus*

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

*pars acromialis*. Kim et al. (2018a) konnten Reduktionswerte von -30,0 % bis -41,0 % während einer Überkopfschraubtätigkeit zeigen. Beide Studien verwendeten andere Typen von Überkopf-Exoskeletten mit unterschiedlichen Kraftunterstützungen, was die Diskrepanz möglicherweise erklären könnte. Schmalz et al. (2019) wiesen für eine Überkopfschraubtätigkeit ebenfalls eine Reduktion von -45,0 % unter Einsatz des PAEXO Exoskelettes nach. Die Unterstützungskraft war allerdings höher als in der vorliegenden Studie eingestellt, was die größeren Reduktionswerte rechtfertigen würde. Die Studie mit der größten Ähnlichkeit im Versuchsdesign und daher mit der besten Vergleichbarkeit von Groos et al. (2020) konnte eine Reduktionsspanne von -22 % bis -37 % aufzeigen, was sich mit den vorliegenden Ergebnissen gut deckt.

Für beide Muskelbündel wurde beidseitig eine Überschreitung der 15-%-MVC-Dauerleistungsgrenze ohne Exoskelett festgestellt. Bei Verwendung des Exoskelettes lag die Muskelaktivierung für beide untersuchte Muskeln für die linke Körperseite leicht unterhalb und für die rechte leicht oberhalb der DLG. Über beide Körperseiten und Tätigkeiten gemittelt, wurde für den *Musc. trapezius pars descendens* mit 28,3 % eine OMEG-Aktivierung deutlich oberhalb der DLG gemessen. Ohne Exoskelett verblieb sie mit 14,9 % minimal unterhalb der DLG. Für den *Musc. deltoideus pars acromialis* ergaben sich ohne Exoskelett gemittelte Werte von 20,5 %, ebenfalls eindeutig oberhalb der DLG. Mit Exoskelett stellte sich mit 14,9 % erneut ein Wert minimal unterhalb der DLG ein. Die Unterschreitung der DLG für den *Musc. trapezius pars descendens*, wenn auch nur minimal, werden durch die Ergebnisse von Groos et al. (2020) bestätigt. Sie stehen allerdings im Widerspruch zu denen des *Musc. deltoideus pars acromialis*, dessen Muskelaktivierung bereits ohne Exoskelett schon unterhalb der DLG liegt.

Grundsätzlich ließ sich zeigen, dass die OMEG-Aktivierung für beide untersuchten Bündel beidseitig deutlich zunahm, sobald der Schulterflexionswinkel 90° überstieg. Dieser Effekt war dabei unabhängig von der Form der Muskelarbeit. Ganz deutlich kam der Effekt für den *Musc. deltoideus pars acromialis* für die Bedingung S3|S6 (Schulterflexion 160°) zum Tragen, dessen Aktivierung beidseitig doppelt so hoch wie für die Bedingungen S1|S4 und S2|S5 (Schulterflexion jeweils 90°) ausfiel. Dasselbe galt für die dynamischen Bedingungen. Für D2|D5 (Schulterflexionswinkel: 90° - 160°) lag der Wert doppelt so hoch wie für D1|D4 (Schulterflexionswinkel: 0° - 90°). Ein identisches Muster konnte, wenn auch nicht so deutlich, für den *Musc. trapezius pars descendens* gezeigt werden. Das Ergebnis ist daher so interessant, weil aus mechanischer Sicht das größte zu kompensierende Armgewicht und damit das größte Schultermoment unter 90° Schulterflexion wirkt (Haslegrave et al., 2004). Ergo würde man für diesen Fall die höchste Muskelbeanspruchung des Schultergürtels erwarten. Allerdings wurde eine erhöhte Muskelaktivierung des Schultergürtels für Flexionswinkel



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

größer als 90° bereits in weiteren Studien festgehalten (Hellig et al., 2018; Kim et al., 2018a; Kim & Nussbaum, 2019; Sood et al., 2002). Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass bereits geringe Winkeländerungen im Schultergelenk zu größeren Relativbewegungen der Hände bei ausgestreckten Armen führen. Bewegungen erfordern daher eine größere Präzision, für die eine „Versteifungsstrategie“ der Schulter notwendig ist, die nach Sood et al. (2002) wiederum zu erhöhter Muskelbeanspruchung führt. Ein weiterer Aspekt, der hierbei eine große Rolle spielen könnte, ist die Tatsache, dass die erzeugte Muskelkraft in direktem Zusammenhang mit ihrer Faserlänge steht. Bei ausgestreckten Armen und unter erhöhtem Schulterflexionswinkel sind die involvierten Muskeln gestreckt und arbeiten nicht in ihrem optimalen Bereich. Für denselben Output ist daher ein größeres Aktivierungspotenzial von Nöten (Haslegrave et al., 2004).

Auffällig in den Ergebnissen ist die deutlich höhere Beanspruchung der rechten Körperseite. Für die simulierten Montagetätigkeiten fällt dies für beide untersuchte Muskelstränge auf. Mit einem Anteil von 85 % stellten Rechtshänder die deutliche Mehrheit im untersuchten Probandenkollektiv dar. Für die simulierten Montagetätigkeiten verwendeten die Probanden ihre dominante Hand, was die deutlich größeren Werte für die rechte Körperseite begründete. Nicht erklärt wird allerdings die Rechtslastigkeit des *Musc. trapezius pars descendens* bei den statischen und dynamischen Versuchsbedingungen in denen eine symmetrische Belastung vorlag. Eine mögliche Erklärung ist, dass die dominante Körperseite grundsätzlich eine höhere Muskelbeanspruchung aufweist, da sie gegenüber der nicht-dominanten Seite einen größeren Trainingsgrad besitzt. Kim und Nussbaum (2019) stellten ebenfalls eine erhöhte Muskelaktivität bei Überkopfarbeit mit und ohne Exoskelett für die dominante Körperseite fest.

Über alle Versuchsbedingungen und untersuchte Muskelgruppen hinweg lässt sich mit Ausnahme der Bedingung D1|D4 für den *Musc. trapezius pars descendens* ein Trend in Richtung einer deutlichen Reduktion der muskulären Beanspruchung durch den Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes nachweisen. Qualitativ zeigten sich dieselben Ergebnisse wie in den Vergleichsstudien. Hinsichtlich Quantität ergaben sich allerdings Unterschiede. Mit hoher Wahrscheinlichkeit können sie auf Unterschiede im Versuchsdesign zurückgeführt werden. Zum Beispiel wären Art und Länge der untersuchten Tätigkeiten, eine unterschiedliche Unterstützungskraft (Pacifico et al., 2020), oder methodische Fehler (Weston et al., 2018) mögliche Ursachen. 30 von 32 möglichen Bedingungen ergaben eine statistisch signifikante Reduktion der muskulären Beanspruchung. Für zwei Versuchsbedingungen wurde eine statistisch signifikante bzw. eine Tendenz zur Steigerung nachgewiesen. Für die Hypothese 2 wird bei einem 95-prozentigen Konfidenzintervall zusammenfassend die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

**Hypothese 3:** Die objektiv gemessene lokale Versorgung mit Sauerstoff der beanspruchten Schultermuskulatur ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

In den statischen Haltungen S1|S4 und S2|S5 sowie in den simulierten Tätigkeiten St1|St2 und Sc1|Sc2 zeigte der *Musc. deltoideus pars clavicularis* beidseitig statistisch signifikant erhöhte Sauerstoffgewebesättigungsindizes zwischen Kontroll- und Interventionsbedingungen. Die relative Steigerung lag für erstere in einem Korridor von 12,6 % bis 23,2 % und für letztere zwischen 6,9 % und 13,3 %. Für die statische Bedingung S3|S6 ergab sich für links keine Änderung und für die rechte Seite eine geringe Tendenz einer nicht signifikanten Steigerung. Für die dynamischen Bedingungen konnten Tendenzen von relativen Steigerungen in Interventionsbedingung ausgewiesen werden, die aber mit Ausnahme der Bedingungen D1|D4, links und D3|D6, rechts statistisch nicht signifikant ausfielen. In der Literatur finden sich keine Studien in denen das NIRS-Verfahren für die ergonomische Beurteilung von industriellen, passiven Überkopf-Exoskeletten im arbeitswissenschaftlichen Kontext verwendet wurde, weshalb ein direkter Vergleich mit dieser Arbeit nicht erfolgen kann. Muramatsu und Kobayashi (2014) untersuchten die Auswirkungen eines Exoskelettes zur Unterstützung von Hebe- und Tragetätigkeiten im Pflegebereich und stellten fest, dass die Intervention die lokale Sauerstoffversorgung der mit NIRS untersuchten Rückenmuskulatur signifikant beeinflusste. Ab einer muskulären Beanspruchung von ca. 15 % der maximalen Muskelkraft ist der intramuskuläre Druck so groß, dass der Zufluss von frischem, mit Sauerstoff angereichertem Blut verhindert wird (Perrey et al., 2010a; Ruiters et al., 2007; Steinhilber & Kluth, 2013). Der Effekt eines deutlich reduzierten TSI-Wertes während erhöhter muskulärer Beanspruchung wurde bereits in weiteren Studien gezeigt (Jones et al., 2015; Jones et al., 2013). Die statistisch signifikanten statischen Haltungen und simulierten Tätigkeiten zeigten in der Kontrollbedingung Werte nahe der 100-%-MVC-TSI Kennlinie. Es lässt sich daraus ableiten, dass in diesen Bedingungen annähernd derselbe Zustand wie während des Normalisierungsverfahrens vorlag. Gemeint ist die komplette Hemmung des Blutflusses, da während der Normalisierung von einer maximalen Muskelkontraktion ausgegangen werden kann. Eine erhöhte Muskelaktivierung geht direkt mit einem reduzierten lokalen Sauerstoffgewebesättigungsindex einher (Elcadi et al., 2014; Praagman et al., 2003; Şayli et al., 2014; Weichao et al., 2017). Unter Verwendung des Exoskelettes ging die muskuläre Beanspruchung vermutlich so weit zurück, dass sie auf einen Wert unterhalb der 15-%-DLG sank. Der intramuskuläre Druck verringerte sich so weit, dass genügend frisches, also sauerstoffreiches Blut in die Muskeln strömen konnte. Mit Intervention

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

zeigte sich daher ein Wert deutlich oberhalb der 100-%-MVC-TSI Kennlinie. Die Ergebnisse des OEMG-Signals des benachbarten *Musc. deltoideus pars acromialis* bestärken diese Schlussfolgerung. Auch hier ergab sich für die entsprechenden statischen und simulierten Versuchsbedingungen eine Unterschreitung der DLG in der Interventionsbedingung. Die Ergebnisse des OEMG-Signals des angrenzenden *Musc. deltoideus pars acromialis* könnten auch die NIRS-Messwerte für die statische Bedingung S3|S6 erklären. Die NIRS-Messwerte der Kontroll- und Interventionsbedingung liegen mit Ausnahme der Kontrollbedingung S3|S6, rechts direkt auf der 100-%-MVC-TSI Kennlinie, wobei letztere nur ca. 5 % unterhalb dieser lag. Es scheint, dass eine vollständige Hemmung des Blutflusses in beiden Bedingungen eintrat. Das OEMG-Signal des *Musc. deltoideus pars acromialis* überschritt deutlich die 15-%-DLG für beide Bedingungen, was diese Vermutung bekräftigt. Eine Korrelation zwischen einem vergrößerten Schulterflexionswinkel und einem verringerten Blutfluss berichteten auch Hellig et al. (2018) und bestätigen damit die Validität der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung. Perrey et al. (2010a) gaben an, dass während statischer Muskelarbeit die Gewebesauerstoffsättigung geringer ausfiel, als während quasi-statischer bzw. dynamischer Muskelarbeit, da in letzteren beiden Fällen eine kontinuierliche Kontraktion und Relaxion der Muskelbündel wie ein Pumpeffekt wirke. Für die dynamischen Bedingungen D1|D4 und D3|D6 konnten ohne Exoskelett tatsächlich Werte leicht über denen der statischen Bedingungen festgestellt werden, die sich somit auch oberhalb der 100-%-MVC-TSI Kennlinie wiederfanden. Der Effekt spiegelte sich für die linke Körperseite leicht und für die rechte eindeutig wider, was summa summarum die Aussagen von Perrey et al. (2010a) unterstützt.

Die Ergebnisse der Bedingungen D2|D5 bedürfen einer genaueren Betrachtung. Einerseits stehen sie im Widerspruch zu den Angaben von Perrey et al. (2010a), da sich ohne Exoskelett Werte von rund 10 % bis 15 % unterhalb der Referenzkennlinie einstellten. Die Sauerstoffgewebesättigung war also deutlich geringer als während den statischen Haltungen. Andererseits ergaben sich mit 21,1 % (links) und 17,4 % (rechts) die größten relativen Steigerungen in der Interventionsbedingung. Diese Ergebnisse passen hervorragend mit den OEMG-Messwerten des angrenzenden *Musc. deltoideus pars acromialis* zusammen. Für D2|D5 wurde mit knapp 30 % der MVC ohne Exoskelett eine deutliche Überschreitung der 15-%-DLG festgestellt. Dem Zusammenhang folgend, lag die gemessene Sauerstoffgewebesättigung unterhalb der Referenzkennlinie. In Interventionsbedingung zeigte der *Musc. deltoideus pars acromialis* eine rund 50-prozentige Reduktion der muskulären Beanspruchung. Entsprechend positiv ist das Ergebnis der Sauerstoffgewebesättigung in der Interventionsbedingung. Anzumerken ist, dass die Bedingung D2|D5, rechts nicht normalverteilt war, weshalb der parameterfreie WVR-Test für die statistische Überprüfung der Mittelwertunterschiede

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

bemüht wurde. Der Test konnte mit dem gewählten Konfidenzintervall (95 %) keine statistische Signifikanz ( $p = 0,689$ ) ausweisen. Würde man den t-Test anwenden, ergäbe sich ebenso wie für die linke Körperseite ein statistisch höchst signifikanter Unterschied zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung (jeweils  $p < 0,000$ ). Die Ergebnisse der NIRS-Messungen der dynamischen Bedingungen passen ebenso wie die der anderen Versuchsbedingungen grundsätzlich gut zu den Ergebnissen der O-EMG-Aktivität des benachbarten *Musc. deltoideus pars acromialis*. Die Korrelation zwischen den beiden Messverfahren, welche bereits durch Praagman et al. (2003) berichtet wurde, kann über die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigt werden.

Grundsätzlich zeigen die Ergebnisse zu den dynamischen Bedingungen ein etwas inkonsistentes Bild im Vergleich zu den anderen Versuchsbedingungen. Der Unterschied zwischen der linken und der rechten Körperseite fällt deutlich größer aus, als bei den übrigen Versuchspaarungen. Dies liegt möglicherweise darin begründet, dass das NIRS-Verfahren sehr sensibel auf Bewegungen reagiert, welche zu Datenartefakten führen kann (Quaresima et al., 2003; Wolf et al., 2007). Dafür verantwortlich sind sich verändernde Spaltmaße im Submillimeterbereich zwischen Haut und NIRS-Sensoren während dynamischer Bewegungsprozesse (Hamaoka et al., 2011). Ebenso führen unterschiedliche dynamische Bewegungen zu einer Veränderung der Form (Stauchung und Streckung während Kontraktion und Relaxion) des untersuchten Muskels, was wiederum eine Veränderung der Dicke der subkutanen Fettschicht zur Folge haben kann (Elcadi et al., 2013; Ferguson et al., 2013; Ferrari et al., 2011; Hamaoka et al., 2011). Die vorgenannten Gründe könnten einen Beitrag zu einer größeren Varianz der Messergebnisse der dynamischen Konditionen geliefert haben.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass der Einsatz eines Exoskelettes einen positiven Effekt auf die lokale Sauerstoffgewebesättigung der für das Anheben der Arme hauptsächlich zuständigen Schultermuskulatur (*Musc. deltoideus pars clavicularis*) während statischer Haltungen, dynamischer Tätigkeiten sowie simulierter Montagetätigkeiten hat. Zehn der insgesamt 16 Versuchspaarungen zeigten statistisch signifikante Änderungen der gemessenen lokalen Sauerstoffgewebesättigung, weshalb für die Hypothese 3 die Alternativhypothese angenommen wird.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

**Hypothese 4-1:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Sauerstoffaufnahme, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Qualitativ zeigten die Ergebnisse der absoluten ( $VO_2$ ) und der spezifischen Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) einen sehr ähnlichen Verlauf. Das Probandenkollektiv der vorliegenden Studie umfasste Männer sowie Frauen, wobei die Varianz bei einem Körpergewicht von  $75,3 \pm 14,5$  kg groß ausfiel. Da die Sauerstoffaufnahme direkt mit der zu versorgenden biologischen Masse zusammenhängt, sollten die Messwerte neben einer Bereinigung um die Ruhewerte auch um das Körpergewicht bereinigt bzw. über dieses normalisiert werden. Insbesondere bei einem inhomogenen Probandenkollektiv sollte der spezifische Parameter herangezogen werden, um einen besseren intersubjektiven Vergleich zu erlauben (Pinto, 2012). Wie wichtig das ist, zeigen die Ergebnisse der Versuchsbedingungen S2|S5, D1|D4 und D3|D6. Für S2|S5 reduzierte sich die absolute Sauerstoffaufnahme relativ zwischen Kontrolle und Intervention, während kein Unterschied für den spezifischen Messparameter innerhalb der Paarung festgestellt werden konnte. Die Bedingungen D1|D4 und D3|D6 reagierten noch drastischer auf die Normalisierung. In ersterer Bedingung konnte für den absoluten Kennwert eine relative Reduktion kalkuliert werden, während der spezifische Parameter einer Tendenz zu einer leichten Steigerung unterlag. Für D3|D6 wurde ein umgekehrter Effekt festgehalten.

Die spezifische Nettosauerstoffaufnahme (d.h. Arbeitsaufnahme, also der Parameter  $VO_2/kg$  um den Ruhewert bereinigt) zeigte für die statischen Bedingungen über alle Paarungen hinweg konstant niedrige Werte. Zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung ergaben sich mit Ausnahme der Bedingung S1|S4, bei der tendenziell ein Anstieg mit Exoskelett verzeichnet werden konnte, keine Unterschiede.

Für die dynamischen Bedingungen wurde für die spezifische Nettoaufnahme ein annähernd linearer Anstieg von D1|D4 nach D2|D5 zu D3|D6 ohne Exoskelett festgestellt, wobei die Werte zwei- bis vierfach so hoch wie die der statischen Bedingungen ausfielen. Nur für die Bedingung D2|D5 konnte eine statistisch signifikante relative Reduktion in Höhe von -18,75 % ausgewiesen werden.

Die höchsten Nettoarbeitswerte wurden sich für die simulierten Tätigkeiten nachgewiesen. Für das Stopfensetzen (St1|St2) wurden mit und ohne Unterstützung zusammen mit der Schraubtätigkeit ohne Exoskelett (Sc1) annähernd dieselben Werte um rund 2,75 ml/min/kg gemessen. Mit Unterstützung ergab sich für die Schraubtätigkeit

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

eine statistisch nicht signifikante, leicht reduzierte Nettoaufnahme von rund 2,56 ml/min/kg. Dies entsprach einer relativen Reduktion von -7,8 %. Nach der Klassifizierung von Sämman (1970) lagen die Ergebnisse aller Versuchsbedingungen im Bereich geringer Belastung und damit deutlich unterhalb der DLG.

Schmalz et al. (2019) berichteten von einer Reduktion der spezifischen Nettosauerstoffaufnahme von 7,4 auf 6,6 ml/min/kg während einer simulierten Überkopfschraubtätigkeit, was einer statistisch signifikanten relativen Reduktion von -11 % entsprach. Die von Schmalz et al. gemessenen absoluten Nettoaufnahmewerte fielen mehr als doppelt so hoch, wie die der vorliegenden Studie aus. Die relative Reduktion lag hingegen in einer vergleichbaren Größenordnung. Maurice et al. (2019) beschrieben einen Rückgang der spezifischen Sauerstoffaufnahme von ca. 11 auf 8 ml/min/kg, ebenfalls während einer repetitiven Überkopfschraubtätigkeit, was einer statistisch signifikanten relativen Reduktion von -33 % gleichkam. Die Autoren der Studie berichteten allerdings Bruttoaufnahmewerte, die nicht um die Ruhewerte bereinigt waren. Bei einer angenommenen spezifischen Sauerstoffaufnahme von ca. 4,5 ml/min/kg in Ruhe (Knott, 2017), ergäben sich theoretisch-rechnerisch Nettoaufnahmewerte von rund 6,5 bzw. 3,5 ml/min/kg, die immer noch eindeutig oberhalb der größten in dieser Studie gemessenen Werte lägen. Die beide Vergleichsstudien verzeichneten ähnliche Mittelwerte für die Variation der Gewichtsverteilung des Probandenkollektivs (Schmalz et al.:  $73,0 \pm 15,0$  kg und Maurice et al.:  $72,7 \pm 5,4$  kg). Auch wenn die Standardabweichung unterschiedlich ausfiel, liefern die Unterschiede keine ausreichende Erklärung für die stark unterschiedlichen Ergebnisse. Eine bessere Erklärung ergäbe die unterschiedliche Länge der Ausführungszeiten der Versuchsbedingungen. Während in der vorliegenden Studie die Zeiträume – angepasst auf die typischen Taktzeiten in der Automobilmontage – mit rund 60 Sekunden recht kurzgehalten waren, fielen die Zeiträume in der Vergleichsstudien deutlich länger aus. In der Studie von Maurice et al. absolvierten die Probanden jeweils fünf Blöcke a zwei Minuten andauernder Überkopftätigkeit. Die Pausenzeiten zwischen den Blöcken fielen mit 30 Sekunden nur kurz aus. Es kann daher angenommen werden, dass die respiratorischen Parameter ihre Baseline nicht wieder erreichen konnten. Der Tätigkeitszeitraum in der Studie von Schmalz et al. betrug sogar fünf Minuten. Obwohl in der vorliegenden Studie und nach den Angaben der Vergleichsstudien der Steady-State Zustand erreicht worden war, lassen die Ergebnisse vermuten, dass der Belastungszeitraum zu kurz gewählt war. Nach Kroidl et al. (2015) muss eine durchgehende Belastungsdauer von mindestens zehn Minuten erreicht werden, damit sicher von einem Steady-State Zustand ausgegangen werden kann. Eine Voraussetzung die keine der Studien erfüllte.

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

Zusammenfassend kann nur für die Versuchsbedingung D2|D5 die Alternativhypothese angenommen werden und diese auch nur für den Fall der spezifischen Sauerstoffaufnahme. Gesamthaft wird daher für die Hypothese 4-1 die Nullhypothese angenommen.

---

**Hypothese 4-2:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch den Energieumsatz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Der Nettoenergieumsatz (kcal/h) bildete qualitativ in erster Näherung den Verlauf der spezifischen Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) nach. Da die Energiebereitstellung auf oxidativen Stoffwechselprozessen basiert (Hettinger et al., 1989), zumindest sofern die Belastung nicht zu groß ist und die Energiebereitstellung aerob erfolgt, ist dies nicht weiter verwunderlich. Das verwendete Ergospirometriesystem nutzt für die Berechnung des Energieumsatzes die Formel nach Brockway (1987), in der lediglich die Sauerstoffaufnahme und die  $CO_2$ -Ausatmung als variable Anteile (der Stickstoffgehalt der Umgebungsluft kommt als statischer Korrekturfaktor hinzu und spielt daher keine Rolle) für die Berechnung herangezogen werden (Kipp et al., 2018). Da die Sauerstoffaufnahme und die  $CO_2$ -Ausatmung in einem direkten Verhältnis zueinander stehen, reicht es in der Regel aus, eine der respiratorischen Kennzahlen zu messen, um auf den Energieumsatz zu schließen (Sämann, 1970). Selbst bei stark variierender Zusammensetzung der Makronährstoffe verändert sich der Energieumsatz lediglich in einem Bereich von 2 % bis 4 % (Kroidl et al., 2015). Die Ergebnisse der Diskussion zur Hypothese 4-1 können daher in erster Näherung auf den Energieumsatz ebenso angewandt werden.

Beim Nettoenergieumsatz ergab sich mit Ausnahme der Bedingung S1|S4 eine leichte Tendenz einer Reduktion zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung im Vergleich zur spezifischen Nettosauerstoffaufnahme. Repräsentativ hierfür sind die Bedingungen S2|S5, S3|S6 und D2|D5 sowie beide simulierten Tätigkeiten St1|St2 und Sc1|Sc2. Nur für die Bedingung D2|D5 wurde eine statistisch signifikante Änderung der Mittelwerte gemessen, die einer relativen Reduktion von -18,90 % entsprach und damit beinahe denselben Wert wie die der spezifischen Sauerstoffaufnahme annahm. Bemerkenswert sind die Ergebnisse der Bedingung D1|D4. Während für die spezifische Sauerstoffaufnahme noch eine minimale Tendenz einer Steigerung verzeichnet wurde, ergab sich für den Energieumsatz eine klar ersichtliche Tendenz einer Reduktion in der Interventionsbedingung. Eine Erklärung für die Diskrepanz liegt möglicherweise in der deutlich größeren Varianz der Messergebnisse für die spezifische Sauerstoffaufnahme in der Interventionsbedingung (vgl. auch Box-Plot in Anhang APP-HS10-2).

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

In der Literatur finden sich keine Vergleichsstudien für die Beurteilung des Energieumsatzes beim Einsatz von industriellen, passiven Überkopf-Exoskeletten im Kontext der Arbeitswissenschaft. Knott (2017) ermittelte einen um 3 % bis 37 % erhöhten Energieumsatz bei der Nutzung eines Exoskelettes. Allerdings handelte es sich bei dem untersuchten Exoskelett um ein Gerät zur Unterstützung von Hebetätigkeiten. Darüber hinaus wurden unterschiedliche Lastgewichte kommissioniert, weshalb ein Ergebnisvergleich nur schwer möglich ist.

Sämman (1970) erhob den Energieumsatz während unterschiedlicher Überkopfarbeitshaltungen im Stehen und kam zu dem Ergebnis, dass bei Tätigkeiten über Herzhöhe – das sind in der vorliegenden Studie die Bedingungen S3|S6, D2|D5 und D3|D6 sowie die simulierten Tätigkeiten St1|St2 und Sc1|Sc2 – infolge des statischen Anteils ein vergleichsweise höherer Energieumsatz vorlag. Er schlussfolgerte einen schlechteren Wirkungsgrad mit steigender Höhe.

Nach Schmidtke (1989) liegt die zulässige Netto-Dauerbelastungsgrenze für den Energieumsatz bei 236 - 250 kcal/h für Männer und bei 157 - 172 kcal/h für Frauen während dynamischer Arbeit. Nach Sämman (1970) beträgt die gemittelte Dauerbelastungsgrenze 252 kcal/h für den Nettoenergieumsatz. Die maximal gemessenen Werte lagen für die simulierten Tätigkeiten mit einem Nettoenergieumsatz von 60 kcal/h weit unterhalb der angegebenen Grenzwerte. Nach Rohmert und Rutenfranz (1975) lassen sich die erhobenen Werte auf der Grenze zwischen einer leichten bzw. mäßig schweren Arbeitstätigkeit einsortieren.

Analog der Sauerstoffaufnahme wird nur für die Versuchsbedingung D2|D5 die Alternativhypothese angenommen. Zusammenfassend wird daher für die Hypothese 4-2 die Nullhypothese angenommen wird.

---

<b>Hypothese 4-3:</b>	Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Arbeitspulsfrequenz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.
-----------------------	--

---

Für die Arbeitspulsfrequenz zeigten sich über alle Versuchsbedingungen hinweg Tendenzen bzw. statistisch signifikante Reduktionen. Für die statischen Bedingungen lag die relative Reduktion gemittelt bei -29,5 %, wobei S1|S4 und S3|S6 einen statistisch signifikanten Unterschied aufwiesen. Die größte relative Reduktion ergab sich für D2|D5 mit -34,0 %, wobei die Versuchspaarung zudem statistisch hoch signifikant ausfiel und die Effektstärke nach Cohen stark war. Im Mittel reduzierte sich die Arbeitspulsfrequenz für die dynamischen Bedingungen relativ um -19,6 %. Für die simulierten Tä-



## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

tigkeiten wurden die geringsten Tendenzen einer relativen Reduktion mit einem Mittelwert von -9,9 % ausgewiesen. Ohne Exoskelett lag die Spanne der absoluten Arbeitspulsfrequenz zwischen 11 und 21 Schlägen pro Minute, mit Exoskelett zwischen 7 und 19.

Theurel et al. (2018) stellten für zwei von drei Tätigkeiten (Gehen und Stapeln von Gewichten) keine signifikanten Differenzen der Arbeitspulsfrequenz mit und ohne Exoskelett fest. Für die dritte Tätigkeit (Anheben von Gewichten) berichteten sie von einer signifikanten relativen Steigerung von 14 %. Die Vergleichsstudie unterschied sich allerdings im verwendeten Überkopf-Exoskelett und im Versuchsdesign (Kommissioniertätigkeit), was die Unterschiede erklären könnte. Moyon et al. (2018) verglichen die Arbeitspulsfrequenz während zweistündiger Sandstrahlarbeiten in Überkopfhaltung. Sie berichteten von einer absoluten Reduktion von ca. 7 Schlägen pro Minute unter Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes, was einer relativen Reduktion von -12,5 % entsprach. Schmalz et al. (2019) ermittelten eine absolute Reduktion von 6 Schlägen pro Minute (-7 %) bei Verwendung des *PAEXO* Exoskelettes während einer fünfminütigen Überkopf-Schraubtätigkeit. Maurice et al. (2019) kamen auf eine relative Reduktion von -19 % unter Verwendung desselben Exoskelettes während einer Präzisionsaufgabe. Die größte absolute Reduktion der vorliegenden Studie lag bei 7 Schlägen pro Minute für die dynamische Tätigkeit D2|D5. Für die mit den Versuchsbedingungen der Studien von Moyon et al. und Schmalz et al. vergleichbaren, simulierten Tätigkeiten beliefen sich die absoluten Unterschiede auf lediglich 2 Schläge pro Minute, was deutlich darunter lag. Die relativen Reduktionen (-9,9 %) bewegten sich allerdings in einem sehr ähnlichen Bereich. Die über alle Versuchsbedingungen gemittelten relativen Reduktionen ergaben sich zu -20,9 %, welche mit den Ergebnissen von Maurice et al. übereinstimmen.

Die gemessenen Werte der Arbeitspulsfrequenz blieben mit einem Höchstwert von 21 Schlägen pro Minuten noch unterhalb der DLG, die bei ca. 30 bis 40 Schlägen pro Minute angesetzt wird (Sämann, 1970; Schlick et al., 2010; Schmidtke, 1989). Allerdings kann eine Arbeitspulsfrequenz von 18 bis 19 Schlägen bereits als „[...] sehr beanspruchend bezeichnet werden [...]“ (Sämann, 1970), welche für die Bedingungen D2|D5, St1|St2 und Sc1|Sc2 erreicht wurde. Die Ergebnisse der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung, deren Werte ohne Exoskelett für ebendiese Versuchsbedingungen am höchsten bewertet wurden, bestätigten diesen Umstand.

Insgesamt zeigte die Arbeitspulsfrequenz ein äußerst konsistentes Bild. Darüber hinaus passten die Ergebnisse zu denen der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung (vgl. Ergebnisse VAS-Skala im Anhang APP-HS10-2). Für letztere wurde ebenfalls ein stei-

## **Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses**

---

gender Trend, beginnend mit den statischen Bedingungen, über die dynamischen Bedingungen – mit Ausnahme D2|D5 mit einer deutlich höheren subjektiven Ganzkörperbeanspruchung – bis hin zu den simulierten Tätigkeiten verzeichnet. Der von Borg (1982) postulierte Zusammenhang zwischen Herzschlagfrequenz und subjektiver Beanspruchung wurde damit bestätigt.

Knott (2017) schlussfolgerte aus ihren Studienergebnissen, dass die spezifische Sauerstoffaufnahme als objektiver Messparameter hinsichtlich ihrer Sensitivität der Herzschlagfrequenz vorzuziehen sei. Vor dem Hintergrund der äußerst konsistenten Ergebnisse der Arbeitspulsfrequenz, können die vorliegenden Ergebnisse die These von Knott nicht stützen.

Für den globalen Beanspruchungsparameter Arbeitspulsfrequenz wird für drei der acht Versuchspaarungen (S1|S4, S3|S6 und D2|D5) die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen. Die verbleibenden fünf der acht Versuchspaarungen überwiegen allerdings und so wird für die Hypothese 4-3 zusammenfassend die Nullhypothese angenommen.

### 9.1.4 Zusammenfassung

Die Laborstudie ermittelte die Auswirkungen eines Überkopf-Exoskelettes auf die Physiologie des Trägers unter Einsatz eines breiten Spektrums an Messverfahren. Ein holistischer Ansatz, der neben lokalen auch globale Parameter, subjektiv wie auch objektiv berücksichtigte, wurde angewandt. Die wichtigsten Erkenntnisse sind:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die subjektive Beanspruchung sinkt unter Verwendung eines Exoskelettes für statische und dynamische Arbeitsformen. Die Körperteile rund um Nacken, Schultern und Oberarme profitieren am stärksten durch die Unterstützung. Die empfundene Ganzkörperbeanspruchung wird für die simulierten Montagetätigkeiten am stärksten reduziert.
- Die elektromyographische Aktivierung der Schulter- und Nackenmuskulatur (*Musc. trapezius pars descendens* und *deltoideus pars acromialis*) wird durch den Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes effektiv reduziert. Je größer der Schulterflexionswinkel, desto größer ist die Aktivierung sowie die relative Reduktion durch das Exoskelett.
- Die Sauerstoffgewebesättigung des frontalen Schulter- bzw. Armhebermuskels (*Musc. deltoideus pars clavicularis*) steigt unter Verwendung eines Überkopf-Exoskelettes deutlich und signifikant an. Die statischen Haltungen und simulierten Montagetätigkeiten zeigen deutlich erhöhte Sättigungs- und damit Durchblutungswerte.
- Der Einfluss des Exoskelettes auf die globalen Beanspruchungsparameter Sauerstoffaufnahme und Energieumsatz fällt vergleichsweise gering aus. Allerdings ergeben sich überwiegend Tendenzen einer geringen Reduktion.

### 9.2 Hauptstudie 1.1: Feldversuch

Innerhalb der Laborstudie konnte gezeigt werden, dass ein Überkopf-Exoskelett einen überwiegend positiven Einfluss auf die lokale sowie globale physiologische Beanspruchung hat. Der Versuch war allerdings mit einigen Limitationen behaftet. Beispielsweise lag die Dauer pro Versuchsbedingung bei nur 60 Sekunden oder im Falle der simulierten Tätigkeiten bei unter drei Minuten. In einem realen Einsatzszenario führt ein Mitarbeitender seine Tätigkeit wesentlich länger aus, auch wenn sie immer wieder durch Kurzpausen zwischen den Arbeitszyklen unterbrochen wird. Die physiologische Antwort könnte bei längeren Tätigkeitszeiträumen möglicherweise grundsätzlich anders aussehen (Huysamen et al., 2018a). In einer realen Arbeitsumgebung ergäbe sich womöglich auch eine deutlich höhere Bewegungsvervielfältigung (Unterschiedliche Laufwege zwischen den einzelnen Takten, Störeinflüsse durch andere Mitarbeitende bzw. Produktionsunterbrechungen, schlagartige Änderung der Verbauumfänge im Falle von erforderlicher Nacharbeit), die über die strikt vorgegeben Bewegungsabläufe der Labor-Versuchsbedingungen hinausgehen und den Effekt eines Exoskelettes auf den Träger beeinflussen können (Baltrusch et al., 2018; Weston et al., 2018). Im realen Produktionsbetrieb herrscht zudem konstanter Zeitdruck, der sich zumindest auf die Herzschlagfrequenz niederschlagen könnte (Schlick et al., 2010). Darüber hinaus können geringe Bewegungseinschränkungen – insbesondere bei Präzisionstätigkeiten – die durch ein Exoskelett hervorgerufen werden in einer Stresssituation größeren Einfluss auf die Physiologie haben, als in einer Laborsituation (Maurice et al., 2019). Die folgenden Ziele wurden mit der explorativen Feldstudie verfolgt:

- Abschätzung, ob die Messverfahren der Ergospirometrie in ihrer mobilen Variante und die Herzschlagfrequenzmessung im Produktionsumfeld einsetzbar sind.
- Überprüfung, ob Unterschiede in der Ganzkörperbeanspruchung durch den Einsatz eines Exoskelettes messbar sind.

#### 9.2.1 Methodik

##### 9.2.1.1 Exoskelett

In der explorativen Feldstudie wurde das in Kapitel 7.4.1.1 beschriebene Überkopf-Exoskelett *PAEXO* verwendet. Die Unterstützungskraft, justiert nach den Beschreibungen in Kapitel 7.4.1.5 auf durchschnittlich  $7,60 \pm 0,6$  der zehnstufigen Skala (entspricht ca.  $9,1 \pm 0,7$  Nm Unterstützungsmoment), wurde damit im Mittel auf ca. 76 % der maximalen Unterstützungskraft eingestellt. Die mittlere Kraftunterstützung unterschied

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

sich damit zu dem der Laborstudie ( $7,55 \pm 1,5$  bzw.  $9,1 \pm 1,8$  Nm vgl. 9.1.1.1) nur marginal.

### 9.2.1.2 Probanden

Für die Studie wurden vier Probanden rekrutiert deren gemittelte anthropometrischen Daten (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) der Tabelle 9 zu entnehmen sind.

*Tabelle 9: Charakteristika des Probandenkollektivs der Hauptstudie 1.1*

Probanden	Alter [y]	Statur [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
4 (2m, 2w)	$32,5 \pm 2,6$	$175,6 \pm 8,5$	$75,3 \pm 18,3$	$24,1 \pm 4,1$

Alle Probanden waren Rechtshänder. Ein männlicher Studienteilnehmer gab an gelegentlich zu rauchen. Die beiden männlichen Probanden waren Mitarbeitende im produktiven Bereich und besaßen langjährige Arbeitserfahrung am untersuchten Arbeitsplatz. Die weiblichen Probanden besaßen hingegen nur jeweils eine Woche Erfahrung.

### 9.2.1.3 Beschreibung des Arbeitsplatzes

Erneut wurden Arbeitsplätze der Montagelinie, an denen die Anbringung der Unterbodenverkleidung erfolgte, betrachtet. Bis auf die Fahrzeuge, die an der entsprechenden Linie gebaut wurden, handelte es sich um denselben Arbeitsplatz der bereits in Kapitel 8.1.1.2 der Feldstudie 0.1 beschrieben wurde, wobei hierdurch die Verbauumfänge geringfügig variierten.

### 9.2.1.4 Versuchsablauf

Der Versuchsablauf ist schematisch in Abbildung 52 dargestellt. Während der Vorbereitungsphase wurde den Probanden zuerst der Zweck und Inhalt der Studie erläutert – insbesondere wurde auf die Wirkweise der Messtechnik und des Exoskelettes eingegangen – und eine schriftliche Einwilligung eingeholt (1). Im nächsten Schritt wurden die demographischen Daten und die anthropometrischen Maße erhoben (2). Anschließend wurde das Messequipment nach den Beschreibungen in Kapitel 7.2 vorbereitet (3). Dies umfasste das Einsetzen einer neuen, vorkalibrierten Einweg-Volumenturbine, die Kalibrierung des O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub>-Sensors gegenüber der Umgebungsluft, die Auswahl der passenden Atemmaske sowie das Anpassen des Pulsgurtes an den Brustumfang. Die für die Messung erforderlichen Daten wurden abschließend in die Ergospirometrie-Software übernommen. Im nächsten Schritt wurde das Exoskelett eingestellt (vgl. Ka-

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

pitel 7.4.1.1) und die Kraftunterstützung (vgl. Kapitel 7.4.1.5) angepasst (4). Im weiteren Verlauf durchliefen die Probanden eine Eingewöhnungsphase (5), in der sie sich an die taktgebundene Tätigkeit mit Exoskelett gewöhnen konnten. Bedarfsweise wurde das Exoskelett nachgestellt. Nach der Eingewöhnungsphase wurde der Proband mit der Messtechnik ausgestattet (6). Angelegt wurde der mit Ultraschallgel versehene Brustgurt inklusive Herzschlagsensor und der Tragegurt mit Ergospirometrie-system für den mobilen Einsatz. Im Falle der Interventionsbedingung *Exo* wurde im selben Schritt zusätzlich das Exoskelett angelegt.

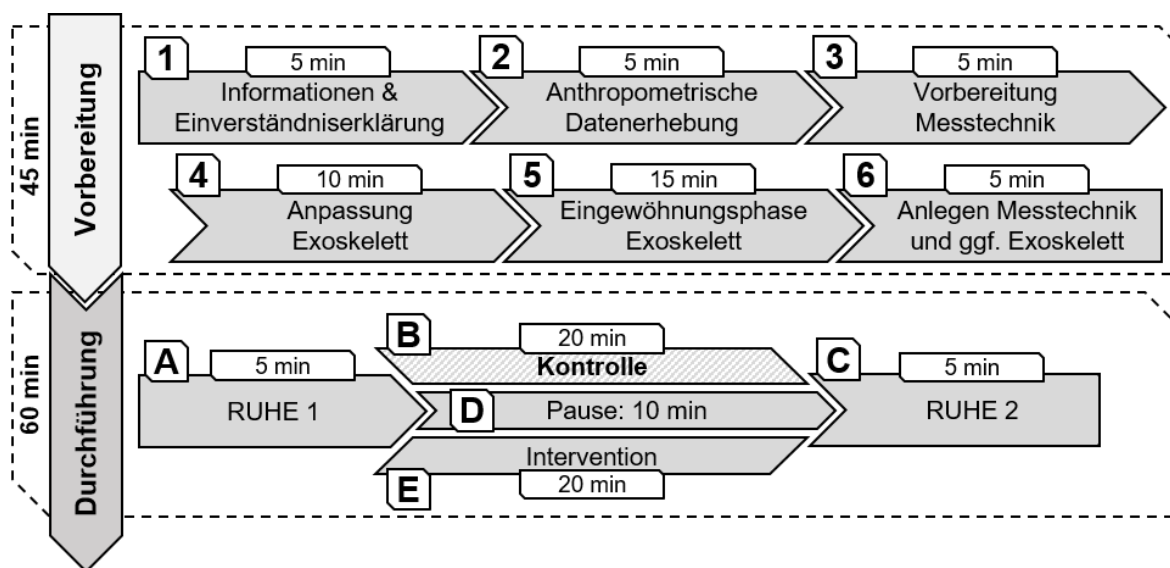


Abbildung 52: Schematischer Versuchsablauf der Hauptstudie 1.1

Die Durchführungsphase gliederte sich pro Versuchsbedingung (Kontrollbedingung: *NoExo*; Intervention: *Exo*) in drei Phasen auf. Auf einem Stuhl sitzend, durchlief jeder Proband eine erste, fünfminütige Ruhephase (*RUHE 1*, A). Daran schloss sich die Arbeitsphase ohne (*Kontrolle*, B) bzw. mit Exoskelett (*Intervention*, E) an, in der die Probanden ihrer regulären Tätigkeit nachgingen. Die Versuchsleiter setzten manuell den Start- und Ende-Marker per tragbarem Tablet. Für die spätere Auswertung konnten so die Ruhephasen und die einzelnen Takte der Arbeitsphasen voneinander getrennt und anschließend ausgewertet werden. Auslöser für den Start eines Taktes war die erste Bewegung der Tätigkeit. Der Abschluss eines Arbeitstaktes und damit das Setzen des Ende-Markers wurde durch das Bewegungsende des letzten Arbeitsschrittes definiert. Etwaige Nebentätigkeiten, wie etwa das Aufnehmen der zu verbauenden Unterbodenverkleidung oder die dafür benötigten Schrauben, wurden nicht berücksichtigt. Jeder Proband führte seine Tätigkeiten so lange aus, bis er mindestens zehn vollständige Arbeitstakte absolviert hatte. Nach Abschluss der Arbeitsphase durchliefen die Probanden erneut sitzend eine zweite Ruhephase (*RUHE 2*, C). Einem Within-Subject-Studiendesign folgend, durchliefen die Studienteilnehmer dasselbe Versuchsdesign

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

zweimal. Die Startversuchsbedingung wurde zwischen den einzelnen Probanden kontrolliert gewechselt und die Zuteilung der Probanden auf die Versuchsbedingungen und damit auf die Startversuchsbedingung wurde randomisiert, um Reihenfolge- und Lerneffekte zu verhindern.

### 9.2.1.5 Datenerhebung

Für die explorative Feldstudie wurden ausschließlich objektive Daten erhoben. Hierfür wurde das Ergospirometriegerät MetaMax im Tragegurt für den mobilen Einsatz und der Brustgurt zur Erfassung der Herzschlagfrequenz verwendet (vgl. Kapitel 7.2.3, 7.2.4). Ein Ziel der Studie war es herauszufinden, ob der Einfluss eines Exoskelettes auf die Ganzkörperbeanspruchung messbar sei. Die Aufnahme und Auswertung der beiden Parameter spezifische Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) und Herzschlagfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ) erschienen daher als ausreichend.

### 9.2.1.6 Datenanalyse

Die Verarbeitung der Daten erfolgte über Microsoft Excel 2013. Die Analyse der Ergospirometrie- sowie Herzschlagfrequenzdaten erfolgte manuell, wobei pro Arbeitszyklus für jede Versuchsbedingung ein Mittelwert gebildet wurde. Im Schnitt wurden pro Proband 7,5 Arbeitszyklen (Takte) für die Auswertung herangezogen. Die Spanne lag zwischen drei und maximal zwölf aufgenommenen Zyklen über alle Probanden hinweg. Eine Nachbearbeitung in Form von Interpolation der Datenpunkte erfolgte nicht. Geglättet wurden die Daten mit einem 3-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter, der standardmäßig durch das Ergospirometriegerät bzw. dessen Software angewandt wird (Cortex Biophysik GmbH, 2017a). Erneut wurden absolute Arbeitsumsätze pro Parameter nach Formel F-7 berechnet, welche im Ergebnisteil präsentiert werden. Die für die Berechnung der Arbeitswerte erforderlichen Ruhewerte berechneten sich analog den Beschreibungen aus Kapitel 9.1.1.6.5. Aufgrund eines Technikfehlers wurde für die beiden Probanden *VP01* und *VP02* nur jeweils eine Ruhemessung (*RUHE 1*) vor der jeweils ersten Versuchsbedingung aufgezeichnet. Die abschließende Ruhemessung (*RUHE 2*) wurde jeweils pro Versuchsbedingung und damit regulär zwei Mal je Proband aufgezeichnet. Für Proband *VP01* und *VP02* wurde daher jeweils nur ein Ruhewert für die Normalisierung herangezogen. Aufgrund einer geringen Probandenanzahl sowie dem Zweck einer reinen Überprüfung der Einsatzfähigkeit der Messtechnik im Feld wurden keine statistischen Analysen durchgeführt.

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

### 9.2.2 Ergebnisse

Der Arbeitspuls zeigte mit Intervention für den Proband *VP01* einen Rückgang um 6 Schläge pro Minute (relative Differenz: -63,7 %), für Proband *VP02* eine minimale Zunahme um 1 Schlag pro Minute (4,0 %). Bei den beiden Probanden *VP03* und *VP04* wurde jeweils eine Zunahme von 6 Schlägen (57,9 %) bzw. 5 Schlägen pro Minute (33,7 %) verzeichnet.

In Interventionsbedingung wurde für die spezifische Sauerstoffaufnahme für Proband *VP01* eine geringe Zunahme von 0,09 ml/min/kg (relative Differenz: 2,3 %) festgestellt. Für den Probanden *VP02* ergab sich eine Reduktion um -0,61 ml/min/kg (-9,5 %), während die Probanden *VP03* (0,45 ml/min/kg, 10,0 %) und *VP04* (0,77 ml/min/kg, 26,8 %) jeweils eine höhere spezifische Sauerstoffaufnahme in der Interventionsbedingung verzeichneten.

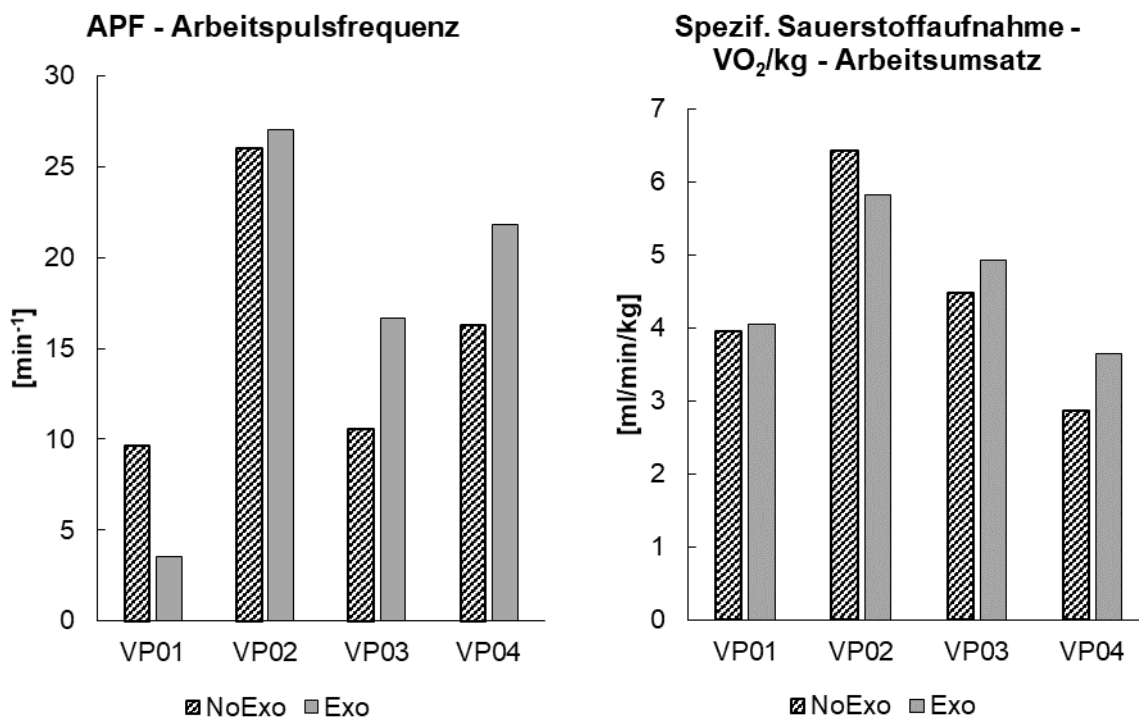


Abbildung 53: Arbeitspulsfrequenz und spezifische Sauerstoffaufnahme

Anhand der aufgenommenen Daten zeigte sich, dass innerhalb der zweiten Ruhephase (*RUHE 2*) bereits nach zwei Minuten wieder die Basiswerte der ersten Ruhephase (*RUHE 1*) erreicht wurden.



### 9.2.3 Diskussion

Die Ergebnisse zur objektiven Ganzkörperbeanspruchung bekräftigen die Vermutung, dass das Tragen eines Exoskelettes eine geringe, aber messbare Auswirkung auf die Physiologie des Trägers auch im Produktionsumfeld hat. Eine weitere Erkenntnis war, dass die Probanden individuell unterschiedlich auf die Intervention reagierten. Während das Überkopf-Exoskelett die Ganzkörperbeanspruchung der weiblichen, produktionsunerfahrenen Probanden (VP01, VP02) je nach Parameter entweder nur marginal oder stark positiv beeinflusste, ergaben sich bei den männlichen, produktionserfahrenen Teilnehmern (VP03, VP04) durchweg negativ zu wertende Effekte auf beide erhobene Parameter. Aufgrund der geringen Probandenanzahl und einer potenziellen Überlagerung von möglicherweise noch unbekanntem Effekten können die interindividuellen Unterschiede nicht erklärt werden. Marino (2019) berichtete ebenso von interindividuell variierenden gegensätzlichen Effekten auf die Gesamtkörperbeanspruchung (Herzschlagfrequenz) beim Vergleich derselben Tätigkeit mit und ohne Überkopf-Exoskelett (*ShoulderX*). Auch hier lag die Vermutung nahe, dass verschiedene Probanden individuell unterschiedlich auf ein Exoskelett reagierten. Aufgrund einer geringen Probandenzahl ( $n = 4$ ), konnte Marino keine systematische Variation erkennen. Weiterhin stellte er fest, dass aufgrund der geringen metabolischen Unterschiede, die für den Träger subjektiv nicht feststellbar waren, eine subjektive Erhebung der Beanspruchung zusätzlich zur Erhebung von objektiven Beanspruchungsdaten unerlässlich sei.

Die Erkenntnisse über eine verkürzte Ruhephase werden durch die Ergebnisse von Schmalz et al. (2019) gestützt, die eine zweiminütige Ruhephase vor und nach einer Messung als ausreichend auswiesen.

Die explorative Feldstudie zeigte außerdem, dass das OEMG- und NIRS-Verfahren für einen Einsatz im Produktionsumfeld nicht geeignet sind (vgl. Tabelle 10).

## Studie 1: Hauptstudie zur Erfassung des physiologischen Einflusses

---

Tabelle 10: Bewertung der Eignung der objektiven lokalen Messverfahren

Bereich	Begründung
Vorbereitungsphase	Die Vorbereitungsphase verlängert sich um ein Vielfaches, sobald Messverfahren wie OEMG und/oder NIRS eingesetzt werden (Vorbereitung der Haut, Platzierung Elektroden bzw. Sensorik, MVC-Normalisierung etc.). Diese erheblich längeren Ausfallzeiten eines Mitarbeitenden im regulären Betrieb sind nicht über freie Mitarbeitende, genannt <i>Springer</i> oder <i>Vorarbeiter</i> , zu kompensieren. Zusätzliche Kapazitäten ziehen erheblichen Personalmehraufwand nach sich, der für die Feldstudien nicht zu Verfügung stand.
Persönlichkeitsrechte	Die Vorbereitung der Haut sowie die Platzierung der Sensoren stellen einen Eingriff in die Persönlichkeitsrechte der Probanden dar, da einerseits die Haut rasiert werden müsste und andererseits diese über einen längeren Zeitraum mit teilweise entblößtem Oberkörper exponiert wären. Da keine Räumlichkeiten für eine ausreichende Privatsphäre während der Präparationsphase zu Verfügung standen, wurde entschieden, dass dies den Probanden nicht zuzumuten sei.
Sensorik	Das Tragen von einheitlicher Arbeitskleidung ist in allen Produktionsbereichen vorgeschrieben, welche eng am Körper anliegt. Häufiger Kontakt zwischen der Sensorik und der Arbeitskleidung kann daher nicht ausgeschlossen werden. Dieses Problem wird noch zusätzlichen durch den mobilen Einsatz des Ergospirometrieerätes vergrößert, bei dem der Proband das Messgerät in dem Tragegurt auf Brusthöhe trägt. OEMG-/NIRS-Sensoren reagieren sehr empfindlich auf nur leichte Berührungen, die dann zu fehlerbehafteten Signalen führen (Maurice et al., 2019).

### 9.2.4 Zusammenfassung

Die explorative Feldstudie konnte zeigen, dass sich das Ergospirometrie-Messverfahren und die Herzschlagfrequenzmessung für die Erfassung der objektiven Gesamtkörperbeanspruchung im Produktionsumfeld zur Evaluierung eines Überkopf-Exoskelettes grundsätzlich eignen. Die wichtigsten Erkenntnisse der explorativen Feldstudie und die sich daraus ergebenden Konsequenzen für zukünftige Feldstudien sind:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die Veränderung der objektiven Ganzkörperbeanspruchung beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes während Überkopfarbeit ist messtechnisch erfassbar. Die Messtechnik ist im mobilen Einsatz für die Anwendung im Produktionsumfeld geeignet.
- Die Messtechnik zur objektiven Erfassung von lokalen Effekten mittels direkt auf dem Probanden angebrachten Sensoren beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes birgt hohe Risiken hinsichtlich valider Ergebnisse und ist im produzierenden Umfeld eher ungeeignet. Darüber hinaus wäre ihr Einsatz mit hohen Personalaufwänden verbunden.
- Die objektive Beanspruchungsmessung ergab interindividuelle und teilweise gegensätzliche Ergebnisse. Für eine weitere Evaluation unter realen Arbeitsbedingungen sollte ein größeres Probandenkollektiv betrachtet werden.
- Eine fünfminütige zweite Ruhemessung nach Abschluss einer Versuchsbedingung scheint überdimensioniert. Bereits nach nur zwei Minuten werden die Werte der ersten Ruhephase erreicht.
- Neben einer objektiven Beanspruchungsmessung sollte zusätzlich die subjektive Beanspruchung ermittelt werden, um die Validität von interindividuellen, teilweise gegensätzlichen Ergebnissen überprüfen zu können.

## 10 Studie 2: Evaluationsstudie

Die Ergebnisse der Hauptstudie 1.1 konnten zeigen, dass zumindest Teile der Messmethodik für die mobile Anwendung im industriellen Umfeld geeignet sind, ohne Arbeitsabläufe übermäßig zu stören bzw. zu alternieren oder aber unverhältnismäßig große Aufwände zu verursachen. Im Kontext der ergonomischen Beurteilung von Exoskeletten sind Laborstudien in der Lage einzelne Effekte und Auswirkungen auf die Physiologie des Trägers in bestimmten, abgegrenzten Situationen offen zu legen. Sie dienen als Vorläufer zu Feldstudien, die als globale Validierung der Geräte angesehen werden (Maurice et al., 2019). Die Kombination aus einer oder mehreren vorgelagerten Laborstudien und einer oder mehrerer nachgelagerter Feldstudien gilt als guter Forschungsansatz, um Erkenntnisse, die in kontrollierten Laborexperimenten entstanden sind, unter Feldbedingungen zu überprüfen (Aziz, 2017). Ziel der beiden Evaluationsstudien war es, die Erkenntnisse aus dem Labor anhand eines realen Anwendungsszenarios zu validieren. Konkret wurden die übergeordneten Forschungshypothesen nun gleichermaßen unter realen Feldbedingungen überprüft. Für die ergonomische Evaluation wurden zwei repräsentative Arbeitsbereiche aus der Automobilproduktion ausgewählt, in denen regelmäßig Überkopftätigkeiten ausgeführt werden und in denen der Einsatz von Überkopf-Exoskeletten als ergonomische Maßnahme angestrebt wurde.

### 10.1 Evaluationsstudie 2.0: Feldversuch

Innerhalb der ersten Feldstudie wurden zwei Arbeitsplätze aus der Lackiererei betrachtet, in denen Überkopftätigkeit geleistet wird. Die Ergebnisse der ersten Evaluationsstudie sind in Teilen unter dem Titel *Feldstudie zur Erfassung des Einflusses eines Exoskelettes auf Energieumsatz, Arbeitspuls und subjektive Beanspruchung bei der Überkopfarbeit in der Lackiererei eines Automobilherstellers* (Hefferle & Kluth, 2020) veröffentlicht.

#### 10.1.1 Methodik

##### 10.1.1.1 Exoskelett

In der Feldstudie kam erneut das in Kapitel 7.4.1.1 beschriebene Überkopf-Exoskelett PAEXO zum Einsatz. Die Einstellung der Kraftunterstützung erfolgte wieder nach den

## Studie 2: Evaluationsstudie

Beschreibungen in Kapitel 7.4.1.5. Am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* betragen Mittelwert und Standardabweichung  $7,60 \pm 0,9$  der zehnstufigen Skala (entspricht ca.  $9,1 \pm 1,1$  Nm Unterstützungsmoment) und wurde damit durchschnittlich auf 76 % der maximalen Unterstützungskraft eingestellt. Sie unterschied sich abermals nur marginal zu den Werten der Laborstudie 1.0 (vgl. 9.1.1.1, Einstellung:  $7,55 \pm 1,5$  bzw.  $9,1 \pm 1,8$  Nm) und der explorativen Feldstudie 1.1 (vgl. 9.2.1.1, Einstellung:  $7,60 \pm 0,6$  bzw.  $9,1 \pm 0,7$  Nm). Am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* (Polyvinylchlorid, Erklärung in Kapitel 10.1.1.3) lag die durchschnittliche Unterstützungskraft mit  $6,90 \pm 0,4$  der zehnstufigen Skala (entspricht ca.  $8,3 \pm 0,5$  Nm Unterstützungsmoment) etwas niedriger. Im Mittel also bei ca. 69 % der maximal möglichen Unterstützung.

### 10.1.1.2 Probanden

Für die Feldstudie wurden ursprünglich 15 Probanden rekrutiert, wobei einer der Probanden den Versuch bereits vor dem Start abbrach, da er nicht bereit war die Body-Map auszufüllen bzw. die objektive Messtechnik zu tragen. Damit ergab sich das Probandenkollektiv zu 14 Teilnehmern. Zehn Probanden, bestehend aus sieben Männern und drei Frauen wurden am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* und vier Männer am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* untersucht. Die gemittelten anthropometrischen Daten (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) der Studienteilnehmer können der Tabelle 11 entnommen werden.

*Tabelle 11: Charakteristika des Probandenkollektivs der Evaluationsstudie 2.0*

Arbeitsplatz	Probanden	Alter [y]	Statur [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
Unterbodenstopfen	10 (7m, 3w)	$28,4 \pm 9,3$	$177,8 \pm 9,3$	$75,5 \pm 13,3$	$23,8 \pm 3,5$
PVC-Verstrich	4 (4m)	$35,5 \pm 9,0$	$171,5 \pm 3,2$	$79,8 \pm 6,2$	$27,1 \pm 1,8$

Sämtliche Probanden waren ausschließlich Rechtshänder. Die Probanden des Arbeitsplatzes *Unterbodenstopfen* besaßen eine durchschnittliche Erfahrung von  $5,1 \pm 13,1$  Monaten ( $0,4 \pm 1,1$  Jahre). Fünf männliche Probanden waren Mitarbeitende im produktiven Bereich, die verbleibenden Probanden und Probandinnen aus der ersten Kohorte waren Mitarbeitende aus dem indirekten Bereich mit nur eingeschränkter Produktionserfahrung. Ihre körperliche Fitness bewerteten die Probanden auf einer 10-stufigen VAS-Skala mit  $6,7 \pm 1,3$  bei einer Spannweite von 5 bis 9, wobei der Wert 10 den höchsten Fitnesslevel widerspiegelte. Am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* besaßen die vier Probanden  $70,0 \pm 97,9$  Monate ( $5,8 \pm 8,2$  Jahre) Produktionserfahrung am Ar-

## Studie 2: Evaluationsstudie

beitsplatz und waren damit deutlich erfahrener als am ersten Arbeitsplatz. Den körperlichen Fitnesslevel bewerteten die Probanden mit  $4,0 \pm 1,7$  bei einer Spannweite von 2 bis 5.

### 10.1.1.3 Beschreibung der Arbeitsplätze

Die Arbeitsanalyse wurden an Arbeitsplätzen durchgeführt, die in den Lackierereistraßen von Automobilherstellern typischerweise existieren. Für die Aufbringung des Basislacks – die Grundierung, auch KTL-Grundlackierung (Kathodische Tauchlackierung) genannt – wird die gesamte Rohkarosse durch ein Lackbad geschwenkt. Prozessbedingt muss der überflüssige Lack aus dem Innenraum wieder abfließen können. Sichertgestellt wird das über in die Karosse eingebrachte Löcher. Damit das fertig produzierte Fahrzeug gegenüber Wasser und Schmutz nach außen hin dicht ist, werden die Löcher am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* wieder verschlossen.



Abbildung 54: Unterbodenstopfen setzen mit (links) und ohne Exoskelett (rechts) sowie angelegter Messtechnik

Bei den Stopfen handelt es sich um rundliche stöpselförmige Zapfen aus hartem Kunststoff mit unterschiedlichen Durchmessern, die die Karosserie abdichten. Zur Abgrenzung sei erwähnt, dass auch Varianten aus weichem Kunststoff existieren, die in späteren Produktionsabschnitten in der Montage verbaut werden. Die abzudichtenden

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Löcher der lackierten Karosse verteilen sich über die gesamte Fläche des Unterbodens. Eine Schwenkvorrichtung als ergonomische Maßnahme, welche die Karosserie um 90° zur Seite schwenkt, würde daher nur einen geringen ergonomischen Vorteil bringen, da der Großteil der Montagetätigkeit dann in stark vorgebückter Körperhaltung bzw. weiterhin in Überkopfarbeit durchzuführen wäre. Aufgrund der hohen Investitionskosten von Schwenkmontageanlagen in Verbindung mit den geringen Vor- bzw. sogar Nachteilen wurde am untersuchten Arbeitsplatz auf die Anlage verzichtet und der gesamte Arbeitsvorgang wird in Überkopfarbeitshaltung ausgeführt. Für die vorliegende Untersuchung montierte der Mitarbeitende 13 Stopfen (8x D35, 2x D25, 3x D20; (D)urchmesser in mm) am Unterboden der Karosserie. Im ersten Schritt entnahm der Mitarbeitende die zu montierenden Stopfen aus bereitgestellten Kleinladeträgern (KLT), positionierte sich anschließend mittig im Tunnel unterhalb des Fahrzeuges und verbaute dann beidhändig die Stopfen (Anmerkung: Beim Fahrzeugtunnel handelt es sich um eine Aussparung im Karosserieunterboden bei heckgetriebenen Fahrzeugen, in denen später der Antriebsstrang verbaut wird). Das Hand-Arm-Schulter-System wird hierbei symmetrisch belastet. Die Taktzeit des beschriebenen Arbeitsplatzes lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei rund 70 Sekunden.

Der Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* befindet sich in Bezug auf den Produktionsfluss hinter dem Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*. Nach dem Einbringen und anschließendem Aushärten der verbauten Kunststoffstopfen in Industrieöfen, wird zähflüssiges PVC auf Teilen der Karosserie angebracht. Ziel ist es, die Schweißnähte der Rohkarosse abzudichten, welche durch das Verschweißen der Einzelteile zu einer Gesamtkarosserie entstehen. Für die vollständige Nahtversiegelung wird das PVC auf einer vollautomatisierten Roboterstraße appliziert. Prozessbedingt kommt es bei der Applikation durch die Roboter zu einer unvollständigen Versiegelung an für den Roboter schwer zugänglichen Stellen. Ohne manuelle Nacharbeit ergäben sich undichte Stellen, welche später zu Korrosion aufgrund von Wasser- und Schmutzeintritt führen würden. Die Aufgabe der Mitarbeitenden am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* besteht darin das unvollständig applizierte PVC mittels Pinsel manuell an den entsprechenden qualitätsmangelbehafteten Stellen zu verteilen. Innerhalb einer Taktzeit von rund 130 Sekunden wird durch die Mitarbeitenden der hintere Radlaufauslauf unten und oben links sowie der Metallfalz des Karosserieträgers der Frontpartie jeweils beidseitig bearbeitet. Ausgewählte Arbeitsschritte sind in Abbildung 55 dargestellt.





*Abbildung 55: Manueller Nahtverstrich am Radlaufauslauf unten, Radlaufauslauf oben links und am Metallfalz (von links oben nach rechts unten)*

### 10.1.1.4 Versuchsablauf

Der Versuchsablauf glich in beinahe allen Punkten dem Vorgehen der explorativen Feldstudie 1.1 (vgl. Kapitel 9.2.1.4). Die bereits bekannten Teile des Ablaufs werden



## Studie 2: Evaluationsstudie

im Nachfolgenden nur kurz erläutert, der Fokus liegt auf der Beschreibung der Unterschiede. Schematisch ist der Ablauf in Abbildung 56 dargestellt.

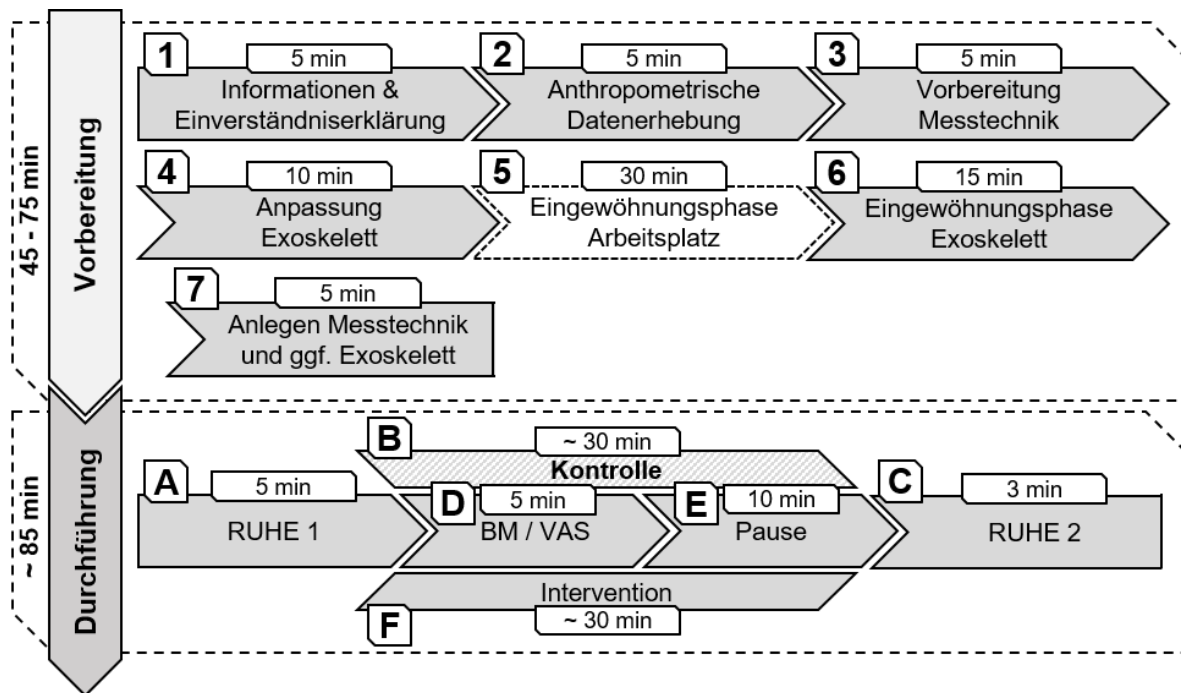


Abbildung 56: Schematischer Versuchsablauf der Evaluationsstudie 2.0

Die Schritte (1), (2), (3) und (4) entsprachen unverändert dem Vorgehen der Feldstudie 1.1. Nach der Anpassung des Exoskelettes (4) wurden die fünf produktionsunerfahrenen Probanden des Arbeitsplatzes *Unterbodenstopfen* in die Tätigkeit eingewiesen und sie absolvierten eine Eingewöhnungsphase (5), welche mindestens 30 Minuten andauerte. Anschließend waren die produktionsunerfahrenen Probanden in der Lage den Takt in derselben Zeit und Präzision wie der verbleibende produktionserfahrene Teil des Probandenkollektivs zu absolvieren. Die Probanden der zweiten Kohorte am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* besaßen ausnahmslos langjährige Produktionserfahrung, weshalb die Arbeitsplatzeingewöhnungsphase entfiel. Jeder Proband führte die jeweils erforderlichen Tätigkeiten an seinem Arbeitsplatz mit Exoskelett (6) so lange aus, bis er selbst und die Versuchsleitung der Meinung war, dass sich die Arbeitsausführung mit und ohne Intervention nicht mehr unterschied. In Schritt (7) wurden analog der explorativen Feldstudie 1.1 die Messtechnik und je nach Versuchsbedingung das Exoskelett zusätzlich angelegt. Die Vorbereitungsphase dauerte, je nachdem ob eine Arbeitsplatzeingewöhnungsphase (5) erforderlich war, zwischen 45 bis 75 Minuten.

Auch die Durchführungsphase unterschied sich nur unwesentlich von derjenigen der Feldstudie 1.1. Die anfängliche Ruhemessung (RUHE 1, A) sowie die Versuchsbedin-

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

gung (B) bzw. (F), je nachdem ob die Kontroll- oder Interventionsbedingung durchlaufen wurde, verliefen analog zur Feldstudie 1.1, unterschieden sich jedoch hinsichtlich der Länge der Arbeitsphase (Taktzeit). Erneut wurden Anfangs- und Endmarker durch die Versuchsleitung manuell gesetzt, um die Ruhephasen und die einzelnen Takte der Arbeitsphasen voneinander trennen und später einzeln auswerten zu können. Die erste Bewegung der Tätigkeit war abermals der Auslöser für den Start-Marker und der Abschluss der Bewegung des letzten Arbeitsschrittes markierte wiederum den Ende-Marker. Anfangs- und Ende-Marker schlossen damit die aktive Arbeitsphase (*Work*) ein. Die Nebentätigkeiten wie etwa das Aufnehmen von Stopfen aus bereitgestellten Materialkisten am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* oder das Abstreifen von am Pinsel überschüssigem PVC am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* entfielen analog. Die passive Arbeitsphase (*NoWork*) – definiert als Zeitraum zwischen Ende eines Arbeitstaktes und Anfang eines neuen Arbeitstaktes, in der der Mitarbeitende keine wertschöpfenden Tätigkeiten bzw. beschriebene Nebentätigkeiten leistete, wurde aufgrund der Markersetzung indirekt miterfasst, aber nicht weiter ausgewertet. Jeder Proband führte seine Tätigkeiten so lange aus, bis er mindestens zehn vollständige Arbeitstakte absolviert hatte. Aufgrund von unvorhersehbaren Störungen, wie etwa Bandstillstand oder unpassenden Versuchsträgern (d.h. andere Fahrzeugderivate mit veränderten Verbauumfängen), musste im Einzelfall von den Vorgaben abgewichen werden, da auf vorgegebene Pausenzeiten der Mitarbeitenden zu achten war. Mit Beendigung der Arbeitsphase durchliefen die Probanden erneut sitzend eine zweite Ruhephase (*RUHE 2, C*), welche aufgrund der Erkenntnisse der Feldstudie 1.1 (vgl. 9.2.2) auf drei Minuten verkürzt war. Zwischen den Versuchsbedingungen *Kontrolle* bzw. *Intervention* bewerteten die Probanden direkt im Anschluss an das Ende der zweiten Ruhephase (*RUHE 2*) ihr lokales und globales Beanspruchungsempfinden (D) mittels bereitgestellter Body-Map und VAS-Skala. Anschließend legten die Versuchsteilnehmer die Mess-technik und ggf. das Exoskelett ab und konnten sich vor Durchlauf der zweiten Versuchsbedingung rund zehn Minuten erholen (E). Analog dem Ablauf der Feldstudie 1.1 durchliefen die Studienteilnehmer nach der Pause dasselbe Versuchsdesign erneut. Ein kontrollierter Wechsel der Startversuchsbedingung zwischen den einzelnen Probanden sowie deren randomisierte Zuteilung auf die Versuchsbedingungen und damit auf die Startbedingung sollte Reihenfolge- und Lerneffekte minimieren.

### 10.1.1.5 Datenerhebung

#### 10.1.1.5.1 Subjektive Beanspruchung

Für die Erhebung der subjektiven Beanspruchung kamen die bereits in Kapitel 7.1 beschriebenen Methoden zum Einsatz. Die verwendete Body-Map zur Erfassung des

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

körperteilbezogenen Beanspruchungsempfindens unterschied zwischen der vorderen Körperseite mit zwölf verschiedenen Körperteilen und der rückwärtigen Körperseite mit sechs unterschiedlichen Körperteilen. Für die Erhebung der Ganzkörperbeanspruchung wurde erneut dieselbe, bereits aus Kapitel 7.1.2 bekannte VAS-Skala verwendet. Body-Map und VAS-Skala finden sich beide im elektronischen Anhang der Arbeit.

### 10.1.1.5.2 Objektive Beanspruchung

Für die Aufnahme der objektiven Daten wurde erneut das Ergospirometriegerät Meta-Max im mobilen Einsatz in Verbindung mit dem Brustgurt zur Erfassung der Herzschlagfrequenz verwendet (vgl. Kapitel 7.2.3, 7.2.4). Für die spätere Auswertung wurde die Herzschlagfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ), die absolute sowie die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2$ ,  $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) und der Energieumsatz ( $\text{kcal/h}$ ) erfasst.

### 10.1.1.6 Datenanalyse

#### 10.1.1.6.1 Subjektive Beanspruchung

Die Angaben der Body-Map und der VAS-Skala wurden als Microsoft Excel-Tabellen je Proband digitalisiert und per Matlab-Software automatisiert verarbeitet sowie statistisch ausgewertet. Die Berechnung der relativen Beanspruchungsdifferenzen erfolgten abermals per Formel F-4 (vgl. 8.1.1.6). Die ordinalskalierten Daten wurden für die Probandenschar des Arbeitsplatzes *Unterbodenstopfen* mittels nicht-parametrischem WVR-Test ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde a priori auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt. Aufgrund der geringen Probandenanzahl konnten für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* keine statistischen Tests angewandt werden und der Ergebnisbericht beschränkt sich auf deskriptive Statistiken.

#### 10.1.1.6.2 Objektive Beanspruchung

Die Datenanalyse der objektiven Messdaten umfasste die Datennachbearbeitung und -verarbeitung sowie die statistische Auswertung. Die Nachbearbeitung schloss die Kontrolle und die manuelle Benennung der Marker innerhalb der Messsoftware auf Basis der handschriftlich angefertigten Versuchsprotokolle mit ein. Für die Datenverarbeitung wurden die Rohmessdaten aus der Softwareumgebung im Tabellenformat (\*.xlsx) ausgeleitet und manuell in \*.csv-Dateien umgewandelt. Matlab-Skripte prozessierten die Daten vollautomatisiert weiter. Die für die Datenauswertung verwendeten Skripte finden sich im elektronischen Anhang der Arbeit. Ein Flussdiagramm der Auswertelogik ist dem Anhang APP-ES20-2 beigelegt. Für die statistische Auswertung

## Studie 2: Evaluationsstudie

wurden die Programme SPSS Version 20 und Microsoft Excel 2013 herangezogen. Ergebnisaufbereitung und -darstellung erfolgten abermals in Microsoft Excel. Die Datenpunktinterpolation inkl. der Umrechnung der Uhrzeitformate in fortlaufende Sekunden sowie die Glättung der Daten (10-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter) verlief analog den Beschreibungen in Kapitel 9.1.1.6.5. Die aufgezeichneten Datenströme unterteilten sich in Bezug auf deren Auswertung in vier Phasen pro Versuchsbedingung, welche in Tabelle 12 dargestellt sind.

Tabelle 12: Phasen der Datenauswertung der Evaluationsstudie 2.0

Phasenbezeichnung	Dauer	Merkmal
RUHE 1	1 x 5 min	Ruhemessung im Sitzen
Work	ca. 10 x 70 – 130s	Aktive Arbeitsphase
NoWork	ca. 9 x 40 – 700s	Passive Arbeitsphase
RUHE 2	1 x 3 min	Ruhemessung im Sitzen

Die Phase *NoWork* wurde wie bereits beschrieben für die weitere Datenauswertung nicht betrachtet (vgl. Abbildung 57, ausgegrautes *NoWork*-Fenster). Damit ergeben sich jeweils pro Versuchsbedingung die Phasen, *RUHE 1*, *Work* und *RUHE 2*, wobei sich die Phase *Work* entsprechend der Anzahl der Arbeitszyklen wiederholte. Die nachfolgenden Auswerteschritte wurden gleichermaßen für alle objektiven Messparameter durchlaufen. Abbildung 57 zeigt eine schematische Darstellung der Methode der Datenauswertung am Beispiel der Herzschlagfrequenz für einen Probanden.

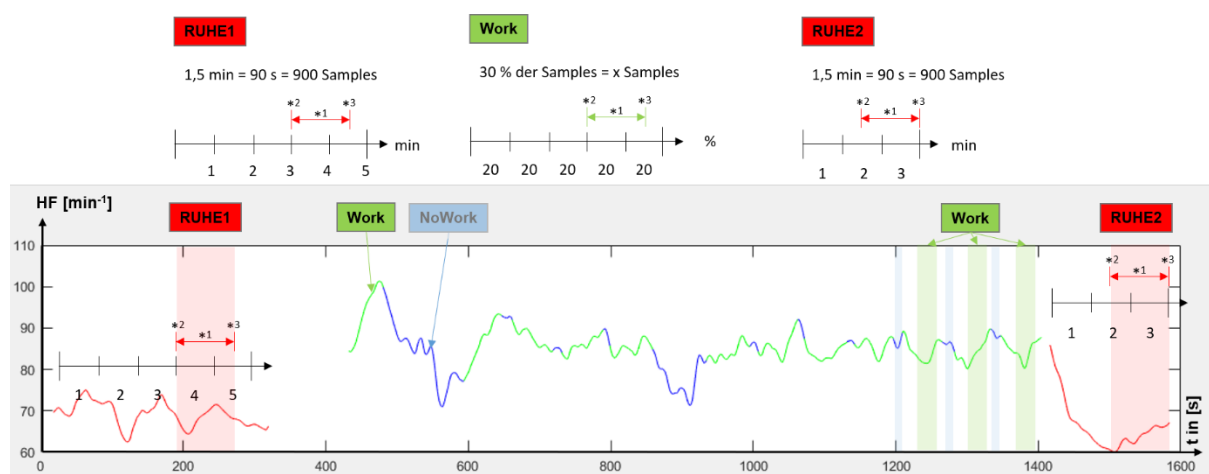


Abbildung 57: Methodik zur Auswertung der Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz der Evaluationsstudie 2.0; Phasen der Datenauswertung: Ruhe-Phasen rot; Work-Phase grün; NoWork-Phase blau;

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Eine detailliertere Darstellung findet sich im Anhang APP-ES20-2. Die Auswahl und Begründung für die Zeitfenster der Ruhemessungen verhalten sich analog den Ausführungen in Kapitel 9.1.1.6.5.

Es kann angenommen werden, dass bereits nach zehn (Kroidl et al., 2015) bzw. 15 Minuten (Sämman, 1970; Whitfield et al., 2014) der Steady-State Zustand sicher erreicht wird. Beide Zeiträume wurden in der vorliegenden Studie überschritten. Im Rahmen der Datenauswertung wurde die Annahme über manuelles Sichten der Daten überprüft. Hierfür wurde eine Trendlinie durch die zweite Hälfte des Datensatzes gelegt und die Steigung überprüft (vgl. Anhang APP-ES20-1). War weder eine positive noch eine negative Steigung zu verzeichnen, durfte die Voraussetzung eines Steady-State Zustandes als erfüllt angesehen werden. Bei ergospirometrischen Untersuchungen bzw. bei Herzschlagfrequenzmessung ist es gängig das Ende eines Arbeitsvorganges zu untersuchen (Baltrusch et al., 2019; Mooney et al., 2014; Schmalz et al., 2019), um einen Datenausschnitt während des angenommenen Steady-State Zustandes zu erhalten. Um einen validen Datenausschnitt auszuwerten und gleichzeitig das Risiko der Auswahl einer einzigen und dann fehlerbehafteten Arbeitsphase zu minimieren, wurden jeweils die letzten drei Arbeitsphasen pro Versuchsbedingung und Proband für die Auswertung herangezogen (vgl. Abbildung 57, drei grün dargestellte *Work-Fenster*). Innerhalb der letzten drei Arbeitstakte wurde jeweils ein Zeitfenster über 30 % der Daten gewählt, welches 60 % nach dem Start des jeweiligen Arbeitstaktes begann und 10 % vor Abschluss des Arbeitstaktes endete. Da die Länge eines einzelnen Arbeitstaktes und damit einer einzelnen Arbeitsphase jeweils von der Schnelligkeit der Ausführung durch den jeweiligen Probanden abhing und damit einer gewissen Schwankungsbreite unterlag, wurde das ausgewählte Zeitfensters auf prozentualer Basis definiert. Um dem Umstand Rechnung zu tragen, dass das kardiopulmonale System mit einer Verzögerung auf eine erhöhte Beanspruchung reagierte, wurden die 30 % der Daten zum Ende eines Arbeitstaktes gewählt. Das Abschneiden der letzten 10 % des jeweiligen Datensatzes sollte potenzielle Störfaktoren der Messsignale, wie beispielsweise ein nicht exakt gesetzter Ende-Marker, minimieren. Der gewählte Datenausschnitt entsprach daher in etwa demselben Fenster wie dem der Hauptstudie 1.0 (vgl. Abbildung 40) und folgte derselben, in Kapitel 9.1.1.6.5 gelieferten Begründung. Eine Sensitivitätsanalyse, bei der die Mittelwerte der zehn Probanden der ersten Kohorte beispielhaft für den Arbeitsenergieumsatz für drei weitere Zeitfenster mit dem Referenzzeitfenster verglichen wurden, ergab außerdem, dass bei den Mittelwerten lediglich relative Unterschiede von maximal 3,4 % entstünden (vgl. Anhang APP-ES20-1). Die Sensitivität des Verfahrens zur Evaluierung der betrachteten Tätigkeitszeiträume kann daher als äußerst gering eingestuft werden und die Wahl der Zeitfenster als va-

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

lide betrachtet werden. Aus den drei letzten Arbeitstakten wurde dann ein gemeinsamer Mittelwert pro gemessenen Parameter gebildet. In der zweiten Ruhephase wurde erneut ein Zeitfenster von 90 Sekunden vor Ende der dreiminütigen Ruhephase gewählt, wobei der Faktor Nervosität hier entfiel. Aus den Mittelwerten der beiden Ruhephasen wurde ein gemeinsamer Ruhemittelwert errechnet, wobei bei einer Probandin der ersten Kohorte aufgrund eines Messfehlers nur Ruhephase 1 herangezogen werden konnte. Damit ein Vergleich der Werte der Probanden erfolgen konnte, wurde zur Normalisierung pro Parameter der jeweilige gemittelte Ruhewert abgezogen, sodass sich für jeden Parameter absolute Umsatz- bzw. Arbeitswerte ergaben. Die Berechnung erfolgte wiederum per Formel F-7 (vgl. Kapitel 9.1.1.6.5). Zusätzlich wurde der relative Umsatz- bzw. Arbeitsanstieg per Formel F-8 in Bezug zum Ruhewert pro Parameter ermittelt, nachfolgend beispielhaft für die Herzschlagfrequenz.

$$\Delta\text{Arbeitspulsfrequenz} = \frac{(HF_{\text{Arbeit}} - HF_{\text{Ruhe}})}{HF_{\text{Ruhe}}} * 100 \% \quad \text{F-8}$$

Für die statistische Auswertung wurden die normalisierten absoluten Umsatz- bzw. Arbeitswerte und der relative Umsatz- bzw. Arbeitsanstieg für alle erfassten Parameter ausgewertet. Im ersten Schritt wurden die Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Test (KS-Test) und SW-Test auf Normalverteilung geprüft (Field, 2011). Für den Vergleich der Mittelwerte der absoluten und der relativen Umsatzwerte zwischen der Kontroll- und Interventionsbedingung wurde der parametrische t-Test mit abhängiger Stichprobe gewählt, wobei a priori  $\alpha = 0,05$  gesetzt wurde.

### 10.1.2 Ergebnisse

#### 10.1.2.1 Subjektive Beanspruchung

Für die oberen Extremitäten wurde eine statistisch signifikante Reduktionen für den rechten ( $p = 0,008$ ) und linken ( $p = 0,047$ ) Oberarm gefunden. Die größte Beanspruchung in Bezug zu allen Körperteilen bzw. -regionen gaben die Probanden für die Region *Hand & Finger*, jeweils rechts und links, an. Für die Bereiche *Unterarm* und *Ellenbogen* zeigten sich Tendenzen einer Reduktion der empfundenen Beanspruchung zwischen Intervention und Kontrollbedingung, die allerdings statistisch nicht relevant ausfielen (vgl. auch Abbildung 58).

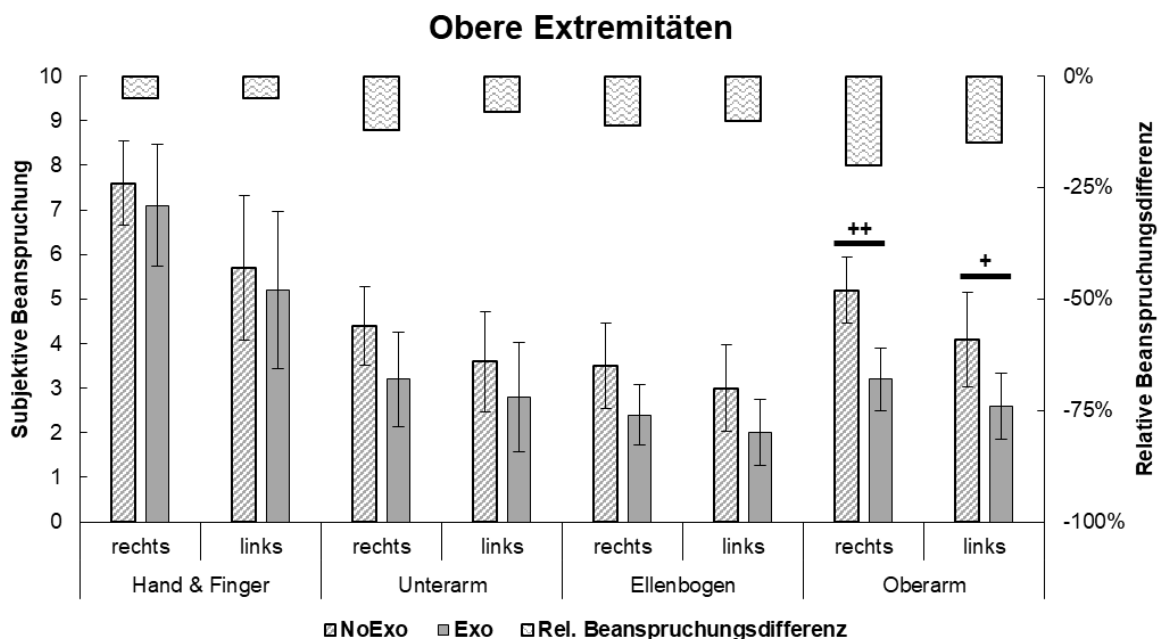


Abbildung 58: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven körperteilbezogene Beanspruchung der oberen Extremitäten für den Arbeitsplatz Unterbodenstopfen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Für die Region *Schultern vorne* ergaben sich jeweils relative Reduktionsraten von -35 % ( $p = 0,004$ ) für rechts bzw. -31 % ( $p = 0,016$ ) für links im Beanspruchungsempfinden. Die Bereiche *Rumpf oben* sowie *Rumpf unten* zeigten geringe Tendenzen einer Reduktion, waren dabei aber statistisch nicht signifikant. Für die Körperbereiche *Schultern hinten* konnten jeweils relative Reduktionsraten von -26 % ( $p = 0,016$ ) bzw. -25 % ( $p = 0,031$ ) für rechts bzw. links erhoben werden. Statistisch signifikante Reduktionen zwischen Intervention (*Exo*) und Kontrollbedingung (*NoExo*) stellte sich ebenfalls für die Körperteile *Wirbelsäule* (-14 %,  $p = 0,031$ ) und *Rücken oben* (-15 %,  $p = 0,031$ ) heraus. Für die Körperteile *Nacken* und *Rücken unten* wurde eine statistisch nicht signifikante Tendenz einer Reduktion festgestellt. Die empfundene Ganzkörperbeanspruchung reduzierte sich statistisch signifikant (-29 %,  $p = 0,004$ ). Box-Plot Darstellung und Diagramme zu den relativen Beanspruchungsdifferenzen finden sich im Anhang APP-ES20-1.

### 10.1.2.2 Objektive Beanspruchung

Bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  für den KS- und den SW-Test waren sämtliche Datensätze normalverteilt. Für die Probanden am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* ergab sich eine geringe, statistisch nicht signifikante Reduktion der Mittelwerte der

## Studie 2: Evaluationsstudie

normalisierten absoluten ( $-0,0038$  l/min) Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), bzw. deren Umsatzanstieg ( $-4,36$  %) mit Intervention gegenüber der Kontrollbedingung (vgl. Abbildung 59).

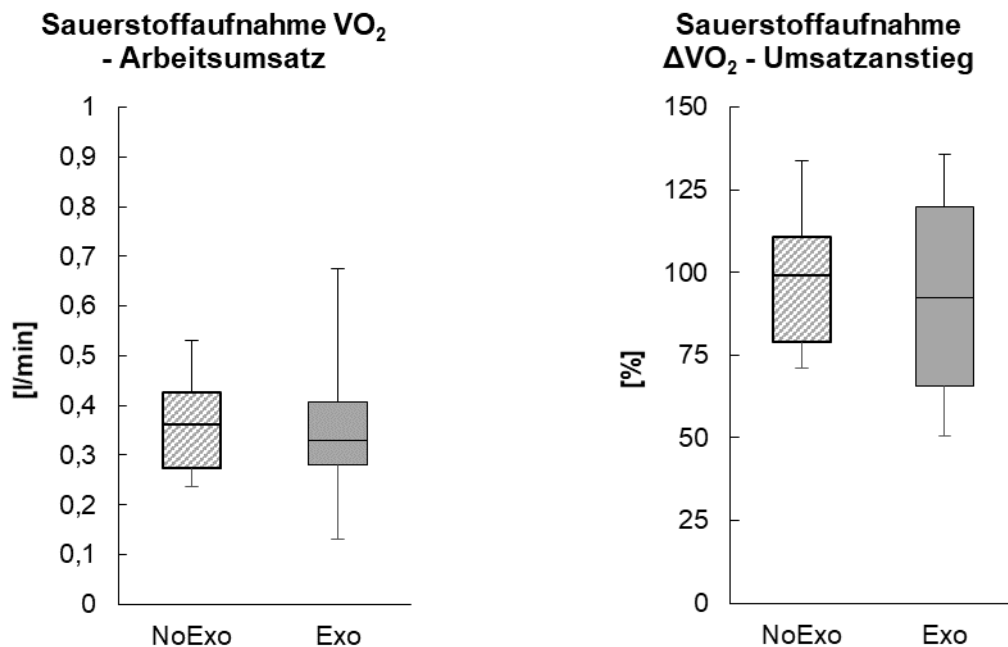


Abbildung 59: Normalisierter Sauerstoffaufnahme. Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) für die Probanden 1 – 10 (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Für die normalisierte absolute spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) bzw. deren Umsatzanstieg ( $-0,14$  ml/min/kg,  $-4,55$  %), für die Arbeitspulsfrequenz ( $min^{-1}$ ) bzw. deren Umsatzanstieg ( $-0,97$   $min^{-1}$ ,  $-1,46$  %) sowie für den normalisierten absoluten Energieumsatz (kcal/h) bzw. dessen Umsatzanstieg ( $-2,11$  kcal/h,  $-5,83$  %) zeigten sich statistisch nicht signifikante Reduktionen der Mittelwerte. Die detaillierten Box-Plot Grafiken zu den Ergebnissen finden sich Anhang APP-ES20-1. Für die vier Probanden am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* konnten aufgrund der geringen Probandenanzahl keine statistischen Tests durchgeführt werden und lediglich Angaben zur deskriptiven Statistik gemacht werden. Die normalisierte absolute Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ) bzw. der Umsatzanstieg ( $0,03$  l/min,  $9,26$  %) stieg tendenziell für die Intervention gegenüber der Kontrollbedingung an. Die normalisierte absolute spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) bzw. der Umsatzanstieg ( $0,43$  ml/min/kg,  $11,50$  %), die Arbeitspulsfrequenz ( $min^{-1}$ ) bzw. der Umsatzanstieg ( $0,62$   $min^{-1}$ ,  $1,21$  %) sowie der normalisierte absolute Energieumsatz (kcal/h) bzw. Umsatzanstieg ( $9,31$  kcal/h,  $10,25$  %), dargestellt in Abbildung 60, ließ gleichermaßen eine Tendenz zum Anstieg erkennen.



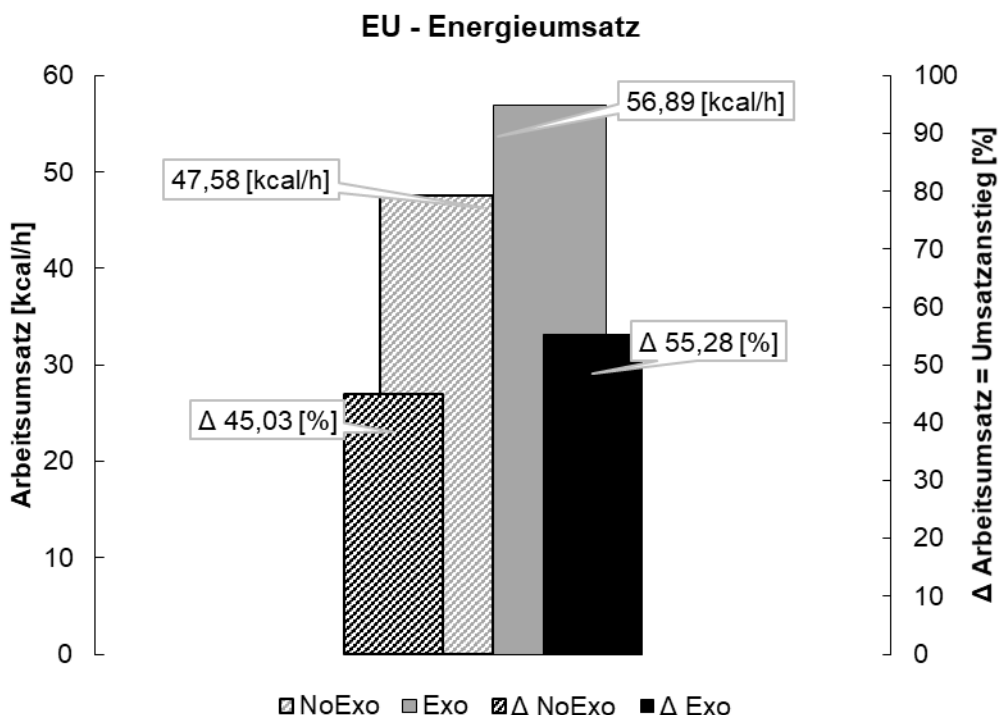


Abbildung 60: Normierter absoluter Energieumsatz und Umsatzanstieg am Arbeitsplatz PVC-Verstrich.

Die detaillierten Darstellungen zu den Arbeitsumsätzen für Sauerstoffaufnahme, spezifische Sauerstoffaufnahme sowie Arbeitspuls finden sich im Anhang APP-ES20-1.

### 10.1.3 Diskussion

Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* konnte aufgrund der niedrigen Probandenanzahl keine interferenzstatistische Auswertung durchgeführt werden. Die Ergebnisse des Arbeitsplatzes werden im nachfolgenden zwar diskutiert, für die Bewertung der Hypothesen indes nicht herangezogen. Weiterhin beschränkt sich die Diskussion auf die Hypothesen, die aufgrund der verkleinerten Messmethodik bewertbar sind.

#### 10.1.3.1 Subjektive Beanspruchung

---

**Hypothese 1-1:** Die subjektive lokale Beanspruchung ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Alle Ergebnisse der subjektiven Beanspruchung zeigten in Kontroll- und Interventionsbedingung einen höheren Wert für die rechte Körperseite. Für den Arbeitsplatz *Unter-*

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

*bodenstopfen* umspannten die relativen Unterschiede zwischen rechter und linker Körperseite 4 % (bspw. für die *Schultern vorne* und *hinten* mit Exoskelett) bis maximal 19 % (*Hände & Finger* mit und ohne Exoskelett). Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* waren die relativen Unterschiede zwischen linker und rechter Körperseite mit einer Spanne von 20 % (bspw. für *Hände & Finger* und *Schultern vorne*, jeweils mit Exoskelett) bis maximal 57 % (*Ellenbogen* ohne Exoskelett) deutlich größer. Sämtliche Studienteilnehmer waren Rechtshänder. Während die annähernd symmetrische Belastung am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* die Diskrepanz zwischen rechts und links im Vergleich gering ausfallen ließ, verstärkte sich der körperseitige Unterschied aufgrund der asymmetrischen Arbeitshaltung am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich*. Der merkliche Unterschied zwischen den Körperseiten, führte beim Vergleich beider Arbeitsplätze analog zu unterschiedlich ausfallenden relativen Differenzen der Beanspruchungswahrnehmung zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung. Für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* lagen die Unterschiede für die oben genannten Extrembeispiele *Schultern vorne* (rechts: -35 %, links: -31 %), respektive für die *Schultern hinten* (rechts: -26 %, links: -25 %) und *Hände & Finger* (beidseitig -5 %) in einem sehr engen Korridor. Die relativen Differenzen variierten hingegen für die Extremwerte des Arbeitsplatzes *PVC-Verstrich* für *Hände & Finger* (rechts: -3 %, links: 0 %) bzw. *Schultern vorne* (rechts: -28 %, links: -20 %) und *Ellenbogen* (rechts: -33 %, links: 0 %) deutlich stärker. Neben der unterschiedlichen Belastungssituation an den beiden Arbeitsplätzen lässt sich die hohe Diskrepanz durch niedrige absolute Beanspruchungswerte für *Hände & Finger*, *Unterarm* und *Ellenbogen* (0,3 auf der CR-10 Skala für Kontroll- und Interventionsbedingung, links, ergab jeweils eine relative Differenz von 0 %) erklären.

Der Vergleich mit den Ergebnissen der Laborstudie zu den subjektiven Beanspruchungen lässt für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* eine hohe Übereinstimmung erkennen. In der Laborstudie 1.0 wurde der Arbeitsplatz über die Versuchsbedingung St1|St2 simuliert (vgl. Abbildung 30 und Tabelle 5). *Hände & Finger* und *Unterarm* zeigten jeweils in beiden Versuchen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung. Am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* ergaben sich sehr geringe relative Reduktionen (-3 %) für die *Hände & Finger*. Insgesamt wurde die Beanspruchung mit einem Wert von 2,5 ohne und 2,3 mit Exoskelett vergleichsweise niedrig bewertet (Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* dreifach höher), was erneut auf die unterschiedliche Tätigkeit zurückgeführt werden kann. Für *Hände & Finger* sowie den *Unterarm* wurden beidseitig keine statistisch signifikanten Unterschiede der zentralen Tendenzen festgestellt, weshalb die Nullhypothese nicht verworfen wird.

Am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* fielen die Unterschiede für den *Ellenbogen* unter Feldbedingungen statistisch nicht signifikant aus, dagegen beidseitig im Laborversuch.

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Die Körperteile *Oberarm*, *Schultern vorne* sowie *Schultern hinten* zeigten im Labor- sowie Feldversuch jeweils beidseitig statistisch signifikante Reduktionen, was für die Validität der Ergebnisse spricht. Am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* ergaben sich deutliche relative Reduktionen für den *Unterarm* (-30 %) und *Ellenbogen* (-33 %) sowie *Oberarm* (-35 %), jeweils rechts. Linksseitig wurden keine relativen Änderungen festgestellt. Die *Schultern vorne* (rechts: -28 %, links: -20 %) und *Schultern hinten* (rechts: -30 %, links: -23 %) ließen ebenfalls deutliche Reduktionen erkennen, allerdings ohne die hohe, bereits diskutierte Asymmetrie. Liu et al. (2018) berichteten in ihrer kombinierten Labor- und Feldstudie von statistisch signifikanten Reduktionen für die *Schultern* bei länger andauernden Überkopftätigkeiten mit einem passiven Überkopf-Exoskelett (*Levitare Airframe*). Für die *Oberarme* stellten die Forscher ebenfalls Reduktionen fest, die dabei statistisch nicht signifikant ausfielen. Smets (2019) hielt deutliche Reduktionen für die *Oberarme* beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes (*EksoVest*) in einer Feldstudie in der Automobilmontage fest. Die Ergebnisse beider Vergleichsstudien lassen die vorliegenden Ergebnisse an beiden Arbeitsplätzen als valide erscheinen. Für den *Ellenbogen* wird die Nullhypothese beibehalten. Aufgrund der statistisch signifikanten Unterschiede der zentralen Tendenzen für die *Oberarme*, *Schultern vorne* und *Schultern hinten* wird die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese angenommen wird.

Für *Rumpf oben* und *Rumpf unten*, *Rücken unten* sowie den *Nacken*, die jeweils in der Laborstudie 1.0 und in der vorliegenden Feldstudie am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* statistisch nicht signifikant ausfielen, wurden übereinstimmend relative Reduktionen nachgewiesen. Dagegen zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für den *Rücken oben* und die *Wirbelsäule* am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*, welche in der Laborstudie wiederum nicht signifikant waren. Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* können die Ergebnisse in Form von Tendenzen einer relativen Reduktion mit Ausnahme des *Rumpfes oben* und *unten* bestätigt werden. Letztere Körperteile ließen jeweils einen leichten relativen Anstieg (8 %) in Interventionsbedingung erkennen. Bemerkenswert sind die Ergebnisse zum *Nacken*. Die empfundene Beanspruchung wurde ohne Exoskelett mit 8,75 auf der CR-10 Skala am Arbeitsplatz *PVC-Stopfen* am höchsten bewertet und reduzierte sich unter Einsatz der Intervention auf 6, was einer relativen Reduktion von -28 % entsprach. Die vorliegenden Erkenntnisse für *Rücken oben* und *unten* werden durch Smets (2019) bestätigt. Liu et al. (2018) verzeichneten ebenfalls deutliche Reduktionen für den *Nacken*. Die Autoren beschrieben dies als erstaunliches Ergebnis, da das verwendete Überkopf-Exoskelett (*Levitare Airframe*) keine gesonderte Nackenunterstützung besaß. Sie vermuteten daher, dass die steife Rückenkonstruktion des verwendeten Exoskelettes den Effekt hervorrief. Die Differenz der zentralen Tendenzen für *Rumpf oben* und *unten*, *Rücken unten* sowie den *Nacken* waren

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

allesamt statistisch nicht signifikant, weshalb die Nullhypothese für sie angenommen wird. Für den *Rücken oben* und die *Wirbelsäule* wird dagegen die Alternativhypothese angenommen.

Insgesamt wurden unter Feldbedingungen höhere Werte als im Labor verzeichnet. Der höchste im Labor erhobene Mittelwert war 4,30 für die Region *Hand | Finger* für die Versuchsbedingung St1|St2 sowie 3,67 für die *Schultern, vorne*, jeweils rechtsseitig und ohne Intervention. Ebenfalls ohne Exoskelett ergaben sich im Feld dagegen 7,60 bzw. 5,80 für dieselben Körperteile und -seite für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*. Am nur bedingt vergleichbaren Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* lagen die Werte ohne Exoskelett jeweils rechtsseitig für die *Hände & Finger* bei lediglich 2,5, während die *Schultern vorne* mit 5,60 einen äußerst ähnlichen Wert zum Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* annahmen. Die Beanspruchungsunterschiede lassen sich am ehesten über die Unterschiede in der Versuchsumgebung erklären. Während unter Laborbedingungen ein ungestörtes Arbeiten ohne Unterbrechung für einen kurzen Zeitraum (wenige Minuten, vgl. Kapitel 9.1.1.4) pro Versuchsbedingung stattfand, lag der Untersuchungszeitraum im Feldversuch mit über 20 Minuten deutlich darüber. Es kann angenommen werden, dass die kurzen Pausen zwischen den Arbeitstakten nicht für eine gänzliche Erholung der beanspruchten Körperteile ausreichten. Die Ergebnisse der nachfolgend diskutierten Ganzkörperbeanspruchung unterstreichen diese Vermutung.

Zusammenfassend zeigten die zentralen Tendenzen von acht der 18 Körperteile eine statistisch signifikante Differenz durch die Intervention. Aufgrund der einfachen Mehrheit wird daher für Hypothese 1-1 gesamthaft die Nullhypothese angenommen.

---

### **Hypothese 1-2:**

Die subjektive globale Beanspruchung verändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die Gesamtkörperbeanspruchung fiel am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* mit einer relativen Reduktion von -29 % statistisch hoch signifikant aus. Mit -28 % verhielt sich die relative Reduktion am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* fast identisch. Liu et al. (2018) berechneten aus den Angaben von acht Körperteilen einen gesamthaften Punktwert zur Bewertung des empfundenen Schmerzes. Sie berichtete daraufhin eine gemittelte relative Reduktion von 70 %, die allerdings statistisch nicht signifikant ausfiel. Die Gesamtkörperbeanspruchung fiel in der Laborstudie 1.0 für die Vergleichsbedingung St1|St2 ebenfalls statistisch signifikant aus. Mit nur -8 % relativer Reduktion war sie hingegen geringer. Für die Begründung wird auf die Ausführungen zum Unterschied der Versuchsbedingung bzw. -umgebung aus der Diskussion zu Hypothese 1-1 verwiesen.

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Der Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* zeigte eine statistisch signifikante Differenz durch die Intervention. Für Hypothese 1-2 wird daher die Alternativhypothese angenommen.

### 10.1.3.2 Objektive Beanspruchung

---

**Hypothese 4-1:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Sauerstoffaufnahme, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* stellten sich marginale Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung für die absolute ( $VO_2$ ) und die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) heraus. Während erster Wert eine relative Reduktion von -1,1 % zeigte, ergab sich für letzteren eine relative Reduktion von -2,8 %. Die Umsatzanstiege sanken ebenfalls, wobei ihre Reduktionswerte etwas größer ausfielen. Für die absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme konnten relative Reduktionen der Umsatzanstiege von -4,5 % und -4,7 % errechnet werden, die jeweils statistisch nicht signifikant waren. Vergleichsstudien aus der Literatur, die absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme unter Feldbedingungen erfassten, fanden sich nicht (das selbe galt für die Umsatzanstiege). Zieht man die Laborstudie von Maurice et al. (2019) heran, bei der die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) eine statistisch höchst signifikante relative Reduktion von -33 % beim Einsatz des *PAEXO* Überkopf-Exoskelett erfuhr, erscheinen die vorliegenden Ergebnisse zu gering. Die deutlichen Unterschiede liegen höchstwahrscheinlich im Versuchsdesign begründet. Während am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* die Probanden die Möglichkeit hatten, mindestens eine der beiden Arme während der Arbeit kurz zu entlasten und der Gesamtbelastungszeitraum pro Zyklus bei nur rund 70 Sekunden lag, mussten die Probanden in der Studie von Maurice et al. beide Arme für zwei Minuten konstant über dem Kopf halten. Außerdem wurde die Unterstützungskraft des Exoskelettes so eingestellt, dass das Armgewicht komplett kompensiert wurde, wodurch die Beanspruchung in Interventionsbedingung stärker reduziert wurde. Neben dem veränderten Versuchsdesign wurde keine Normalisierung (Arbeitswerte) der Messparameter durchgeführt, was für die unterschiedlichen Ergebnissen mitverantwortlich sein dürfte. In der Laborstudie von Schmalz et al. (2019) wurde ebenso das *PAEXO* Überkopf-Exoskelett untersucht. Die gemessene sowie normalisierte spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) reduzierte sich relativ und statistisch hoch signifikant um -10,8 %. Die veränderten Studienbedingungen – fünfminütige konstante Dauerbelastung und ein erhöhter Schulterflexionswinkel von mehr als  $130^\circ$  – dürften die Unterschiede ausreichend erklären. Die Ergebnisse der

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Versuchsbedingung St1|St2 aus der Laborstudie 1.0 ergaben ähnlich geringe Reduktionswerte ( $VO_2$ : -5,2 %;  $VO_2/kg$ : -1,8 %), die ebenfalls statistisch nicht signifikant ausfielen. Unter Laborbedingungen stellt sich der Unterstützungseffekt durch ein Exoskelett, bedingt durch das Versuchsdesign, über den gesamten Versuchszeitraum ein. Unter realen Bedingungen kamen Situationen zustande, in denen die Mitarbeitenden ihre Arme zur Entlastung bzw. weil für die Tätigkeit gerade nicht erforderlich, kurz senkten. Während dieser Phasen unterstützte das Exoskelett nicht, sondern arbeitete sogar entgegen der natürlichen Armsenkbewegung (vgl. OEMG-Ergebnisse des *Musc. trapezius pars descendens* in Versuchsbedingung D1|D4 in Kapitel 9.1.2.2.1 und Ausführungen zur Funktionsweise von passiven Überkopf-Exoskeletten in Kapitel 3.2). Spada et al. (2018) berichteten ebenfalls von Probanden, die entgegen der Unterstützungswirkung des Exoskelettes arbeiten mussten. Vor diesem Hintergrund erscheinen die Ergebnisse der Feldstudie am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* valide.

Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich*, wurden deutliche Anstiege in Interventionsbedingung für die absolute ( $VO_2$ ) sowie die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ) festgestellt. Der erste Parameter erreichte einen relativen Anstieg von 17,4 % gegenüber der Kontrollbedingung. Der Umsatzanstieg nahm in Bezug zum Ruhewert sogar um 19,7 % zu. Die spezifische Sauerstoffaufnahme zeigte noch größere Anstiege. Deren relativer Anstieg des Arbeitsumsatzes lag bei 20,1 %, während der Umsatzanstieg auf 24,1 % gegenüber der Kontrollbedingung zulegte. Interferenzstatistik konnte wie bereits beschrieben aufgrund der geringen Probandenzahl nicht bemüht werden. Die deskriptive Statistik offenbarte, dass drei der vier Probanden erhöhte Werte in Interventionsbedingung aufwiesen und daher nicht durch das Exoskelett profitierten. Am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* fielen die Absolutwerte der relativen sowie der absoluten Sauerstoffaufnahme im Vergleich mit dem Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* nur halb so groß aus. Die Diskrepanzen zwischen den Ergebnissen lassen sich möglicherweise auf die veränderte Belastungs- bzw. Beanspruchungssituation zurückführen. Während am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* ein Mix aus dynamischer und statischer Muskelarbeit bei annähernd 90° Schulterflexionswinkel erforderlich war, verlangte die Tätigkeit am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* eine quasi-statische Präzisionsarbeit bei einem Schulterflexionswinkel von bis zu 130°. Nach Sood et al. (2002) erfordern Tätigkeiten mit größeren Schulterflexionswinkel in ausgestreckter Armhaltung (vgl. *PVC-Verstrich* am hinteren Radkasten in Abbildung 55) eine erhöhte Präzision. Spada et al. (2018) stellten fest, dass eine ausgestreckte Armhaltung die Schnittstelle zwischen Oberarm und Exoskelett negativ (Anmerkung: das sind die Armschalen) beeinflusste, da der Armumfang aufgrund der gestreckten Oberarmmuskulatur abnimmt. Dies kann wiederum nachhaltig die natürlichen Armbewegungen negativ beeinflussen (Kim et al., 2018b), was als

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

mögliche Erklärung für eine erhöhte Beanspruchung fungieren kann. Einige Probanden des Arbeitsplatzes *PVC-Verstrich* berichteten, dass sie das Exoskelett bei den erforderlichen hochpräzisen Pinselbewegungen eher behindern würde. Das würde die vorgenannte These unterstützen und die erhöhten Beanspruchungswerte mit Exoskelett rechtfertigen. Spada et al. (2018) berichteten von einem positiven Einfluss eines Überkopf-Exoskelettes auf die Beanspruchung und Präzision in ihrer Studie, bei der Probanden in ausgestreckter Armhaltung mit einer Sprühpistole ebenfalls Dichtmasse am Unterboden einer Fahrzeugkarosse anbrachten. Während sich die Ergebnisse der subjektiven Beanspruchung mit denen von Spada et al. decken, stehen sie im Widerspruch zu den vorliegenden Ergebnissen der objektiven Beanspruchungsmessung. Vor diesem Hintergrund können die vorliegenden Ergebnisse nicht ausreichend erklärt werden.

Weder die absolute noch die spezifische Sauerstoffaufnahme zeigte für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* eine statistisch signifikante Änderung, weshalb für die Hypothese 4-1 die Nullhypothese angenommen wird.

---

<b>Hypothese 4-2:</b>	Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch den Energieumsatz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.
-----------------------	--

---

Der Nettoenergieumsatz reduzierte sich relativ am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* sehr gering um -2,0 %, der Umsatzanstieg um -6,0 %. Beide Reduktionswerte fielen statistisch nicht signifikant aus. Feldstudien, bei denen der Energieumsatz sowie der Umsatzanstieg beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes unter realen Bedingungen erfasst wurden, konnten für einen Ergebnisvergleich nicht herangezogen werden. In der Versuchsbedingung St1|St2 der Laborstudie 1.0 zeigte der Nettoenergieumsatz (kcal/h) eine statistisch nicht signifikante Reduktion von -5,9 %. Analog der Diskussion zu Hypothese 4-1 scheinen die geringeren Reduktionswerte am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* im Vergleich zur Laborstudie 1.0 valide zu sein, da kein konstanter Unterstützungseffekt durch das Exoskelett vorlag.

Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich*, ergab sich analog der Sauerstoffaufnahme ein deutlicher relativer Anstieg des Nettoenergieumsatzes (19,6 %) bzw. des Umsatzanstieges (22,8 %) in der Interventionsbedingung. Erneut lagen diese Werte bei der Hälfte der Vergleichswerte des Arbeitsplatzes *Unterbodenstopfen*. Für die Diskussion der Ergebnisse am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* wird auf die Ausführungen zu Hypothese 4-1 verwiesen, da diese ebenso als Erklärung für die Werte zum Energieumsatz herangezogen werden können.

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Abschließend wird für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* für die Hypothese 4-1 die Nullhypothese angenommen, da weder der Nettoenergieumsatzes noch der Energieumsatzanstieg statistisch signifikante Änderungen erfuhr.

---

**Hypothese 4-3:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Arbeitspulsfrequenz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die Arbeitspulsfrequenz und deren Umsatzanstieg ließ am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* eine Tendenz einer geringen relativen Reduktion erkennen. So sank der erste Parameter um -5,1 % und der letzte um -6,4 %, wobei die Differenzen der zentralen Tendenzen beider Werte statistisch nicht signifikant waren. Die Ergebnisse decken sich mit denen von Marino et al. (2019), die beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes (*ShoulderX*) eine relative Reduktion von -3,4 % berichteten. Gleichzeitig legten die Autoren dar, dass sie teilweise erhebliche interindividuelle Unterschiede feststellten, obwohl dieselbe Tätigkeit ausgeführt wurde. Am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* ergab sich für die Arbeitspulsfrequenz eine gemessene Spanne von 18 Schlägen pro Minute, deren Extrema bei -11 (Reduktion) bzw. 8 (Anstieg) Schlägen lag. Die Ergebnisse unterstreichen die Erkenntnisse von Marino et al., die schlussfolgerten, dass ein und dasselbe Exoskelett in derselben Arbeitssituation einen unterschiedlichen Einfluss auf den jeweiligen Träger hatte und daher nur für bestimmte Mitarbeitende effektiv einsetzbar wäre. In der Laborstudie 1.0 sank die Arbeitspulsfrequenz relativ und statistisch nicht signifikant um -11,1 % in der Versuchsbedingung St1|St2 ab. Erneut kann als Begründung der unter Laborbedingungen isolierte Unterstützungseffekt, der sich über den gesamten Versuchszeitraum einstellte (vgl. Diskussion zu Hypothese 4-1), angeführt werden. Zusammen mit den Ergebnissen der Vergleichsstudie werden daher die Werte der vorliegenden Studie als plausibel angesehen.

Auch für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* wurde ein Anstieg in Interventionsbedingung analog der respiratorischen Parameter festgestellt. Im Vergleich fiel er allerdings deutlich geringer aus. Für die Arbeitspulsfrequenz konnte ein relativer Anstieg von 6,5 %, respektive 8,9 % für den Umsatzanstieg, errechnet werden. Moyon et al. (2018) berichteten von einer relativen Reduktion von -12,5 % beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes (*SkelEx V1*) während quasi-statischer Überkopftätigkeit (Sandstrahlen eines Schiffsrumpfes), welche mit der vorliegenden Tätigkeit in erster Näherung vergleichbar ist. Die Ergebnisse von Moyon et al. verhalten sich konträr zu den vorliegenden Ergebnissen. Auf der anderen Seite war der unterbrechungsfreie Untersuchungszeitraum deutlich länger und es handelte sich nicht um eine getaktete Tätigkeit. Wie in der vorliegenden Studie am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* fiel das Probandenkollektiv mit



## Studie 2: Evaluationsstudie

---

n = 2 sehr niedrig aus. Erneut können daher die vorliegenden Ergebnisse nicht ausreichend erklärt werden.

Die Bewertung der Hypothese 4-3 reiht sich für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* analog den vorhergegangenen Hypothesen ein. Es ergibt sich keine statistisch signifikante Änderung für die Arbeitspulsfrequenz, weshalb die Nullhypothese angenommen wird.

### 10.1.4 Zusammenfassung

Das Ergospirometrie-Messverfahren und die Herzschlagfrequenzmessung wurden für die Erfassung der objektiven Gesamtkörperbeanspruchung innerhalb der ersten Evaluationsfeldstudie erfolgreich eingesetzt. Für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* ergaben sich lediglich leichte Tendenzen einer Reduktion der globalen Beanspruchungsparameter, die allesamt statistisch nicht signifikant ausfielen. Für den Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* konnten keine interferenzstatistischen Methoden angewandt werden. Die Ergebnisse zeigten Tendenzen einer Zunahme der globalen Beanspruchungsparameter. Die wichtigsten Erkenntnisse der Evaluationsstudie 2.0 sind:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die subjektive Beanspruchung am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* reduzierte sich statistisch signifikant beim Einsatz eines Exoskelettes für die Körperteile *Oberarm, Schultern, vorne und hinten, Rücken oben* sowie *Wirbelsäule*. Die Gesamtkörperbeanspruchung verringerte sich ebenfalls statistisch signifikant.
- Die subjektive Beanspruchung am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich* zeigte Tendenzen einer Reduktion beim Einsatz eines Exoskelettes für die Körperteile *Oberarm, Schultern, vorne und hinten, Rücken oben* sowie *Wirbelsäule*. Die Gesamtkörperbeanspruchung reduzierte sich ebenso.
- Für die objektive Beanspruchung am Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*, ausgedrückt durch die normalisierten Parameter Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ), Arbeitspuls ( $min^{-1}$ ) und den Energierumsatz ( $kcal/h$ ), ergaben sich sehr geringe, statistisch nicht signifikante Reduktionen.
- Die objektive Beanspruchung am Arbeitsplatz *PVC-Verstrich*, ausgedrückt durch die normalisierten Parameter Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ), Arbeitspuls ( $min^{-1}$ ) und den Energierumsatz ( $kcal/h$ ), stieg beim Einsatz eines Exoskelettes tendenziell gering an.

### 10.2 Evaluationsstudie 2.1: Feldversuch

Für die zweite Evaluationsstudie wurde ein Arbeitsplatz aus dem Bereich der Montage betrachtet, an dem in Überkopfarbeit der Abgasstrang im Unterboden eines Fahrzeuges verbaut wird. Die subjektiven Ergebnisse der Studie wurden unter dem Titel *Influence of Two Industrial Overhead Exoskeletons on Perceived Strain – A Field Study in the Automotive Industry* (Hefferle et al., 2021) veröffentlicht.

#### 10.2.1 Methodik

##### 10.2.1.1 Exoskelett

Für die Evaluationsstudie 2.1 wurden die passiven Überkopf-Exoskelette *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* und *SkelEx V1, Modell 2017 (Exo2)* untersucht. Beide Geräte sind in den Kapiteln 7.4.1.4 und 7.4.1.2 detailliert beschrieben. Die Einstellung der Kraftunterstützung für beide Geräte erfolgte erneut nach den Ausführungen in Kapitel 7.4.1.5. Für das Exoskelett *Crimson Dynamics EXOS* betrug Mittelwert und Standardabweichung  $3,75 \pm 0,43$  (keine Angaben zum Unterstützungsmoment möglich, vgl. Kapitel 7.4.1.4) der siebenstufigen Skala. Die Unterstützungskraft wurde damit durchschnittlich auf 54 % der maximalen Unterstützungskraft eingestellt. Für das Exoskelett *SkelEx V1, Modell 2017* lag die Unterstützungskraft bei  $5,00 \pm 0,0$  (entspricht ca.  $8,8 \pm 0,0$  Nm Unterstützungsmoment) der sechsstufigen Skala. Damit wurde das Gerät durchschnittlich auf 83 % der maximalen Unterstützungskraft eingestellt. Aufgrund eines Datenfehlers lagen für das *Crimson Dynamics EXOS* nur drei bzw. für das *SkelEx V1, Modell 2017* nur vier der acht Datensätze für die Unterstützungskraft vor.

##### 10.2.1.2 Probanden

Für den Feldversuch wurden insgesamt acht männliche Probanden aus dem Produktionsbereich rekrutiert, deren gemittelte anthropometrische Daten (Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung) in der Tabelle 13 nachzulesen sind.

*Tabelle 13: Charakteristika des Probandenkollektivs der Evaluationsstudie 2.1*

Arbeitsplatz	Probanden	Alter [y]	Statur [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m <sup>2</sup> ]
Montage Abgasanlage	8 (8m)	$37,5 \pm 13,0$	$183,1 \pm 3,4$	$94,0 \pm 8,6$	$28,1 \pm 3,4$

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Sämtliche Probanden waren rechtshändig. Zum Zeitpunkt der Untersuchung übten die Probanden ihre Tätigkeit im Schnitt  $69,6 \pm 44,4$  Monate ( $5,8 \pm 3,7$  Jahre) aus. Ihre körperliche Fitness bewerteten die Probanden auf einer 10-stufigen VAS-Skala mit  $5,6 \pm 1,6$  bei einer Spannweite von 3 - 8, wobei der Wert 10 den höchsten Fitnesslevel widerspiegelte.

### 10.2.1.3 Beschreibung des Arbeitsplatzes

Für die Arbeitsanalyse wurde ein Arbeitsplatz aus dem Montagebereich ausgewählt, der Überkopfarbeit erforderte. Nachdem der Antriebsstrang mit der Karosserie verbunden wurde – im Fachjargon als *Hochzeit* bezeichnet – wird in einem späteren Montageschritt die Abgasanlage verbaut. Erneut kann prozessbedingt, d.h. aufgrund der Medienbefüllung (Schmier- und Betriebsmittel sowie Treibstoff), die Karosserie nicht mehr geschwenkt werden und die Tätigkeiten finden gezwungenermaßen in Überkopparbeitshaltung statt. Der bereits vormontierte Abgasstrang, der sich je nach Modell und Variante leicht unterscheidet (beispielsweise Abgastrakt, Partikelfilter, Katalysatoren, Abgasrückführungsanlage, Lambda-Sonde, Endtöpfe etc.), wird über eine Hebevorrichtung in den vorgesehenen Aussparungen im Unterboden der angehobenen Karosserie versenkt. Die hydraulische Hebevorrichtung hebt dabei den schwereren, hinteren Teil der Abgasanlage an. Der vordere Teil wird von den Mitarbeitenden manuell angehoben und mittels Schelle an den Abgasstutzen des Antriebsaggregats in Überkopparbeit befestigt (siehe Abbildung 62). Im Anschluss werden kleinere Montagevorgänge (z.B. Zusammenstecken diverser Steckverbindungen verschiedener Sensoren, die bereits im Abgasstrang vormontiert sind) durchgeführt, bevor dann die Abgasanlage mit der Karosserie verschraubt wird. Für beide erstgenannten Tätigkeiten werden in Abhängigkeit der Körpergröße (vgl. auch geringe Variation der Körpergröße des Probandenkollektivs in Tabelle 13) Schultergelenkwinkel von über  $90^\circ$  erreicht. Für die Verschraubung der Abgasanlage kommt ein spezieller verlängerter Winkelschrauber zum Einsatz, sodass die Schulterflexion hier in der Regel kleiner als  $90^\circ$  ausfällt. Das Hand-Arm-Schulter-System wird beim Anhebe- und Befestigungsvorgang annähernd symmetrisch belastet. Der Winkelschrauber wird ebenfalls beidhändig bedient, was ebenfalls einer annähernd symmetrischen Belastungssituation entspricht. Die Taktzeit des betrachteten Arbeitsplatzes lag zum Zeitpunkt der Untersuchung bei rund 70 Sekunden.

### 10.2.1.4 Versuchsablauf

Der Versuchsablauf glich in fast allen Punkten dem der Evaluationsstudie 2.0 (vgl. Kapitel 10.1.1.4). Die bereits bekannten Teile des Ablaufs werden daher nachfolgend nur

## Studie 2: Evaluationsstudie

kurz beschrieben. Schematisch ist der Ablauf in Abbildung 61 dargestellt. Die Vorbereitungsphase mit ihren Schritten (1) bis (6) verlief analog der vorhergegangenen Evaluationsstudie. Die Schritte Anpassung Exoskelett (4) und Exoskelett Eingewöhnungsphase (5) unterschieden sich darin, dass zwei Geräte angepasst und eingewöhnt wurden. Aufgrund des ausnahmslos produktionserfahrenen Probandenkollektivs entfiel die aus der ersten Evaluationsstudie bekannte optionale Arbeitsplatzeingewöhnungsphase (Schritt (6) in Kapitel 10.1.1.4) komplett. Abermals führten die Probanden ihre am Arbeitsplatz erforderlichen Tätigkeiten mit Exoskelett so lange aus, bis sie selbst und die Versuchsleitung befanden, dass sich die Arbeitsausführung mit und ohne Exoskelett nicht mehr unterschied. Die Eingewöhnungsphase dauerte pro Exoskelett im Schnitt zehn Arbeitstakte. Die Vorbereitungsphase umfasste damit rund 70 Minuten.

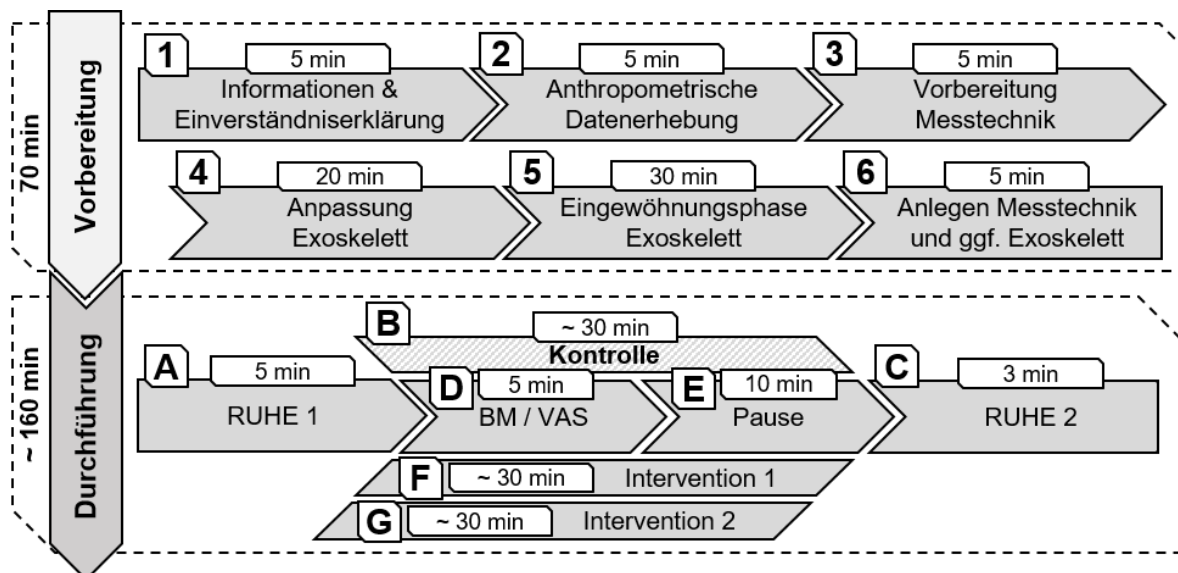


Abbildung 61: Schematischer Versuchsablauf der Evaluationsstudie 2.1

Die Schritte (A) bis (F) der Durchführungsphase verliefen analog zur Evaluationsstudie 2.0 (vgl. Kapitel 10.1.1.4). Neu hinzu kam eine weitere Interventionsbedingung (G). Erneut erfolgte die Bewertung des lokalen und globalen Beanspruchungsempfindens (D) mittels bereitgestellter Body-Map und VAS-Skala direkt nach Abschluss der zweiten Ruhephase (RUHE 2, C). Abbildung 62 zeigt beispielhaft die Erfassung der metabolischen Parameter in beiden Ruhephasen. Anschließend legten die Probanden die Messtechnik und ggf. das Exoskelett ab und konnten sich vor dem Durchlauf der nächsten Versuchsbedingung rund zehn Minuten erholen (E). Dieses Vorgehen wiederholte sich gleichermaßen für die Versuchsbedingungen *Kontrolle*, *Intervention 1* bzw. *Intervention 2*.



*Abbildung 62: Erfassung der Ruhewerte vor Versuchsbeginn (links) sowie manuelle Befestigung des Abgastaktes am Abgasstutzen des Antriebsaggregats in Überkopfarbeit mit angelegtem Exoskelett (rechts)*

Anfangs- und Endmarker wurden abermals durch die Versuchsleiter manuell gesetzt, um die Ruhephasen und einzelnen Takte der Arbeitsphasen voneinander abzugrenzen sowie später auswerten zu können. Wiederholend war die erste Bewegung der Tätigkeit der Auslöser für den Start-Marker und die Abschlussbewegung des letzten Arbeitsschrittes markierte den Ende-Marker. Anfangs- und Ende-Marker schlossen damit erneut die aktive Arbeitsphase (*Work*) ein. Etwaige Nebentätigkeiten, wie etwa das Aufnehmen des Winkelschraubers, wurden im Rahmen dieses Versuches nicht berücksichtigt. Die passive Arbeitsphase (*NoWork*) – definiert als Zeitraum zwischen dem Ende eines Arbeitstaktes und dem Anfang eines neuen Arbeitstaktes, in der keine wertschöpfende Tätigkeit bzw. erwähnte Nebentätigkeiten geleistet wurden – wurde aufgrund der Markersetzung indirekt miterfasst, aber nicht weiter ausgewertet. Die Studienteilnehmer führten erneut ihre Tätigkeiten so lange aus, bis sie mindestens zehn vollständige Arbeitstakte absolviert hatten. Aufgrund der vielen verschiedenen Versuchsträger (Fahrzeugderivate), welche am untersuchten Arbeitsplatz gefertigt wurden sowie unvorhersehbaren Störungen, wie etwa ein Bandstillstand, wurde in einigen Fällen von der Vorgabe abgewichen, um die vorgegebenen Pausenzeiten der Mitarbeitenden einzuhalten. Der kontrollierte Wechsel der Startversuchsbedingung zwi-

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

schen den einzelnen Probanden sowie deren randomisierte Zuteilung auf die Versuchsbedingungen und damit auf die Startversuchsbedingung minimierte das Risiko von Reihenfolge- und Lerneffekten.

### 10.2.1.5 Datenerhebung

#### 10.2.1.5.1 Subjektive Beanspruchung

Für die Erhebung der subjektiven Beanspruchung wurden die in Kapitel 7.1 beschriebenen Methoden angewandt. Die verwendete Body-Map unterschied zwischen der vorderen Körperseite mit zwölf verschiedenen Körperteilen und der rückwärtigen Körperseite mit sechs unterschiedlichen Körperteilen. Für die Erhebung der Ganzkörperbeanspruchung kam abermals die in Kapitel 7.1.2 beschriebene VAS-Skala zur Anwendung. Der verwendete Fragebogen inklusive Body-Map und VAS-Skala findet sich im elektronischen Anhang der Arbeit.

#### 10.2.1.5.2 Objektive Beanspruchung

Für die Aufnahme der objektiven Daten wurde erneut das Ergospirometriegerät Meta-Max im mobilen Einsatz in Verbindung mit dem Brustgurt zur Erfassung der Herzschlagfrequenz verwendet (vgl. Kapitel 7.2.3, 7.2.4). Erfasst wurden die Herzschlagfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ), die absolute sowie spezifische Sauerstoffaufnahme ( $\text{VO}_2$ ,  $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) und der Energieumsatz ( $\text{kcal/h}$ ).

### 10.2.1.6 Datenanalyse

#### 10.2.1.6.1 Subjektive Beanspruchung

Die Angaben der Studienteilnehmer aus Body-Map und VAS-Skala wurden in Microsoft Excel-Tabellen überführt und per Matlab automatisiert verarbeitet sowie weiterführend statistisch ausgewertet. Die relativen Beanspruchungsdifferenzen wurden erneut per Formel F-4 (vgl. 8.1.1.6) berechnet. Für die Auswertung der ordinalskalierten Daten der Angaben zu der subjektiven Beanspruchung wurde abermals der nicht-parametrische WVR-Test bemüht. Das Bonferroni-korrigierte Signifikanzniveau (vgl. Formel F-6) ergab sich a priori zu  $\alpha = 0,025$ .

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

### 10.2.1.6.2 Objektive Beanspruchung

Die Datennachbearbeitung umfasste die Kontrolle und manuelle Eintragung der während des Versuches gesetzten Marker auf Basis des handschriftlich angefertigten Versuchsprotokolls in der Software des Messgerätes. Die Rohdatenausleitung, Weiterverarbeitung und anschließende Datenaufbereitung wurden gemäß den in der Evaluationsstudie 2.0 berichteten Schritten durchgeführt (vgl. Kapitel 10.1.1.6). Die für die Datenauswertung verwendeten Matlab-Skripte finden sich im elektronischen Anhang der Arbeit. Ein Flussdiagramm der Auswertelogik findet sich im Anhang APP-ES21-2. Für die statistische Auswertung wurde Minitab Version 18 und Microsoft Excel 2013 verwendet. Ergebnisaufbereitung und -darstellung erfolgten wiederum in Excel. Analog der Evaluationsstudie 2.0 wurde eine Berechnung der kontinuierlichen Uhrzeitformate und anschließend eine Interpolation der fehlenden Zwischenwerte durchgeführt, so dass sich abermals eine künstliche, höhere Abtastfrequenz von 10 Hz ergab. Ein 10-Sekunden-Gleitender-Mittelwert-Filter wurde zur Datenglättung verwendet. Für die Auswertung untergliederte sich der Datenfluss in vier Hauptphasen pro Versuchsbedingung, die in Tabelle 14 dargestellt sind.

Tabelle 14: Phasen der Datenauswertung der Evaluationsstudie 2.1

Phasenbezeichnung	Dauer	Merkmal
RUHE 1	1 x 5 min	Ruhemessung im Sitzen
Work	ca. 10 x 30 – 120s	Aktive Arbeitsphase
NoWork	ca. 9 x 40 – 700s	Passive Arbeitsphase
RUHE 2	1 x 3 min	Ruhemessung im Sitzen

Die Phase *NoWork* wurde für die weitere Datenauswertung nicht betrachtet. Damit ergaben sich pro Versuchsbedingung die Phasen, *RUHE 1*, *Work* und *RUHE 2*, wobei sich die Phase *Work* entsprechend der Anzahl der Arbeitszyklen wiederholte. Beide Zeitfenster der Ruhephasen (*RUHE 1*, *RUHE 2*) waren analog der Evaluationsstudie 2.0 mit 90 Sekunden gewählt worden, wobei die jeweilige Lage des Zeitfensters innerhalb der fünf- bzw. dreiminütigen Ruhephasen ebenfalls identisch war. Die Auswahl der Zeitfenster lässt sich ebenfalls mit den Ausführungen in Kapitel 10.1.1.6 begründen. Für die aktive Arbeitsphase *Work* wurden analog die letzten drei Takte der Arbeitsphase je Versuchsbedingung für die weitere Auswertung herangezogen, wobei die Begründung hierfür ebenfalls im Kapitel 10.1.1.6 nachzulesen ist. Die betrachteten



## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Zeitfenster pro Arbeitstakt (30 % der Daten, davon 60 % nach Start und 10 % vor Abschluss des Arbeitstaktes) sowie deren Begründungen für ihre Auswahl waren ebenso analog übertragbar.

Die Überprüfung der Steady-State Bedingung erfolgte wieder nach dem bereits beschriebenen Prinzip der manuellen Sichtung der Daten unter Zuhilfenahme einer Trendlinie. In Anhang APP-ES21-1 finden sich zwei beispielhafte Darstellungen der Überprüfung. Eine erneute Sensitivitätsanalyse zur Beurteilung der Auswirkungen unterschiedlicher Grenzen der Auswertzeitfenster wurde für die zweite Evaluationsstudie für nicht notwendig erachtet, da selbst deutliche Veränderungen der Zeitfenster in der ersten Evaluationsstudie nur zu sehr geringen Änderungen der Mittelwerte führten (vgl. Kapitel 10.1.1.6). Aufgrund des großen Übereinstimmungsgrades beider Evaluationsstudien konnte davon ausgegangen werden, dass eine erneute Sensitivitätsanalyse zu ähnlichen Ergebnissen gekommen wäre.

Die Berechnung der gemeinsamen Ruhemittelwerte, der gemeinsame Mittelwert pro Messparameter sowie die Normalisierung wurde nach den Beschreibungen aus Kapitel 10.1.1.6 durchgeführt. Für die Berechnung der absoluten Umsatz- bzw. Arbeitswerte pro Parameter kam die bereits bekannte Formel F-7 (vgl. Kapitel 9.1.1.6.5) zum Einsatz. Der relative Umsatz- bzw. Arbeitsanstieg wurde pro Parameter über Formel F-8 (vgl. Kapitel 10.1.1.6) berechnet. Wegen der hohen Anzahl unterschiedlicher Versuchsträger (Fahrzeugderivate) am untersuchten Arbeitsplatz wurden die Messwerte von zwei statt nur einem Versuchsträger aufgenommen, um dem gesetzten Ziel von mindestens zehn Arbeitstakten pro Versuchsbedingung gerecht zu werden. Innerhalb der Arbeitsphase finden sich daher zwei unterschiedliche *Work*-Bedingungen. Dargestellt sind sie in Abbildung 63, jeweils in grüner Farbe (*G01/G05*) und in Magenta (*G02/G07*). Eine detailliertere Darstellung findet sich im Anhang APP-ES21-1.

## Studie 2: Evaluationsstudie



Abbildung 63: Methodik zur Auswertung der Ergospirometrie und Herzschlagfrequenz der Evaluationsstudie 2.1

Im Rahmen der statistischen Auswertung wurden die normalisierten absoluten und relativen Umsatz- bzw. Arbeitswerte aller erfassten objektiven Parameter ausgewertet. Für den Vergleich der Mittelwertsunterschiede der absoluten und der relativen Umsatzwerte wurde eine einfaktorische ANOVA (Analysis of variance) mit Messwiederholung durchgeführt, wobei die Einhaltung der Voraussetzungen im Vorfeld überprüft wurde. Die Normalverteilung aller Residuen wurden per KS-Test getestet. Die Sphärität der Parameter wurde per Multiple-Comparisons-Test und Levene-Test überprüft. Statistische Signifikanz der Unterschiede der zentralen Tendenzen einzelner Faktoren wurde per Post-hoc Tukey-Tests überprüft (Field, 2011). Für alle vorgenannten Tests wurde ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

### 10.2.2 Ergebnisse

#### 10.2.2.1 Subjektive Beanspruchung

Innerhalb der oberen Extremitäten ergab sich eine statistisch signifikante Reduktion für den rechten Ellenbogen in der Versuchsbedingungen *NoExo - Exo2* (Relative Beanspruchungsreduktion: -14 %,  $p = 0,024$ ). Die größte Beanspruchung unter allen Körperteilen gaben die Probanden für die Region *Schultern, vorne*, jeweils rechts (CR-10: 4,38) und links (4,13), in der Versuchsbedingung *NoExo* an. Die Beanspruchung reduzierte sich relativ um -23 % (rechts) und -20 % (links) für die Bedingung *Exo1*, wobei erstere statistisch signifikant ( $p = 0,024$ ) war. Für die Bereiche *Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen* (nur links) und *Oberarm* zeigten sich statistisch nicht signifikante Tendenzen einer relativen Reduktion von -8 % bis -14 % der empfundenen Beanspruchung zwischen den beiden Interventions- und der Kontrollbedingung. Im Bereich

## Studie 2: Evaluationsstudie

*Schultern vorne* und *Rumpf* wurden ebenfalls Tendenzen einer Beanspruchungsreduktion festgestellt. Ebenso konnten relative Reduktionen für die *Schultern vorne* jeweils für rechts (*Exo1*: -21 %, statistisch signifikant,  $p = 0,024$ ; *Exo2*: -18 %) und links (*Exo1*: -21 %; *Exo2*: -16 %) nachgewiesen werden. Die Körperteile *Rumpf oben* und *Rumpf unten* demonstrierten Tendenzen einer relativen Beanspruchungsreduktion von -6 % bis -1 %, die statistisch nicht signifikant ausfielen.

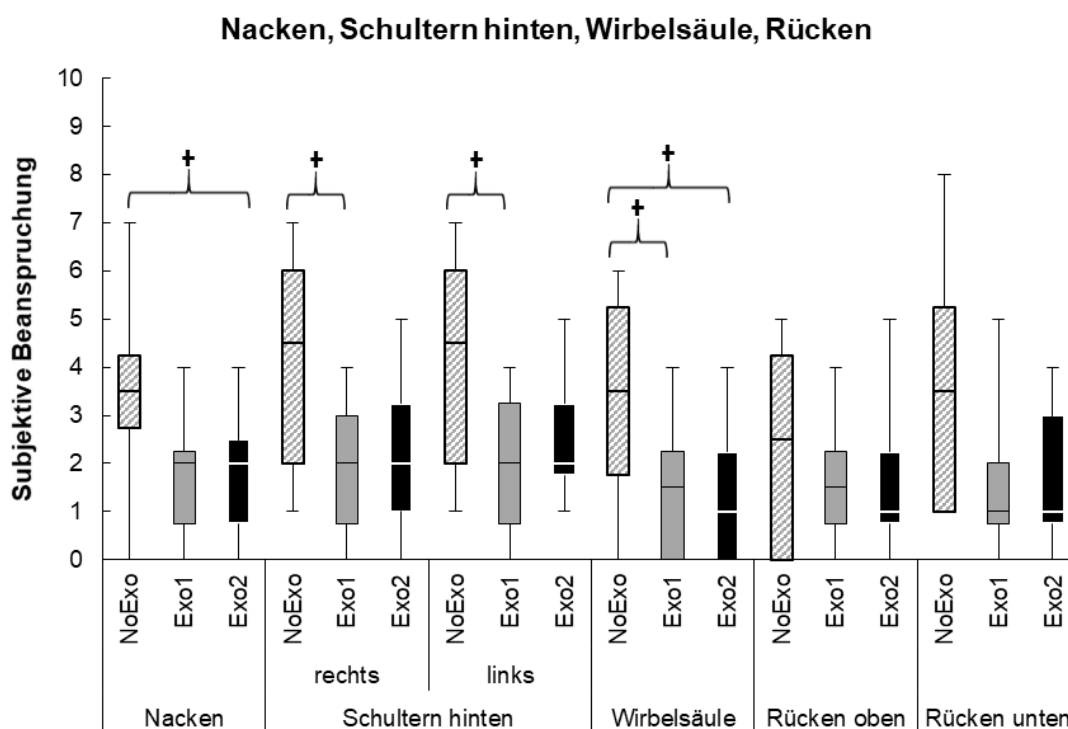


Abbildung 64: Subjektive Beanspruchung der Körperteile Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken

Für den *Nacken* wurden relative Reduktionen der Beanspruchung von -18 % (*Exo1*) und -16 % (*Exo2*, statistisch signifikant,  $p = 0,017$ ) nachgewiesen. Beide Interventionen bedingten relative Beanspruchungsreduktionen jeweils für rechts (*Exo1*: -23 %, statistisch signifikant,  $p = 0,020$ ; *Exo2*: -19 %) und links (*Exo1*: -21 % statistisch signifikant,  $p = 0,020$ ; *Exo2*: -16 %) für die *Schultern hinten*. Einzig für das Körperteil *Wirbelsäule* ergaben sich statistisch signifikante Reduktionen für beide Interventionsbedingungen (*Exo1*: -19 %,  $p = 0,017$ ; *Exo2*: -20 %,  $p = 0,016$ ). Für den *Rücken oben* (*Exo1*: -8 %, *Exo2*: -8 %) und *Rücken unten* (*Exo1*: -21 %, *Exo2*: -20 %) wurden Tendenzen einer Reduktion belegt, die allesamt statistisch nicht signifikant ausfielen.

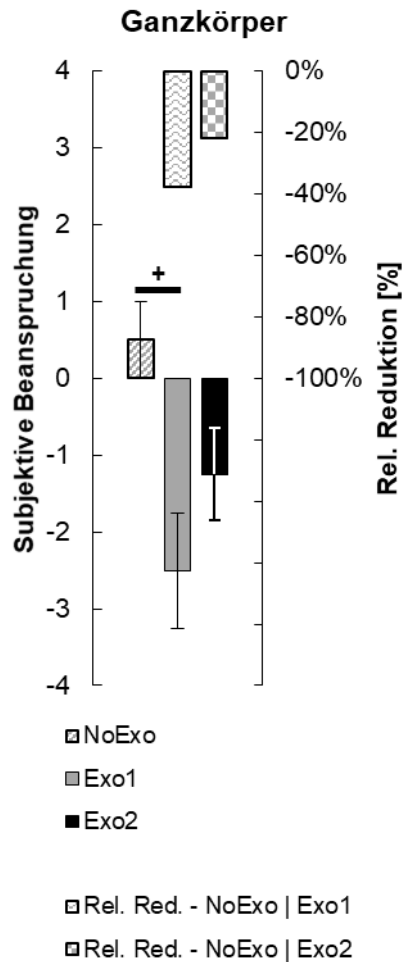


Abbildung 65: Subjektive Ganzkörperbeanspruchung

Die subjektive Ganzkörperbeanspruchung (Abbildung 65) reduzierte sich relativ für die Bedingung *NoExo - Exo1*, statistisch signifikant ( $p = 0,017$ ), um -38 %, für die Bedingung *NoExo - Exo2* um -22 %.

#### 10.2.2.2 Objektive Beanspruchung

Die Überprüfung der Normalverteilung der Residuen mittels KS-Test ergab eine Normalverteilung aller Parameter ( $p \geq 0,150$ ) bis auf den relativen Umsatzanstieg der Herzschlagfrequenz ( $p = 0,010$ ). Die Voraussetzung der Sphärizität (Homogenität der Varianzen) aller gemessenen und ausgewerteten Parameter konnte mittels Multiple-Comparisons-Tests und Levene-Test bestätigt werden. Für keinen Faktor konnte eine statistische Signifikanz der Unterschiede der zentralen Tendenzen nachgewiesen werden (vgl. Abbildung 66), weshalb auf die Post-hoc Tukey-Tests verzichtet wurde. Die

## Studie 2: Evaluationsstudie

normalisierten Mittelwerte der absoluten Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ) sowie deren Umsatzanstieg veränderten sich marginal zwischen der Kontroll- und den beiden Versuchsbedingungen (*Exo1*: -0,007 l/min, -5,87 %; *Exo2*: 0,010 l/min, -6,56 %).

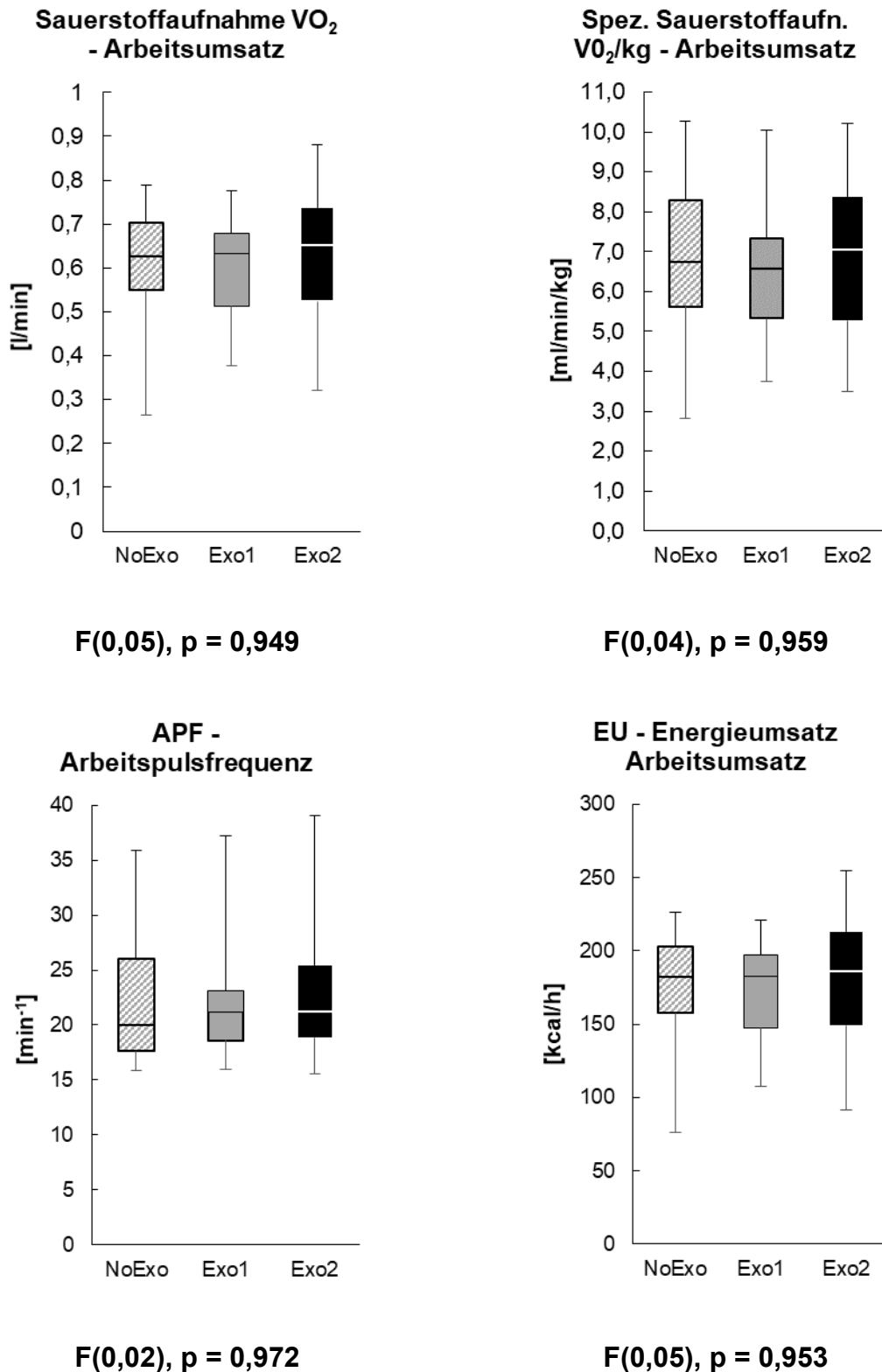


Abbildung 66: ANOVA-Ergebnisse der objektiven Beanspruchung

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Ähnlich verhielten sich die Ergebnisse der normalisierten spezifischen ( $\text{VO}_2/\text{kg}$ ) Sauerstoffaufnahme (*Exo1*:  $-0,034 \text{ ml/min/kg}$ ,  $-5,08 \%$ ; *Exo2*:  $0,179 \text{ ml/min/kg}$ ,  $-3,64 \%$ ). Die absolute Arbeitspulsfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ) und deren Umsatzanstieg sanken minimal für die Versuchsbedingung *NoExo* und *Exo1* ( $-0,24 \text{ min}^{-1}$ ,  $-0,48 \%$ ). In der Paarung *NoExo* und *Exo2* stiegen beide Kennwerte in geringem Maße ( $0,31 \text{ min}^{-1}$ ,  $0,24 \%$ ) an. Der Nettoenergieumsatz ( $\text{kcal/h}$ ) sank absolut ( $-3,14 \text{ kcal/h}$ ) sowie relativ in Bezug zum Basisumsatz ( $-6,35 \%$ ) in der Versuchsbedingung *NoExo* und *Exo1* leicht ab; für die Bedingung *NoExo* und *Exo2* stieg er absolut ( $1,72 \text{ kcal/h}$ ) an, während der Umsatzanstieg dagegen abfiel ( $-7,69 \%$ ). Weitere Darstellungen zur objektiven Beanspruchung finden sich im Anhang APP-ES21-1.

### 10.2.3 Diskussion

Analog der Evaluationsstudie 2.0 beschränkt sich die Diskussion aufgrund der modifizierten Messmethodik auf die Hypothesen zur subjektiven und globalen objektiven Beanspruchung.

#### 10.2.3.1 Subjektive Beanspruchung

---

**Hypothese 1-1:** Die subjektive lokale Beanspruchung ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Beim Einsatz beider Exoskelette erfuhren die oberen Extremitäten (*Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen, Oberarm*) relative Reduktionen. Mit einer Spanne von  $-10 \%$  bis  $-14 \%$  fielen die relativen Reduktionen der Mittelwerte für das *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* eine Spur größer als für das *SkelEx V1 (Exo2)* bei einer Spanne von  $-8 \%$  bis  $-11 \%$  aus. Einzig und allein für den rechten *Ellenbogen* ergab sich mit dem korrigierten Signifikanzniveau von  $0,025$  für die Versuchspaarung *NoExo - Exo1* knapp keine statistische Signifikanz ( $p = 0,026$ ) und für die Paarung *NoExo - Exo2* knapp eine ( $p = 0,024$ ). Kim et al. (2018a) konnten ebenfalls eine statistisch signifikante Reduktion der lokalen Beanspruchung des Ellenbogens nachweisen, obwohl dieser nicht direkt durch das Exoskelett unterstützt wird (Unterstützungskraft des Exoskelett wirkt aus mechanischer Sicht nicht distaler des *Oberarmes*). Ihre Erkenntnis begründeten die Forscher über eine reduzierte OEMG-Aktivität der Oberarmmuskulatur, die sich von den Schultergelenken entlang des Armes bis zum Ellenbogen streckt. Relative Reduktionen – stets statistisch signifikant – der subjektiven Beanspruchung der oberen Extremitäten beim Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes bei Überkopftätigkeiten wurden ebenfalls von Rashedi et al. (2014), Huysamen et al. (2018a) sowie

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Alabdulkarim und Nussbaum (2019) berichtet. In den genannten Untersuchungen handelte es sich jedoch um Laborstudien, die das Unterstützungspotenzial eines Exoskelettes unter realen Bedingungen nur eingeschränkt widerspiegeln. In Laborstudien wird der Unterstützungseffekt häufig bewusst isoliert betrachtet und wirkt daher in der Regel über den gesamten Versuchszeitraum. Dies dürfte die größere relative Differenz der subjektiven Beanspruchung in den Vergleichsstudien begründen. Smets (2019) berichtete im Rahmen seiner Feldstudie von einem deutlich reduzierten Diskomfort in den oberen Extremitäten bei der Nutzung eines Exoskelettes während Überkopftätigkeiten in der Automobilmontage. Vor dem Hintergrund der Vergleichsstudien sowie den Ergebnissen der vorangegangenen Studien dieser Arbeit scheinen die Reduktionseffekte valide zu sein. Für die oberen Extremitäten kann trotz der Ausnahme für die Paarung *NoExo* - *Exo2* für den rechten Ellenbogen die Nullhypothese für Hypothese 1-1 angenommen werden.

Die *Schultern vorne* wiesen jeweils eine relative Reduktion auf, die beidseitig mit -21 % erneut größer für *Exo1* als für *Exo2* (rechts: -18 % bzw. links: -16 %) ausfiel. Die für *Exo1* genau und für *Exo2* annähernd identischen Reduktionswerte beider Körperseiten sprechen für die interne Validität der Untersuchung, da am untersuchten Arbeitsplatz eine annähernd symmetrische Belastungssituation vorlag. Die Intervention bewirkte in der Versuchspaarung *NoExo* - *Exo1* eine statistisch signifikante Reduktion für die rechte *Schulter vorne*. Dass die Reduktionswirkung auch bei symmetrischer Belastung für die dominante Körperseite größer ausfällt, konnte bereits in der Evaluationsstudie 2.0 für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen* (vgl. Kapitel 10.1.2.1) gezeigt werden. Die Schlussfolgerung wird durch die Ergebnisse für die *Schulter hinten* weiter gestützt. Obwohl hier beidseitig ein statistisch signifikanter Unterschied für die Paarung *NoExo* - *Exo1* vorlag, fiel die Reduktion rechts (-23 %) geringfügig größer als links (-21 %) aus. Für *NoExo* - *Exo2* waren die relativen Reduktionen rechts (-19 %) ebenso etwas größer als links (-16 %), stellten sich allerdings jeweils als statistisch nicht signifikant heraus. Eine deutliche relative Reduktion der subjektiven Schulterbeanspruchung von -34 % bis -45 % berichteten Rashedi et al. (2014) in ihrer Studie. Die Ergebnisse der Laborstudie 1.0 ergaben für die *Schultern vorne* eine Reduktionsspanne von -11,9 % bis maximal -25,2 % und für die *Schultern hinten* -6,3 % bis -13,0 % über alle Versuchsbedingungen hinweg. In der Evaluationsstudie 2.0 lagen die Reduktionswerte für die *Schultern vorne* zwischen -31 % und -35 % respektive bei rund -25 % für die *Schultern hinten*. Rashedi et al. (2014) sowie Kim und Nussbaum (2019) demonstrierten ebenso signifikante deutliche relative Reduktion (bis zu -45 %) der subjektiven Schulterbeanspruchung. Unter Einbezug der Vergleichsstudien scheinen die Ergebnisse der Beanspruchungsänderung für die Regionen *Schulter vorne* und *hinten* in Richtung und Höhe realistisch zu sein. Für die Hypothese 1-1 muss für die *Schultern*

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

*vorne* (rechts) und beidseitig für die *Schultern hinten* die Nullhypothese beim Einsatz des *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* verworfen und die Alternativhypothese angenommen werden. Für das *SkelEx V1 (Exo2)* wird hingegen für alle Fälle die Nullhypothese angenommen.

Für den *Rumpf oben* und *unten* sowie den *Rücken oben* manifestierten sich lediglich Tendenzen einer geringen Reduktion mit Spannen von -1 % bis maximal -8 % für beide Exoskelette, die allesamt statistisch nicht signifikant waren. Ebenso statistisch nicht signifikant, fielen die relativen Differenzen für den *Rücken unten* mit rund -20 % für beide Exoskelette größer aus. Die Ergebnisse zum *Rumpf* werden durch jene der Vorstudie 0.1 (vgl. Kapitel 8.1.2) und der Evaluationsstudie 2.0 weiter gestützt. Letztere offenbarte beinahe identische Ergebnisse mit einer relativen Reduktionsspanne von -5 % bis -7 %, die ebenfalls statistisch nicht signifikant waren. Weiterhin werden die vorliegenden Ergebnisse durch die der Laborstudie 1.0 bestätigt, in der ebenso geringe relative Reduktionen gemessen wurden. Diese waren mit Ausnahme der statischen Haltungen für den *Rumpf oben* allesamt (29 von 32 Versuchspaarungen, vgl. Kapitel 9.1.2.1) statistisch nicht signifikant. Geringe bis moderate Reduktionen für den *oberen* und *unteren Rücken* wurden ebenso in den Vergleichsstudien von Alabdulkarim und Nussbaum (2018a), Kim und Nussbaum (2019) und Smets (2019) ausgewiesen. Ein sehr ähnliches Bild zeigten auch die Ergebnisse der Laborstudie 1.0 und die der Evaluationsstudie 2.0 (für letztere mit der Ausnahme, dass die relative Reduktion für den *oberen Rücken* statistisch signifikant war). Zusammengefasst ergeben sich abermals Ergebnisse, die im Einklang mit verschiedenen Vergleichsstudien stehen. Für die Hypothese 1-1 wird für beide Exoskelette für die Körperteile *Rumpf* und *Rücken*, jeweils *oben* und *unten*, die Nullhypothese angenommen.

Einzig und allein erfuhr die *Wirbelsäule* eine statistisch signifikante relative Reduktion (*Exo1*: -19 %, *Exo2*: -20 %) für beide Versuchspaarungen bzw. Exoskelette. Innerhalb der Evaluationsstudie 2.0 wurde ebenso eine statistisch signifikante relative Reduktion von -14 % festgehalten. Für die Hypothese 1-1 wird für die *Wirbelsäule* für beide Interventionen die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen.

Der *Nacken* zeigte eine statistisch signifikante Reduktion (-16 %) für die Paarung *NoExo - Exo2*. Innerhalb der Evaluationsstudie 2.0 ergab sich eine kongruente Reduktion von -14 %, die indes statistisch nicht signifikant ausfiel. Kim und Nussbaum (2019) sowie Smets (2019) berichteten ebenfalls von deutlichen Reduktionen der Nackenbeanspruchung. Erneut kamen in allen Untersuchungen Exoskelette zum Einsatz, die über keine gesonderte Nackenunterstützung verfügten. Für den *Nacken* wird für die



## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Hypothese 1-1 ausschließlich für die Paarung *NoExo* - *Exo2* die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen. Für die Paarung *NoExo* - *Exo1* wird die Nullhypothese angenommen.

---

**Hypothese 1-2:** Die subjektive globale Beanspruchung verändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die globale subjektive Beanspruchung reduzierte sich statistisch signifikant für das *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* um -38 %, während die relative Reduktion bei der Nutzung des *SkelEx V1 (Exo2)* mit -22 % beinahe nur halb so groß ausfiel. Darüber hinaus lag auch keine statistische Signifikanz vor. Im Grundsatz stimmen die Ergebnisse mit jenen anderer Studien überein, bei denen das globale Beanspruchungsempfinden bei der Nutzung von Überkopf-Exoskeletten während Überkopftätigkeiten ebenfalls sank. Während die mittlere Gesamtreduktion mit rund -9 % über alle Versuchsbedingungen in der Laborstudie 1.0 (vgl. Kapitel 9.1.2.1) vergleichsweise moderat war, reduzierte sich die Gesamtbeanspruchung in der Evaluationsstudie 2.0 mit -29 % (vgl. Kapitel 10.1.2.1) deutlich stärker. Mit -40 % (gemittelt über alle drei Versuchsbedingungen) berichteten Spada et al. (2019) die verhältnismäßig größten relativen Reduktionen, jedoch ohne die Anwendung interferenzstatistischer Methoden. Auch wenn die Ergebnisse in ihrer Höhe einer Schwankungsbreite unterlagen, zeigte sich ein genereller Trend in Richtung einer Entlastung des Gesamtbeanspruchungsempfindens. Im Vergleich scheinen daher die vorliegenden Ergebnisse valide zu sein und für die Hypothese 1-2 wird für die Paarung *NoExo* - *Exo1* die Alternativhypothese angenommen. Für die Paarung *NoExo* - *Exo2* wird die Nullhypothese beibehalten.

### 10.2.3.2 Objektive Beanspruchung

---

**Hypothese 4-1:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Sauerstoffaufnahme, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Für beide Gerätetypen ergaben sich marginale Unterschiede zwischen Kontroll- und Interventionsbedingung für die absolute ( $VO_2$ ) und die spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ). Der Einsatz des *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* zeigte eine relative Reduktion der absoluten Sauerstoffaufnahme von -1,2 %, respektive -0,5 % bei der spezifischen Sauerstoffaufnahme. Das *SkelEx V1 (Exo2)* bewirkte jeweils Steigerungen von 1,7 % bzw. 2,6 %. Interessant ist, dass die relativen Differenzen zu der jeweiligen

## Studie 2: Evaluationsstudie

---

Kontrollbedingung einmal sinken und einmal steigen (was per se aufgrund der geringen Größenunterschiede nicht weiter ungewöhnlich ist), die Umsatzanstiege für beide Parameter und beide Exoskelette in allen Fällen allerdings sinken. Betrachtet man den Umsatzanstieg isoliert, sind die Auswirkungen beider Geräte auf die absolute (*NoExo*: 213 %, *Exo1*: 207 %, *Exo2*: 206 % des Ruheumsatzes) und die spezifische (*NoExo*: 210 %, *Exo1*: 205 %, *Exo2*: 207 % des Ruheumsatzes) Sauerstoffaufnahme beinahe identisch. Wenn auch nur in geringem Maße zeichnen beide Geräte ein minimal positives Bild, da sie den Umsatzanstieg gegenüber der Kontrollbedingung leicht reduzieren. Dass ein Überkopf-Exoskelett unter realen Einsatzbedingungen nur einen marginalen Effekt auf die absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme hat, konnte bereits in der Evaluationsstudie 2.0 gezeigt werden (vgl. Kapitel 10.1.2.2,  $VO_2$ : -1,1 % und  $VO_2/kg$ : -2,8 % für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*). Darüber hinaus konnten wiederum keine Vergleichsstudien aus der Literatur bemüht werden, die die absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme sowie die kalkulierten Umsatzanstiege unter Feldbedingungen erfassten bzw. berichteten. In keiner der beiden Interventionsbedingungen wurde eine statistisch signifikante Änderung der zentralen Tendenzen der Parameter festgestellt, weshalb für Hypothese 4-1 die Nullhypothese angenommen wird.

---

### Hypothese 4-2:

Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch den Energieumsatz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Die Ergebnisse zum Energieumsatz stellten sich sehr ähnlich zu den Ergebnissen der Sauerstoffaufnahme dar. Erneut bedingte das *Crimson Dynamics EXOS (Exo1)* eine relative Reduktion des absoluten Nettoenergieumsatzes sowie des Umsatzanstieges, während das *SkelEx V1 (Exo2)* lediglich eine Reduktion des Umsatzanstieges demonstrierte und der absolute Nettoenergieumsatz dagegen wieder leicht anstieg. Beim Vergleich der Ergebnisse mit der Evaluationsstudie 2.0 offenbarten sich Parallelen in den Ergebnissen (vgl. Kapitel 10.1.2.2, absoluter Nettoenergieumsatz: -2,1 % und Nettoenergieumsatzanstieg: -5,8 % für den Arbeitsplatz *Unterbodenstopfen*), die für eine Plausibilität der gemessenen Werte sprechen. Bei der isolierten Betrachtung des Umsatzanstieges, zeigten beide Geräte erneut einen minimal positiven Effekt (*NoExo*: 212 %, *Exo1*: 206 %, *Exo2*: 204 % des Ruheumsatzes). Weitere Feldstudien konnten für einen Vergleich analog der Sauerstoffaufnahme nicht herangezogen werden. In keiner der beiden Interventionsbedingungen wurde eine statistisch signifikante Änderung der zentralen Tendenzen festgestellt. Für die Hypothese 4-2 wird daher ebenso die Nullhypothese angenommen.

**Hypothese 4-3:** Die objektiv gemessene globale Beanspruchung, ausgedrückt durch die Arbeitspulsfrequenz, ändert sich bei der Nutzung eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten.

---

Der absolute Arbeitspuls ( $\text{min}^{-1}$ ) und dessen Umsatzanstieg sanken minimal für die Versuchsbedingung *NoExo* und *Exo1* ( $-0,24 \text{ min}^{-1}$ ,  $-0,48 \%$ ). In der Versuchsbedingung *NoExo* und *Exo2* stiegen beide Kennwerte in geringem Maße ( $0,31 \text{ min}^{-1}$ ,  $0,24 \%$ ) an. Auch die Umsatzanstiege lagen durchgehend auf demselben Niveau (*NoExo*:  $31,1 \%$ , *Exo1*:  $30,6 \%$ , *Exo2*:  $31,3 \%$ ). Mit einer durchschnittlichen Arbeitspulsfrequenz von  $22,3 \pm 5,9 \text{ min}^{-1}$  (*NoExo*),  $22,0 \pm 5,5 \text{ min}^{-1}$  (*Exo1*) bzw.  $22,6 \pm 6,2 \text{ min}^{-1}$  (*Exo2*) lagen die Werte auch bei größter anzunehmender Varianz deutlich unterhalb der Dauerleistungsgrenze, welche bei 30 bis 40 Schlägen pro Minute angesetzt wird (Sämman, 1970; Schlick et al., 2010; Schmidtke, 1989). Die Überprüfung des Steady-State Zustandes (vgl. Anhang APP-ES21-1) bestätigt diese Schlussfolgerung. Obwohl eine Arbeitspulsfrequenz von 18 bis 19 Schlägen pro Minute bereits als „[...] sehr beanspruchend bezeichnet werden kann [...]“ (Sämman, 1970), spiegelten sich die objektiven Ergebnisse entgegen derer der Laborstudie 1.0 in der subjektiven Gesamtbeanspruchung der Probanden nicht wider (vgl. Kapitel 10.2.2.1). Im Vergleich mit der Evaluationsstudie 2.0, fielen die Differenzen bei der Arbeitspulsfrequenz ( $-0,97 \text{ min}^{-1}$ ,  $-5,05 \%$ , vgl. Kapitel 10.1.2.2) ähnlich gering aus. Marino (2019) kam bei dem Einsatz eines Überkopf-Exoskelettes (*ShoulderX*) mit  $-3,4 \%$  auf ähnlich geringe Differenzen. Moyon et al. (2018) berichteten eine relative Reduktion von  $-12,5 \%$  der Arbeitspulsfrequenz beim Einsatz desselben Überkopf-Exoskelettes (*SkelEx V1*), während Schleifarbeiten an einem Schiffsrumpf, die in Überkopfarbeit ausgeführt wurden. Anzumerken ist, dass in der Feldstudie von Moyon et al. die Tätigkeit über einen deutlich längeren, zusammenhängenden Zeitraum von ein bis zwei Stunden ausgeführt wurde. Es ist anzunehmen, dass sich die Diskrepanz durch den deutlich längeren Tätigkeitszeitraum in der das Exoskelett die Muskulatur effektiv entlastete ergab. Darüber hinaus waren die Belastungen in der Vergleichsstudie bei einer Spanne von 120 – 199 Schlägen pro Minute deutlich größer. Obwohl in beiden vorgenannten Vergleichsstudien die geringe Probandenanzahl dafür sorgte, dass keine interferenzstatistischen Methoden angewandt werden konnten, scheinen die Ergebnisse der Arbeitspulsfrequenz, insbesondere im Vergleich mit der Evaluationsstudie 2.0, realistisch zu sein. Da erneut keine der beiden Interventionsbedingungen zu einer statistisch signifikanten Änderung der zentralen Tendenzen führte, wird für die Hypothese 4-3 abermals die Nullhypothese angenommen.

### 10.2.4 Zusammenfassung

Beide untersuchten Überkopf-Exoskelette hatten einen positiven Effekt auf die subjektive Beanspruchung, wobei das *Crimson Dynamics EXOS* größere Reduktionen hervorrufen konnte. Bei den objektiven Beanspruchungsmessungen konnten lediglich minimale Unterschiede beim Einsatz der Interventionen im Vergleich zur Kontrollbedingung nachgewiesen werden. Analog den subjektiven Ergebnissen hatte der Einsatz des *Crimson Dynamics EXOS* einen leicht positiveren Einfluss auf die objektive Beanspruchung im Vergleich zum *SkelEx V1*, bei dem eine sehr geringe Erhöhung der Sauerstoffaufnahme, des Energieumsatzes und der Arbeitspulsfrequenz festgestellt werden konnte. Die Differenzen der objektiven Beanspruchungsparameter fielen indes so gering aus, dass sie allesamt statistisch nicht signifikant waren. Die wichtigsten Erkenntnisse der Evaluationsstudie 2.1 sind:

#### Zusammenfassung und wichtige Erkenntnisse



- Die subjektive Beanspruchung beim Einsatz des *Crimson Dynamics EXOS* reduzierte sich statistisch signifikant für die Körperteile *Oberarm, Schultern, vorne* (rechts) sowie *hinten* und *Wirbelsäule*. Die Gesamtkörperbeanspruchung verringerte sich ebenfalls statistisch signifikant.
- Die subjektive Beanspruchung sank beim Einsatz des *SkelEx V1* statistisch signifikant für die Körperteile: *Ellenbogen* (rechts), *Nacken* sowie *Wirbelsäule*.
- Die objektive Beanspruchung, ausgedrückt durch die normalisierten Parameter Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ), Arbeitspuls ( $min^{-1}$ ) und den Energieumsatz (kcal/h), zeigte beim Einsatz des *Crimson Dynamics EXOS* sehr geringe, statistisch nicht signifikante Reduktionen.
- Die objektive Beanspruchung, ausgedrückt durch die normalisierten Parameter Sauerstoffaufnahme ( $VO_2$ ), spezifische Sauerstoffaufnahme ( $VO_2/kg$ ), Arbeitspuls ( $min^{-1}$ ) und den Energieumsatz (kcal/h), zeigte beim Einsatz des *SkelEx V1* sehr geringe, statistisch nicht signifikante Steigerungen. Ebenfalls statistisch nicht signifikant, reduzierte sich die Umsatzsteigerung in geringem Maße.

# 11 Bewertung der Systematik

Die Fragestellung der Arbeit – die Einsatzmöglichkeit der gewählten Messmethodik zur ergonomischen Beurteilung von passiven Überkopf-Exoskeletten am Beispiel der Automobilindustrie – wurde anhand der sieben Forschungshypothesen überprüft, wobei die Ergebnisse aus Labor- und Feldstudien im Nachfolgenden zusammengefasst sind.

*Tabelle 15: Zusammengefasste Bewertung der Hypothesen*

Hypothese	Zusammengefasste Bewertung
Hypothese 1-1	Über Feld- und Laborstudien hinweg konnte gezeigt werden, dass passive Überkopf-Exoskelette die subjektive Beanspruchung verändern können. Für <i>Hände &amp; Finger</i> , <i>Unterarm</i> und <i>Ellenbogen</i> wurden mit Ausnahme der Vorstudie 0.1 nur vereinzelt statistisch signifikante Änderungen festgestellt. Die subjektive Beanspruchung der <i>Oberarme</i> und <i>Schultern</i> wurde durch ein Exoskelett studienübergreifend überwiegend reduziert, wobei der Effekt im Labor größer ausfiel als im Feld. Dieselben Erkenntnisse zeigten sich auch für den <i>Nacken</i> unter Laborbedingungen, allerdings nur für die statischen Haltungen. Der frontale Oberkörper bzw. der <i>Rumpf</i> erfuhren in keiner Studie eine statistisch signifikante Änderung durch ein Exoskelett. Für den <i>Rücken</i> ergab sich mit Ausnahme der ersten Evaluationsstudie keine Veränderung im Beanspruchungsempfinden. Zusammenfassend wird festgestellt, dass ein Überkopf-Exoskelett die lokale subjektive Beanspruchung in <i>Oberarm</i> , <i>Schulter</i> und <i>Nacken</i> effektiv reduziert.
Hypothese 1-2	Die globale subjektive Beanspruchung wurde über alle Studien statistisch signifikant (Für das zweite Exoskelett der zweiten Evaluationsstudie ergab sich lediglich eine deutliche Tendenz) reduziert.
Hypothese 2	Die lokale Beanspruchung des <i>Musc. trapezius pars descendens</i> sank deutlich beim Einsatz eines Exoskelettes. Besonders stark profitierten die Bündel bei Auslenkungen größer 90° Schulterflexion. Dynamische Bewegungsabfolgen und Arbeitstätigkeiten führten zu den größten Aktivierungspotenzialen und profitierten im besonderen Maße durch die Unterstützung. Beim Absenken der Arme auf die Neutralstellung musste gegen die Federkraft des Exoskelettes gearbeitet werden, was zu einer Steigerung der Aktivierung führte. Der <i>Musc. deltoideus pars acromialis</i> zeigte ein ähnliches Aktivierungsmuster. Erneut ergaben sich die betragsmäßig größten Aktivierungen für Winkel größer 90° Schulterflexion. Der Unterstützungseffekt durch das Exoskelett war hier ebenso am größten. Im Unterschied zu den Trapezmuskeln war der Effekt unabhängig von der Arbeitsform des Muskels und galt für statische Haltearbeit sowie dynamische Bewegungen.

Hypothese 3

Die lokale Gewebesauerstoffsättigung des *Musc. deltoideus pars clavicularis* zeigte einen deutlich positiven Einfluss der Intervention während der statischen Haltungen. Die Ausnahme stellte die Haltung bei 160° Schulterflexion dar. Ebenfalls wurden dynamische Bewegungen und im Besonderen die simulierten Tätigkeiten beidseitig auffallend positiv durch das Exoskelett beeinflusst. Es kann daher davon ausgegangen werden, dass die lokale Gewebesauerstoffversorgung, an die die Nährstoffversorgung gekoppelt ist, durch den Einsatz eines Exoskelettes deutlich profitiert. Die Ermüdung der lokalen Muskulatur kann also effektiv verhindert bzw. verzögert werden.

---

Hypothese 4-1

Die globalen Beanspruchungsparameter absolute und spezifische Sauerstoffaufnahme wurden durch ein Exoskelett nur gering beeinflusst. Unter Laborbedingungen konnten geringe Tendenzen bzw. Reduktionen für die dynamischen Bewegungen ausgemacht werden, während bei den statischen Haltungen kaum Unterschiede feststellbar waren. Die aus statischen Haltungen und dynamischen Bewegungen zusammengesetzten Tätigkeiten zeigten im Labor daher auch nur eine geringe, allerdings positive, Beeinflussung durch das Exoskelett. Derselbe Effekt ergab sich in den Feldstudien. In beiden Evaluationsstudien konnten nur geringe Effekte auf die beiden globalen Beanspruchungsparameter festgestellt werden. Die Ergebnisse spiegeln daher die Erkenntnisse der simulierten Tätigkeiten aus dem Labor wider. Eine Ausnahme bildete das zweite untersuchte Exoskelette in der zweiten Feldstudie, mit dem eine Tendenz einer erhöhten Sauerstoffaufnahme festgestellt wurde.

---

Hypothese 4-2

Der Energieumsatz zeigte das identische Muster wie die Sauerstoffaufnahme.

---

Hypothese 4-3

Die Arbeitspulsfrequenz zeigte im Labor eindeutige Reduktionen beim Einsatz des Exoskelettes. Statische Haltungen und dynamische Bewegungen profitieren stärker durch die Unterstützung als simulierte Montagetätigkeiten. Während in der ersten Feldstudie noch minimale Reduktionen festgestellt wurden, ergaben sich in der zweiten Feldstudie für beide Exoskelette keine Unterschiede.

---

### 11.1 Subjektive Beanspruchungserfassung

Für die lokale subjektive Beanspruchung wurde die zehnstufige CR-10-Skala nach Borg (1998) gewählt. Bezogen auf die abgegebene körperliche Leistung stellt sie eine leicht positiv beschleunigte Funktion dar. Darin liegt der Vorteil, dass so ein besseres Verständnis für die zu Grunde liegenden physiologischen Prozesse sowie deren Perzeption geschaffen werden. Sie verfügt außerdem über eine höhere statistische Wertigkeit im Vergleich zu anderen psychometrischen Skalen (Borg & Kaijser, 2006).

Anhand der Ergebnisse der Laborstudie 1.0 wurde gezeigt, dass die lokale Beanspruchungswahrnehmung (vgl. Kapitel 9.1.2.1) gut mit der lokal objektiv gemessenen Beanspruchung (vgl. Kapitel 9.1.2.2.1) derselben Körperpartien bzw. Muskeln korreliert. Beispielsweise fallen die Differenzen der OEMG-Aktivierungen für den *Musc. trapezius pars descendens* für die dynamischen Bewegungsabläufe D1|D4 und D3|D6 so gering aus, dass keine, oder nur eine geringe statistische Signifikanz (im Vergleich zu den sonst eindeutigen Ergebnissen) nachgewiesen werden kann. Dasselbe Bild ergibt sich bei der Betrachtung der Ergebnisse für die *Schultern, hinten*, bei denen für dieselben Versuchspaarungen keine statistisch signifikanten Differenzen der lokalen Beanspruchungswahrnehmung festgestellt wurden. Innerhalb der zweiten Evaluationsstudie wurden für die *Schultern vorne* jeweils beidseitig sehr ähnliche relative Reduktionswerte für dieselbe Arbeitssituation mit unterschiedlichem Exoskelett erhoben (vgl. Kapitel 10.2.2.1), wobei der Unterstützungsgrad für beide Geräte nach demselben Prinzip eingestellt worden war und die Charakteristik der Unterstützung als annähernd gleich betrachtet werden darf. Auch am Beispiel der ergonomischen Beurteilung von passiven Überkopf-Exoskeletten kann somit die Validität der Methode bestätigt werden. Im Vergleich mit den übrigen Messmethoden zeigte sich sowohl unter Labor- als auch unter Feldbedingungen eine geringere Varianz der Messergebnisse, insbesondere bei kleineren Beanspruchungswerten.

Die von Borg und Kaijser (2006) beschriebene Limitation einer geringen Verlässlichkeit der CR-10 Skala für Werte die kleiner als 2 sind – begründet durch eine große Varianz der Messergebnisse – stützen die Ergebnisse dieser Arbeit nicht (vgl. Ergebnisse im Anhang). Zu denselben Erkenntnissen kamen Kroidl et al. (2015) die eine höhere Übereinstimmung im unteren Bereich der Skala feststellten. Weiterhin gaben Kroidl et al. an, dass das obere Ende der CR-10 Skala, also die 10, durch die Probanden eher ausgespart wird. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit würden das vorerst untermauern, allerdings bleibt zu bedenken, dass die untersuchten Versuchsbedingungen basierend auf den objektiven Messwerten studienübergreifend deutlich unterhalb der

individuellen Beanspruchungsmaxima lagen. Um dieses Problem in den Griff zu bekommen schlugen Sood et al. (2007) vor, dass die Probanden vor Durchführung eines Versuches einen sog. „wall sit“ (Knie 90° angewinkelt mit geradem Rücken an der Wand „sitzend“) bis zur Erschöpfung vollführen und währenddessen in regelmäßigen Abständen ihre Beanspruchung unter Einsatz der CR-10 Skala bewerten sollten. Auf diese Weise erhielten die Probanden die Möglichkeit das Maximum der Skala mit ihrer empfundenen Beanspruchung zu verknüpfen. Das Vorgehen wurde erfolgreich für die Evaluierung der subjektiven Beanspruchung beim Einsatz von Exoskeletten angewandt (Alabdulkarim & Nussbaum, 2019; Kim et al., 2018a). Summa summarum kann die CR-10 Skala im Kontext der ergonomischen Beurteilung von passiven Exoskeletten für die valide Erhebung der lokalen Beanspruchung empfohlen werden. Sie bedarf nur einer kurzen Erklärung und ist selbst durch einen unbedarften Probanden schnell anwendbar.

Für die Erhebung der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung wurde eine VAS-Skala eingesetzt, deren Ursprünge auf Hayes und Patterson (1921) zurückgehen. Einer der größten Vorteile der VAS Skala ist ihre Einfachheit. In Verbindung mit dem Einsatz der Smiley-Gesichter bedarf die Skala keiner detaillierten Erklärung, was studienübergreifend innerhalb dieser Arbeit nachgewiesen werden konnte. Zudem stellte sich heraus, dass der Bewertungsprozess in sehr kurzer Zeit durchgeführt werden kann, was bei einer größeren Anzahl an Versuchsbedingungen ein nicht zu unterschätzender Vorteil ist, der ebenso durch Wewers und Lowe (1990) beschrieben wurde. Darüber hinaus ist die VAS-Skala reliabel sowie valide und erlaubt eine feinere Unterscheidung der wahrgenommenen Empfindungen im Vergleich zu anderen psychometrischen Skalen (Gift, 1989; Kersten et al., 2012).

Nach Dixon und Bird (1981) ist eine Limitation des Verfahrens die eingeschränkte Reproduzierbarkeit von Werten im mittleren Spektrum. Je weiter die Werte von den jeweiligen Extremwerten bzw. Ankerpunkten der Skala entfernt liegen, desto schlechter fiel die Reproduzierbarkeit aus. Innerhalb dieser Arbeit wurde ein und dieselbe Versuchsbedingung nicht mehrfach durchlaufen, weshalb diese These nicht überprüft werden konnte. Eine weitere Limitation des Verfahrens ist, dass die Anwendung parametrischer Statistikttests die vorherige Normalisierung per Datentransformation bedürfen, um etwaige Schiefe oder Kurtose zu korrigieren (Wewers & Lowe, 1990). Durch den Einsatz nicht-parametrischer Testverfahren konnte diese Einschränkung umgangen werden.

Aufgrund der bestätigten Einfachheit und der Schnelligkeit des Verfahrens kann die VAS-Skala für die Erhebung der subjektiven Beanspruchung für die ergonomische Beurteilung von Exoskeletten empfohlen werden.



## **Bewertung der Systematik**

---

Eine weitere in der Literatur beschriebene Limitation betrifft die lokale und globale Beanspruchungserhebung im Allgemeinen. So berichteten Bazely und Nugent (2015), dass einerseits Muster einer veränderten wahrgenommenen Beanspruchung innerhalb eines Tages (je nach Tageszeitpunkt), andererseits Muster in Bezug auf verschiedene Tage in einer Arbeitswoche festgestellt wurden. Die beschriebene Limitation wurde im Rahmen dieser Arbeit nicht überprüft, da in keiner der durchgeführten Studien das Beanspruchungsempfinden unter denselben Bedingungen zwei- oder mehrfach an einem Tag bzw. pro Woche erhoben wurde.

### 11.2 Objektive Beanspruchungserfassung

Für die objektive Erfassung der lokalen Beanspruchungsänderung beim Tragen eines Exoskelettes wurde das OEMG-Verfahren eingesetzt. Es bietet den Vorteil einen indirekten Beweis für die Effektivität eines Exoskelettes zu liefern, da das Verfahren die muskuläre Beanspruchung bzw. deren Entlastung direkt misst (Lazzaroni et al., 2018). OEMG kann zudem gleichermaßen für die Erfassung und Beurteilung von statischen als auch dynamischen Muskelkontraktionen eingesetzt werden, auch wenn in letzterem Falle darauf zu achten ist, dass sich die Muskelfaser unterhalb der aufgebrachten Elektroden verkürzen, verlängern oder verschieben kann. Bis heute gilt das Verfahren als Goldstandard zur Erfassung der lokalen Muskelbeanspruchung und erlaubt indes auch zusätzlich die qualitative Beanspruchungsrelation zu anderen Körperteilen (Sämann, 1970). Neben der Amplitude der Muskelaktivierung kann das Verfahren zudem die Änderung der Aktivierungsfrequenz erfassen. Mittels beider Parameter kann eine Aussage zur Muskelermüdung gemacht werden (Freiwald et al., 2007; Looze et al., 2016; Muramatsu & Kobayashi, 2014).

Abseits der genannten Vorteile bringt das OEMG-Verfahren auch einige Nachteile mit sich. Zuerst einmal bedarf die Auswahl der Sensorplatzierung sowie die anschließende Vorbereitung der Haut einer erhöhten anatomischen Fachexpertise. Die Vorbereitung der Hautareale, die später mit Sensoren ausgestattet werden sollen, ist nicht nur eine zeitaufwendige Prozedur, sondern unterliegt gewissen Mindesthygieneanforderungen sowie einem Mindestmaß an medizinischen Utensilien (z.B. Einwegrasierer, Peeling-Gel und Desinfektionsmittel). Als nicht zu unterschätzender Nachteil stellte sich zudem der Eingriff in die Privatsphäre heraus, da für die Vorbereitungsprozeduren die Oberbekleidung abgelegt werden musste. Während im Laborumfeld die Privatsphäre der Probanden noch ausreichend geschützt werden konnte, ließ das Produktionsumfeld dies nicht mehr zu, weshalb die Technik unter anderem aufgrund dieser Rahmenbedingungen im Felde nicht angewendet werden konnte.

Um die Versuchsergebnisse zwischen den unterschiedlich proportionierten Probanden vergleichbar zu machen, ist die Anwendung eines Normalisierungsverfahrens unumgänglich. Die gängigen Verfahren zur Normalisierung der Muskelaktivierung setzen die während eines Versuches gemessenen Werte mit denen einer Referenz- oder Maximalkontraktion derselben Muskulatur ins Verhältnis. Dieses Verfahren ist nicht nur zeitintensiv, sondern birgt ein Fehlerrisiko bei inkorrektur Durchführung. So ist es nicht unüblich, dass Probanden, die vor einem Versuch kein Training erhielten, bei einer vermeintlichen Maximalkontraktion (welche willentlich herbeigeführt wurde) auf ledig-

lich 20 – 30 % ihrer tatsächlichen Maximalkraft kommen. Dies kann zu Fehlinterpretationen der Daten und letztlich zu falschen Schlussfolgerungen führen (R. Merletti, 1999).

Im Rahmen der Laborstudie konnte außerdem gezeigt werden, dass die Platzierung der Sensoren in Verbindung mit der Nutzung eines Exoskelettes zu einer bedeutsamen Herausforderung erwachsen kann. Die stützenden Strukturen sowie der Bewegungsapparat der untersuchten Exoskelette verlaufen bewusst körpernahe, damit diese weder zu ausladend ausfallen noch ein zu großer Abstand zwischen dem Drehpunkt der mechanischen Gelenke und dem realen Gelenk entsteht (da sonst Scherkräfte auftreten). Die Schwierigkeit besteht nun darin die Sensoren so anzuordnen, dass diese nicht mit dem Exoskelettaufbau in Kontakt kommen. Vergleiche hierfür das Kapitel 9.1.1.4 und die Ausführungen von Maurice et al. (2019). Hinzu kommt, dass die Anzahl der Sensoren, die auf der Haut platziert werden können, begrenzt ist. Moderne OEMG-Systeme sind in der Lage bis zu 64 Kanäle, sprich Muskelfasern, parallel aufzuzeichnen. Der menschliche Körper besitzt mehr als 650 Muskeln (Bommas-Ebert et al., 2011), wodurch nur ein Bruchteil mittels OEMG-Verfahren erfasst werden kann. Liegen symmetrische Beanspruchungsverhältnisse vor, reicht es oftmals aus nur eine Körperhälfte zu erfassen, um so eine größere Reichweite an Muskelfasern abzudecken (Abdoli-E et al., 2006). Dies spielt insofern eine bedeutsame Rolle, als dass es Hinweise gibt, dass Exoskelette nicht nur einen Einfluss auf die direkt zu unterstützende Körperpartie (im Falle von passiven Überkopf-Exoskeletten der Schulterapparat) haben, sondern ebenso einen gewissen Lastumverteilungseffekt hervorrufen, deren Auswirkungen bei ausschließlicher Fokussierung auf eine Körperstelle nicht erfasst werden würde (Strasser & Ernst, 1992; Weston et al., 2018).

Obwohl das OEMG-Verfahren einige Nachteile mit sich bringt, ist es bis heute im Bereich der Arbeitswissenschaft der unangefochtene Goldstandard für die Erfassung von lokaler Beanspruchung. Aufgrund des hohen Verbreitungsgrades sind studienübergreifende Vergleiche möglich, welche einen unschätzbaren Vorteil bei der Ergebnisinterpretation bieten. Richtig angewandt liefert es zuverlässig ein detailliertes Beanspruchungsbild unter variierenden kinematischen Bedingungen. Zusammenfassend kann das Verfahren uneingeschränkt für Laboruntersuchungen empfohlen werden. Der Einsatz im Feld unterliegt gewissen Einschränkungen. Die Anwendbarkeit des Verfahrens sollte daher vorab mit dem Studiendesign abgeglichen werden.

Als weiteres lokales Beanspruchungsmessverfahren wurde die Nahinfrarotspektroskopie eingesetzt. Das Verfahren bietet den großen Vorteil, dass negative wie auch positive Auswirkungen kinematischer Veränderungen (bedingt durch, aber nicht aus-

schließlich, das Tragen eines Exoskelettes) direkt sichtbar gemacht werden. Die adäquate Nähr- bzw. Sauerstoffversorgung von Muskelpartien einerseits sowie der Abtransport von Stoffwechselprodukten andererseits – beides direkt messbar mit NIRS – ist ein eindeutiger Indikator für eine positive oder auch negative Veränderung (Sämman, 1970). Im Vergleich mit einer OEMG-Messung ist die Interpretation der NIRS-Ergebnisse daher um ein Vielfaches einfacher, da für eine gemessene Muskelaktivierung zuerst bewertet werden muss, ob eine Veränderung einen positiven oder einen negativen Charakter aufweist. Im Vergleich zum OEMG-Verfahren, bietet NIRS einen besseren Aussagegehalt während der initialen Kontraktionsphase einer Muskelgruppe, was für die Bewertung von Muskelermüdungseffekten genutzt werden kann (Şayli et al., 2014). Knardahl (2002) beschreibt, dass OEMG gegenüber der Erfassung von geringen Muskelaktivierungen, die letztlich zu Muskelermüdung und in der Folge zu Schmerzen führen, nicht ausreichend sensitiv genug ist. Demgegenüber steht das NIRS-Verfahren, das als sensitiveres Messverfahren gilt (Ferguson et al., 2013).

Das NIRS-Verfahren teilt sich einige wesentliche Nachteile mit dem OEMG-Verfahren. So ist die Vorbereitungsphase aufgrund der Hautpräparation sowie das anschließende Anbringen der Sensorik zeitaufwendig und sollte ebenso nur durch geschultes Personal erfolgen. Um die Ergebnisse zwischen Probanden vergleichen zu können, ist ebenso eine Normalisierung der aufgenommenen Daten erforderlich. Dies erfordert zusätzlichen Zeitaufwand und bringt dieselben, oben genannten Fehlerrisiken mit sich. Ein entscheidender Nachteil gegenüber dem OEMG-Verfahren ist die Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakten während dynamischer Bewegungsabläufe (Wolf et al., 2007). Dieser Nachteil zeigte sich deutlich in den Ergebnissen der dynamischen Versuchsbedingungen der Laborstudie (vgl. Kapitel 9.1.2.2.2 und 9.1.3.2). Ein weiterer Nachteil offenbarte sich auch bei der Messung und Beurteilung von statischen Versuchsbedingungen, bei denen sich die Lage der untersuchten Extremitäten deutlich gegenüber der Haltung während des Normalisierungsverfahrens unterschied. Beispielfähig wird hierfür auf die Ergebnisse der Versuchspaarung S3|S6 der Laborstudie verwiesen (siehe ebenso beide o.g. Kapitel).

Zusammenfassend kann das NIRS-Verfahren als sensibles und reliables Verfahren für die Bewertung von (passiven Überkopf-)Exoskeletten empfohlen werden, sofern die limitierte Anwendbarkeit des Verfahrens bei gewissen statischen sowie dynamischen Versuchsbedingungen beachtet wird.

Die Ergospirometrie und die Messung der Herzschlagfrequenz wurden für die Erfassung der globalen Beanspruchung verwendet. Unter Einhaltung der Vorgaben zur

Standardisierung weisen sie eine hohe Reliabilität und Objektivität bei mittlerer Validität auf (Knott, 2017). Im Kontext der Evaluierung von Exoskeletten bieten die globalen Beanspruchungsverfahren den Vorteil, dass sie auch zusätzlich unvorhergesehen Effekte erfassen, die außerhalb der Muskel- und Gewebeareale auftreten, die mit lokalen Sensoren bestückt sind und in denen eine Veränderung erwartet wird. Darüber hinaus erlauben sie ebenso die Erfassung von kognitiven Beanspruchungsänderungen (Maurice et al., 2019).

Während die Ergospirometrie ein gutes Maß für die Gesamtbeanspruchung während dynamischer Tätigkeiten darstellt, reicht das Verfahren für die Beurteilung bei statischer Arbeit nicht aus (Sämann, 1970). Hier zeichnet sich ein Vorteil der Herzfrequenzmessung ab, die sowohl für statische als auch dynamische Versuchsbedingungen eingesetzt werden kann. Ein Nachteil der globalen Beanspruchungsverfahren ist die hohe Trägheit der kardiorespiratorischen Parameter auf Belastungsänderungen. Auch wenn die Literatur ein nicht eindeutiges Bild zeichnet, bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit, dass ein Mindestmaß an Zeit verstreichen muss, damit die erfassten Beanspruchungsdaten valide zu einer äußerlich veränderten Belastungssituation passen. Auch muss die Beanspruchungssituation über einen gewissen Zeitraum aufrechterhalten werden, damit von einem Steady-State-Zustand ausgegangen werden kann. In der vorliegenden Arbeit konnten die Zeiträume nur unter Feldbedingungen eingehalten werden. Unter Laborbedingungen durfte nur aufgrund der geringen absoluten Belastungen der Steady-State-Zustand bereits nach deutlich geringerer Zeit angenommen werden. Der Einsatz der globalen Beanspruchungsverfahren wird somit auf eine geringe Beanspruchung oder einen großen Versuchszeitraum limitiert. Die bereits beschriebene Systemträgheit führt in Verbindung mit kurzen Versuchszeiträumen zu einer geringen Sensitivität des Messverfahrens. So konnten anhand der Sensitivitätsanalyse innerhalb der ersten Evaluationsstudie (Kapitel 10.1.1.6.2) demonstriert werden, dass deutlich unterschiedliche Auswertefenster nur zu geringen Veränderungen der Mittelwerte führten. Weiterhin weisen beide Messverfahren nach Koller et al. (2016) eine geringe Sampling-Rate auf, die zudem nicht zeitkonstant ist und somit zu einem erheblichen Nachbearbeitungsaufwand der Daten führt (vgl. Kapitel 9.1.1.6.5). Abschließend sei noch erwähnt, dass die Herzschlagfrequenz als globaler Beanspruchungsparameter gegenüber der Ergospirometrie den Nachteil aufweist, dass eine Veränderung der Herzschlagfrequenz oftmals auf psychische Faktoren wie etwa Stress zurückzuführen ist und nicht immer eindeutig mit einer äußerlichen Belastungsänderung in Verbindung gebracht werden kann (Borg & Kaijser, 2006). Insgesamt ist der Einsatz der globalen Beanspruchungsverfahren für die ergonomische Evaluierung von Exoskeletten genau zu prüfen. Insbesondere bei

## **Bewertung der Systematik**

---

der Evaluierung von Überkopf-Exoskeletten, deren Einsatz vornehmlich die Beanspruchung der vergleichsweise kleinen Schultermuskeln beeinflusst, ist eine gewisse Vorsicht geboten, da die Parameterveränderungen teilweise gering ausfallen. Hier zeigte sich, dass beide Verfahren unter Laborbedingungen zu besseren Ergebnissen kommen als im Feldeinsatz. Nichtsdestotrotz bieten die zwei globalen Messverfahren den immensen Vorteil, dass sie auch mobil und daher im Felde sehr schnell und einfach einsetzbar sind. Sie zeichnen sich aufgrund des geringen Eingriffes in die Privatsphäre sowie den kurzen Vorbereitungszeiten als äußerst praxistauglich aus, was im Produktionsumfeld einen nicht zu unterschätzenden Vorteil darstellt.

## 12 Zusammenfassung

Zielstellung dieser Arbeit war es, eine geeignete Messmethodik zu entwickeln, um mit dieser die physiologischen Auswirkungen von passiven Überkopf-Exoskeletten systematisch bewerten zu können. Gegenüber den in Kapitel 5 vorgestellten Ansätzen einer ergonomischen Evaluation von Überkopf-Exoskeletten wurde ein möglichst ganzheitlicher Ansatz zur Erfassung der körperlichen Beanspruchung bei klassischen Überkopfhaltungen bzw. -tätigkeiten gewählt. Körperteilbezogen wurde die subjektive Beanspruchung per Body-Map in Verbindung mit der Borg'schen CR-10 Skala erhoben. Für die subjektive Ganzkörperbeanspruchung wurde eine VAS-Skala gewählt. Die lokale Beanspruchung wurde über die Muskelaktivierung beidseitig per Oberflächen-Elektromyographie an den Bündeln des *Musc. trapezius pars descendens* und des *deltoideus pars acromialis* gemessen. Erstmals wurde Nahinfrarotspektroskopie eingesetzt, um über den Sauerstoffgewebesättigungsgrad Rückschlüsse auf die lokale Versorgungslage des *Musc. deltoideus pars acromialis* während der Nutzung eines Überkopf-Exoskelettes zu ziehen. Das eingesetzte Studiendesign bildete dabei die charakteristischen Eigenschaften von Überkopfarbeitsplätzen in der Automobilindustrie valide ab. Die holistische Methodik zur Bewertung der physiologischen Konsequenzen beim Einsatz von Überkopf-Exoskeletten konnte unter Einschränkungen unter Labor- und Feldbedingungen gleichermaßen angewandt werden.

Die grundsätzliche Eignung und der ergonomische Mehrwert von Überkopf-Exoskeletten wurden anhand einer ersten subjektiven Beanspruchungserhebung innerhalb der Montage eines Automobilherstellers in der Vorstudie 0.1 (Kapitel 8.1) belegt. Auf den Erkenntnissen aufbauend wurde innerhalb der Vorstudie 0.2 (Kapitel 8.2) die eingesetzte Messmethodik sowie ein geeignetes Versuchsdesign unter Laborbedingungen sukzessive entwickelt und getestet. In der Hauptstudie 1.0 (Kapitel 9.1) wurde die entwickelte Methodik im Labor angewandt, um die Beanspruchungsänderungen beim Einsatz eines ausgewählten, repräsentativen Überkopf-Exoskelettes zu quantifizieren. Innerhalb der Hauptstudie 1.1 (siehe Kapitel 9.2) wurde dieselbe Messmethodik unter Feldbedingungen eingesetzt, wobei festgestellt werden musste, dass die objektiven lokalen Messverfahren (OEMG und NIRS) für eine Anwendung im industriellen Produktionsumfeld nicht geeignet waren. Insofern ergab sich letzten Endes eine Schnittmenge aus lokaler (Body-Map i.V.m CR-10 Skala) und globaler subjektiver (VAS-Skala) sowie objektiver (Ergospirometrie und Herzschlagfrequenzmessung) Messverfahren.

## Zusammenfassung

---

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigten, dass die lokale Beanspruchung der für eine Überkopftätigkeit hauptsächlich belasteten Schulter- und Nackenmuskulatur effektiv durch ein passives Überkopf-Exoskelett reduziert werden kann. Insbesondere größere Schulterflexionswinkel, unabhängig ob statische Haltungen oder dynamische Bewegungen ausgeführt wurden, erzeugten eine größere Beanspruchung. Die relative Reduktion durch ein Exoskelett fiel hier mit etwas mehr als -40 % am deutlichsten aus. Die gefundenen Reduktionen verhielten sich für die globalen, respiratorischen Beanspruchungsparameter während dynamischer Bewegungen ähnlich, wenn auch deutlich geringer ausfallend. Während den statischen Haltungen zeigten sich geringe bis keine Differenzen. Die Ergebnisse korrelierten nicht mehr mit denen der Oberflächen-Elektromyographie. Der Grundsatz, dass Sauerstoffaufnahme und Energieumsatz nur bei rein dynamischer Arbeit ein gutes Maß für die Gesamtbeanspruchung sind, konnte mit der vorliegenden Studie weiter bekräftigt werden. Die Arbeitspulzfrequenz zeigte für alle Laborbedingungen hingegen eine merkliche Reduktion bei Einsatz des Exoskelettes. Zusätzlich korrelierten die Ergebnisse gut mit jenen der subjektiven Beanspruchung, ein Zusammenhang den Gunnar Borg bereits postuliert hatte (Borg, 1982). Die geringe Beeinflussung der objektiven Ganzkörperbeanspruchung zeigte sich ebenso im Feld. Dort ergaben sich im Mittel nur marginale Reduktionen. In der zweiten Feldstudie konnten für das zweite untersuchte Exoskelett sogar eine Tendenz hinsichtlich höherer Werte festgestellt werden. Die relativen Differenzen zwischen Kontrolle und Intervention fielen für die simulierten Tätigkeiten auch unter Laborbedingungen verhältnismäßig gering aus. Unter realen Bedingungen werden Bewegungen und Tätigkeiten ausgeführt, bei denen ein Überkopf-Exoskelett keinen Unterstützungseffekt hat, während unter Laborbedingungen der Unterstützungseffekt des Exoskelettes isoliert betrachtet wird. Insofern ist es nicht verwunderlich, dass die Differenzen unter Feldbedingung nochmals geringer ausfallen.

Ein besonderes Augenmerk gilt dem Verfahren und den Ergebnissen der Nahinfrarotspektroskopie. Durch ihren Einsatz konnte gezeigt werden, dass ein Exoskelett unabhängig von der Muskelarbeitsform die lokale Blut- und damit Nährstoffversorgung der Schulterflexoren positiv beeinflusst. Es kann daher angenommen werden, dass die Geräte einer vorzeitigen Muskelermüdung vorbeugen und damit einen Beitrag zur Prävention von Muskel-Skelett-Erkrankungen leisten. Im Kapitel 3.2 wurde der Wirkmechanismus von Überkopf-Exoskeletten dargestellt. Der veränderte Kraftfluss – weg von überbeanspruchten Körperteilen, welche im vorliegende Anwendungsfall die Schultern und der Nacken sind, hin zu weniger belasteten Körperteilen – führt zu einer erhöhten Beanspruchung im Becken. In Folge des erhöhten Gewichts durch das Exoskelett müssten auch die unteren Extremitäten stärker beansprucht werden. Anhand der Literatur und der subjektiven Ergebnisse der ersten Vorstudie kann bislang davon



## Zusammenfassung

---

ausgegangen werden, dass die Veränderung des Kraftflusses keine kurzfristig bemerkbaren schädlichen Folgen verursacht. Auch das tendenziell geringe Gewicht von passiven Überkopf-Exoskeletten – in der Regel weniger als drei Kilogramm – trägt zu einer nahezu unveränderten subjektiven Beanspruchung der unteren Extremitäten bei.

### Erkenntnisse und Einsatzempfehlung



- Passive Überkopf-Exoskelette reduzieren die lokale Muskelbeanspruchung. Insbesondere bei größeren Schulterflexionswinkel  $> 90^\circ$  ergeben sich hohe relative Reduktionsraten. Sie unterstützen daher Tätigkeiten im oberen Greifraum besonders gut und sollten vornehmlich hierfür eingesetzt werden.
- Während statischer Muskularbeit wird ein Großteil der untersuchten subjektiven und objektiven Beanspruchungsparameter gleichermaßen effektiv reduziert. Passive Überkopf-Exoskelette sollten daher vornehmlich bei Tätigkeiten unterstützen, in den statische Überkopf-Haltungen notwendig sind.

## 13 Ausblick

Muskel-Skelett-Erkrankungen entstehen aufgrund einer kontinuierlichen langandauernden Überbeanspruchung bestimmter Körperpartien. Die vorliegende Arbeit bewertete die kurzfristigen Auswirkungen auf die Physiologie unter Einbindung eines möglichst breiten Spektrums an arbeitswissenschaftlichen Methoden. Dennoch bleibt die Frage offen, ob ein kontinuierlicher Einsatz von Überkopf-Exoskeletten die Anzahl der Erkrankungen und damit einhergehend die Anzahl der kostspieligen AU-Tage langfristig reduzieren kann. Um dies zweifelsfrei nachzuweisen wären Langzeitstudien in Verbindung mit einer Korrelation der gemeldeten Arbeitsunfälle bzw. Erkrankungen erforderlich (Butler & Gillette, 2019; Spada et al., 2019). Aufgrund von sich regelmäßig ändernden Produktionsbedingungen stellt sich dies als herausfordernd dar (Bjelle et al., 1981). Die Gefahr einer Muskeldeconditionierung (Eisinger et al., 1996; Looze et al., 2016) durch den Einsatz von Überkopf-Exoskeletten konnte durch die Laborergebnisse für die untersuchten Muskeln entkräftet werden. Es ist dennoch nicht auszuschließen, dass andere, nicht untersuchte Muskelstränge durch das Tragen eines Exoskelettes auf lange Sicht negativ beeinflusst werden.

Weiterhin verbleibt eine große Zahl noch zu beantwortender Forschungsfragen. Obwohl die Geräte die Mitarbeitenden in Unternehmen subjektiv und objektiv entlasteten, bestehen nach wie vor Akzeptanzprobleme unter der Belegschaft (Looze et al., 2016; Spada et al., 2018). Ein geringer Tragekomfort, ausgelöst durch Schweißbildung (Smets, 2019) bzw. durch mechanische Reibung und etwaige Bewegungseinschränkungen (Baltrusch et al., 2018) sind mögliche Gründe für eine geringe Endnutzerakzeptanz.

Neben dem ergonomischen Einfluss von Überkopf-Exoskeletten gilt es auch die Einflüsse auf Produktionsprozesse, z.B. hinsichtlich Zeitmanagement, zu betrachten (Dahmen & Constantinescu, 2018), bevor eine Integration in das Produktionssystem erfolgen kann. Ein weiteres weitgehend unerforschtes Feld sind die Sicherheitsaspekte bei der Verwendung von Exoskeletten. So können Gefährdungen im Zusammenhang mit Stolpern oder gar Sturzunfällen entstehen (Berufsgenossenschaft Holz und Metall, 2017). Bei aktiven Exoskeletten besteht zusätzlich die Gefahr, dass das Gerät bei einer Fehlfunktion zu einer Verletzung beim Träger führen kann (Gopura & Kiguchi, 2009).

Bislang noch nicht geschehen, kann davon ausgegangen werden, dass an der Erarbeitung einer gesetzlichen Vorschrift in Form einer Richtlinie oder als Norm gearbeitet

## **Ausblick**

---

wird, die die ergonomische Bewertung von Exoskeletten standardisiert. Die in dieser Arbeit entwickelte holistische Methodik könnte einen ersten Ansatz für eine solche Standardisierung sein. Auf Basis einer standardisierten Evaluierungsvorschrift könnten die Hersteller Geräte auf den Markt bringen, deren ergonomischer Mehrwert eindeutig und objektiv beurteilt werden könnte. Eine stetige Weiterentwicklung der Geräte würde auch den Tragekomfort so weit verbessern, dass die Akzeptanz unter den potenziellen Trägern steigt, sodass ein dauerhaftes Tragen freiwillig stattfindet. Mit entsprechenden Ergebnissen aus noch durchzuführenden Langzeitstudien könnten Exoskelette einen Platz als flexibles Unterstützungssystem an ergonomisch ungünstigen Arbeitsplätzen finden und so einen Beitrag zur Prävention von arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Erkrankungen leisten.

## 14 Literaturverzeichnis

- Abdoli-E, M., Agnew, M. J. & Stevenson, J. M. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21 (5), 456–465. Zugriff am 19.12.2017.
- Alabdulkarim, S. & Nussbaum, M. A. (2019). Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. *Applied ergonomics*, 74, 55–66. Zugriff am 8.1.2020.
- American Society of Biomechanics (Hrsg.) (2017). *EMG assessment of a shoulder support Exoskeleton during on-site job tasks*.
- Andersen, J. H., Haahr, J. P. & Frost, P. (2007). Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: a two-year prospective study of a general working population. *Arthritis and rheumatism*, 56 (4), 1355–1364. Zugriff am 11.2.2020.
- (1996). *Arbeitsschutzgesetz. ArbSchG*.
- Artinis Medical Systems B.V. (2015). *Manual Portamon*.
- Asche, S. (2017). *Ausgezeichnet: Exoskelett für Industriearbeiter*.
- Aziz, H. A. (2017). Comparison between Field Research and Controlled Laboratory Research. *Arch Clin Biomed Res* (2), 101–104. Zugriff am 8.6.2020.
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., Bruijn, S. M., Koopman, A. S., van Bennekom, C. A. M. & Houdijk, H. (2019). The effect of a passive trunk exoskeleton on metabolic costs during lifting and walking. *Ergonomics*, 62 (7), 903–916. Zugriff am 16.1.2020.
- Baltrusch, S. J., van Dieën, J. H., van Bennekom, C. & Houdijk, H. (2018). The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Applied ergonomics*, 72, 94–106.
- Bargende, M., Reuss, H.-C. & Wiedemann, J. (Hrsg.) (2017). *17. Internationales Stuttgarter Symposium. Automobil- und Motorentechnik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden.
- Bazley, C. & Nugent, R. (2015). Patterns of Discomfort. *Journal of Ergonomics*, 5 (1). Zugriff am 27.2.2018 <https://www.omicsonline.org/open-access/patterns-of-discomfort-2165-7556-1000136.pdf>.

## Literaturverzeichnis

---

- Beer (1851). Versuch die Absorptions-Verhältnisse des Cordierites für rothes Licht zu bestimmen. *Annalen der Physik und Chemie*, 160 (9), 37–44.
- Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse (2016). Gefährdungsbeurteilung und Belastungen am Arbeitsplatz - Handlungshilfen zur Gefährdungsbeurteilung in Klein- und Mittelbetrieben.
- Berufsgenossenschaft Holz und Metall (2017). *Einsatz von Exoskeletten an (gewerblichen) Arbeitsplätzen*. Fach-Information Nr. 0059). Zugriff am 15.1.2018 [https://www.bghm.de/fileadmin/user\\_upload/Arbeitsschuetzer/Fachinformationen/Fachinformationen/FI\\_0059.pdf](https://www.bghm.de/fileadmin/user_upload/Arbeitsschuetzer/Fachinformationen/Fachinformationen/FI_0059.pdf).
- Bier, M. (1991). *Ergonomie der Überkopfarbeit*. Zugl.: Darmstadt, Techn. Hochsch., Diss. Düsseldorf: VDI Verl.
- Bjelle, A., Hagberg, M. & Michaelson, G. (1979). Clinical and ergonomic factors in prolonged shoulder pain among industrial workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 5 (3), 205–210.
- Bjelle, A., Hagberg, M. & Michaelson, G. (1981). Occupational and individual factors in acute shoulder-neck disorders among industrial workers. *British journal of industrial medicine*, 38 (4), 356–363.
- Bommas-Ebert, U., Teubner, P. & Voß, R. (2011). *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie. 46 Tabellen* (3., aktualisierte und erw. Aufl.).
- Borg, E. & Kaijser, L. (2006). A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 16 (1), 57–69.
- Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 14 (5), 377-381.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Bridger, R., Ashford, A., Wattie, S., Dobson, K., Fisher, I. & Pisula, P. (2018). Sustained attention when squatting with and without an exoskeleton for the lower limbs. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 66, 230–239.
- Brockway, J. M. (1987). Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Human nutrition. Clinical nutrition*, 41 (6), 463–471.
- Buchheit, M. & Ufland, P. (2011). Effect of endurance training on performance and muscle reoxygenation rate during repeated-sprint running. *European journal of applied physiology*, 111 (2), 293–301.

## Literaturverzeichnis

---

- Bühner, M. & Ziegler, M. (2012). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler* (3. Aufl.). München: Pearson Studium.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) (2019a). *Arbeitswelt im Wandel*.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) (2019b). *Gefährdungsbeurteilung bei physischer Belastung - die neuen Leitmerkmalmethoden (LMM)*.
- Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) (2019c). *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit – Berichtsjahr 2018*.
- Bureau of Labor Statistics (2016). Nonfatal Occupational Injuries and Illnesses Requiring Days Away from Work, 2015. Zugriff am 3.9.2019 [https://www.bls.gov/news.release/archives/osh2\\_11102016.pdf](https://www.bls.gov/news.release/archives/osh2_11102016.pdf).
- Butler, T. R. (2016). Exoskeleton Technology. Making Workers Safer and More Productive. *Professional Safety*, 32–36. Zugriff am 8.6.2018.
- Butler, T. R. & Gillette, J. C. (2019). Exoskeletons used as PPE for injury prevention. *Professional Safety*. Zugriff am 12.3.2019 [https://www.assp.org/docs/default-source/psj-articles/f1\\_0319.pdf?sfvrsn=0](https://www.assp.org/docs/default-source/psj-articles/f1_0319.pdf?sfvrsn=0).
- Clavel, B. (2017). Skelex V1, angezogen <https://venturesone.com/wp-content/uploads/2017/12/skelex-def.jpg>.
- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). Hoboken: Taylor and Francis.
- Corlett, E. N. & Bishop, R. P. (1976). A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19 (2), 175–182.
- Cortex Biophysik GmbH (2017a). MetaMax® 3B Mobiles Spiroergometriesystem - Produktbroschüre.
- Cortex Biophysik GmbH (2017b). Polar H7 Herzfrequenz-Sensor - Gebrauchsanleitung. Zugriff am 27.2.2020.
- Crimson Dynamics (2019). Crimson Dynamics EXOS - Users Manual.
- Dahmen, C. & Constantinescu, C. L. (2018). Methodology for evaluation of the time-management impact if exoskeleton-centered workplaces. In: Technical University of Cluj-Napoca (Hrsg.), *Applied Mathematics, Mechanics, and Engineering* (Vol. 61, Issue IV).
- Dahmen, C. & Hefferle, M. (2018). Application of Ergonomic Assessment Methods on an Exoskeleton Centered Workplace, *Proceedings of the The XXXth Annual Occupational Ergonomics and Safety Conference*.

## Literaturverzeichnis

---

- Dahmen, C., Wöllecke, F. & Constantinescu, C. (2018). Challenges and Possible Solutions for Enhancing the Workplaces of the Future by Integrating Smart and Adaptive Exoskeletons. *Procedia CIRP*, 67, 268–273.
- Daub, U. (2017). Evaluation aspects of potential influences on human beings by wearing exoskeletal systems. In: M. Bargende, H.-C. Reuss & J. Wiedemann (Hrsg.), *17. Internationales Stuttgarter Symposium. Automobil- und Motorentechnik* (Proceedings, S. 1331–1344). Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden.
- Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV) (02/2018). *Einsatz von Exoskeletten an gewerblichen Arbeitsplätzen*. Zugriff am 16.3.2018 <http://www.dguv.de/medien/fb-handelundlogistik/pdf-dokumente/exoskelette.pdf>.
- DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (2016). DIN EN ISO 6385:2016-12: Grundsätze der Ergonomie für die Gestaltung von Arbeitssystemen. Berlin: Beuth Verlag GmbH (6385:2016-12).
- Dixon, J. S. & Bird, H. A. (1981). Reproducibility along a 10 cm vertical visual analogue scale. *Annals of the rheumatic diseases*, 40 (1), 87–89.
- Edgell, S. E. & Noon, S. M. (1984). Effect of violation of normality on the t test of the correlation coefficient. *Psychological Bulletin*, 95 (3), 576–583.
- (1994). *EG-Richtlinien zu Sicherheits- und Gesundheitsschutz. 89/391/EWG* (1. Aufl.). Weinstadt: Adolph Tech Dok Verl.
- Eisinger, D. B., Kumar, R. & Woodrow, R. (1996). Effect of lumbar orthotics on trunk muscle strength. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 75 (3), 194–197.
- Elcadi, G. H., Forsman, M., Aasa, U., Fahlstrom, M. & Crenshaw, A. G. (2013). Shoulder and forearm oxygenation and myoelectric activity in patients with work-related muscle pain and healthy subjects. *European journal of applied physiology*, 113 (5), 1103–1115.
- Elcadi, G. H., Forsman, M., Hallman, D. M., Aasa, U., Fahlstrom, M. & Crenshaw, A. G. (2014). Oxygenation and hemodynamics do not underlie early muscle fatigue for patients with work-related muscle pain. *PLoS one*, 9 (4), e95582.
- Ferguson, S. A., Allread, W. G., Le, P., Rose, J. & Marras, W. S. (2013). Shoulder muscle fatigue during repetitive tasks as measured by electromyography and near-infrared spectroscopy. *Human factors*, 55 (6), 1077–1087. Zugriff am 14.3.2019.

- Ferrari, M., Mottola, L. & Quaresima, V. (2004). Principles, techniques, and limitations of near infrared spectroscopy. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, 29 (4), 463–487.
- Ferrari, M., Muthalib, M. & Quaresima, V. (2011). The use of near-infrared spectroscopy in understanding skeletal muscle physiology: recent developments. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, 369 (1955), 4577–4590.
- Field, A. (2011). *Discovering statistics using SPSS. (and sex and drugs and rock 'n' roll)* (3. ed., reprinted.). Los Angeles, Calif.: Sage.
- Freiwald, J., Baumgart, C. & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographie. Sport - Prävention - Rehabilitation*. Balingen: Spitta-Verl.
- Gift, A. G. (1989). Visual Analogue Scales. *Nursing Research*, 38 (5), 286-287.
- Giuffre, M. (1983). *Validation of a visual analogue scale for pain measurement in childbirth*. Dissertation, University of Rochester.
- Gopura, R. A. R. C. & Kiguchi, K. (2009). Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties, *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (S. 178–187): IEEE.
- Groos, S. (2018). *Alters- und geschlechtsdifferenzierte Objektivierung von Belastung und Beanspruchung bei berufsbedingten Kälteexpositionen unter Berücksichtigung eines variablen Arbeitszeit-Pausenzeit-Regimes*. Dissertation, Universität Siegen.
- Groos, S., Abele, N. D., Fischer, P. & Kluth, K. (2020). Objektivierung der physiologischen Kosten bei Überkopfarbeiten mit und ohne passivem Oberkörperexoskelett. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), *Proceedings des 66. Frühjahrskongresses der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft*. Dortmund/Berlin/Dresden: GfA-Press.
- Grubbs, F. E. (1950). Sample Criteria for Testing Outlying Observations. *The Annals of Mathematical Statistics*, 21 (1), 27–58.
- Hagberg, M. & Wegman, D. H. (1987). Prevalence rates and odds ratios of shoulder-neck diseases in different occupational groups. *British journal of industrial medicine*, 44 (9), 602–610.
- Hamaoka, T., McCully, K. K., Niwayama, M. & Chance, B. (2011). The use of muscle near-infrared spectroscopy in sport, health and medical sciences: recent developments. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*, 369 (1955), 4591–4604.



- Harkness, E. F., Macfarlane, G. J., Nahit, E. S., Silman, A. J. & McBeth, J. (2003). Mechanical and psychosocial factors predict new onset shoulder pain: a prospective cohort study of newly employed workers. *Occupational and environmental medicine*, 60 (11), 850–857.
- Haslegrave, C. M., Chaffin, D. B. & Delleman, N. J. (2004). *Working postures and movements. Tools for evaluation and engineering*. Boca Raton Fla.: CRC Press.
- Hayes, M. & Patterson, D. (1921). Experimental development of the graphic rating method. *Psychological Bulletin* (18), 98–99.
- Hefferle, M., Dahmen, C. & Kluth, K. (2019). Einfluss eines Exoskeletts zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten in der Automobilindustrie auf die subjektive, körperliche Beanspruchung. Eine explorative Feldstudie. *ASU - Arbeitsmedizin, Sozialmedizin, Umweltmedizin* (12).
- Hefferle, M. & Kluth, K. (2019a). Ergonomische Evaluation eines Exoskelettes zur Unterstützung von Überkopftätigkeiten. In: I. Böckelmann, S. Darius & A. Minow (Hrsg.), *Kurzfassungen der Vorträge des 23. Symposiums Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft für Nachwuchswissenschaftler des Forums Arbeitsphysiologie der DGAUM und GfA*.
- Hefferle, M. & Kluth, K. (2019b). Feldstudie zur Untersuchung des Beanspruchungsempfindens beim Einsatz eines Exoskelettes für Beuge- und Hebetätigkeiten in einem Werkstattbetrieb. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), *Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hg.) 2019 – Proceedings des 65. Frühjahrskongress*.
- Hefferle, M. & Kluth, K. (2020). Feldstudie zur Erfassung des Einflusses eines Exoskelettes auf Energieumsatz, Arbeitspuls und subjektive Beanspruchung bei der Überkopfarbeit in der Lackiererei eines Automobilherstellers. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg.), *Proceedings des 66. Frühjahrskongresses der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft*. Dortmund/Berlin/Dresden: GfA-Press.
- Hefferle, M., Lechner, M., Kluth, K. & Christian, M. (2020). Development of a Standardized Ergonomic Assessment Methodology for Exoskeletons Using Both Subjective and Objective Measurement Techniques. In: J. Chen (Hrsg.), *Advances in Human Factors in Robots and Unmanned Systems (Advances in Intelligent Systems and Computing, Bd. 962, S. 49–59)*. Cham: Springer International Publishing.
- Hefferle, M., Snell, M. & Kluth, K. (2021). Influence of Two Industrial Overhead Exoskeletons on Perceived Strain – A Field Study in the Automotive Industry. In: M. Zallio (Hrsg.), *Advances in Human Factors in Robots, Drones and Unmanned*

- Systems* (Advances in Intelligent Systems and Computing, Bd. 1210, S. 94–100). Cham: Springer International Publishing.
- Hellig, T., Mertens, A. & Brandl, C. (2018). The interaction effect of working postures on muscle activity and subjective discomfort during static working postures and its correlation with OWAS. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 68, 25–33. Zugriff am 3.7.2020.
- Hensel, R. & Keil, M. (2018). Subjektive Evaluation industrieller Exoskelette im Rahmen von Feldstudien an ausgewählten Arbeitsplätzen. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 72 (4), 252–263. Zugriff am 22.2.2019.
- Herr, H. (2009). Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6, 21.
- Hettinger, T., Müller, B. H. & Gebhardt, H. (1989). *Ermittlung des Arbeitsenergieumsatzes bei dynamisch-muskulärer Arbeit*. Bremerhaven: Wirtschaftsverl. NW Verl. für Neue Wiss.
- Hussain, T. (2004). Musculoskeletal symptoms among truck assembly workers. *Occupational medicine (Oxford, England)*, 54 (8), 506–512. Zugriff am 18.2.2020.
- Huysamen, K., Bosch, T., Looze, M. de, Stadler, K. S., Graf, E. & O'Sullivan, L. W. (2018a). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied ergonomics*, 70, 148–155.
- Huysamen, K., Looze, M. de, Bosch, T., Ortiz, J., Toxiri, S. & O'Sullivan, L. W. (2018b). Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. *Applied ergonomics*, 68, 125–131.
- Jenik, P. (1973). *Biochemische Analyse ausgewählter Arbeitsbewegungen des Armes*. Zugl.: Darmstadt, Techn. Hochsch., Diss. Berlin: Beuth.
- Johnson, N. L. (1949). Bivariate distributions based on simple translation systems. *Biometrika*, 36 (3-4), 297–304.
- Jones, B., Hamilton, D. K. & Cooper, C. E. (2015). Muscle oxygen changes following Sprint Interval Cycling training in elite field hockey players. *PloS one*, 10 (3), e0120338.
- Jones, B., Hesford, C. M. & Cooper, C. E. (2013). The use of portable NIRS to measure muscle oxygenation and haemodynamics during a repeated sprint running test. *Advances in experimental medicine and biology*, 789, 185–191.
- Jones, S., Chiesa, S. T., Chaturvedi, N. & Hughes, A. D. (2016). Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal

- muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen. *Artery research*, 16, 25–33.
- Kersten, P., Küçükdeveci, A. A. & Tennant, A. (2012). The use of the Visual Analogue Scale (VAS) in rehabilitation outcomes. *Journal of rehabilitation medicine*, 44 (7), 609–610. Zugriff am 19.12.2019.
- Kim, S. & Nussbaum, M. A. (2019). A Follow-Up Study of the Effects of An Arm Support Exoskeleton on Physical Demands and Task Performance During Simulated Overhead Work. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 1–12.
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Alabdulkarim, S. & Rashedi, E. (2018a). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation. Part I - "Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied ergonomics*.
- Kim, S., Nussbaum, M. A., Mokhlespour Esfahani, M. I., Alemi, M. M., Jia, B. & Rashedi, E. (2018b). Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation. Part II - "Unexpected" effects on shoulder motion, balance, and spine loading. *Applied ergonomics*.
- Kipp, S., Byrnes, W. C. & Kram, R. (2018). Calculating metabolic energy expenditure across a wide range of exercise intensities: the equation matters. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 43 (6), 639–642. Zugriff am 22.1.2019.
- Kluth, K. (1996). *Physiologische Kosten repetitiver Bewegungen an planzeitorientierten Montagearbeitsplätzen mit sitzender Tätigkeitsausführung*. Zugl.: Siegen, Univ., Diss., 1996, Höpner und Göttert.
- Kluth, K. (2001). *Analyse, Beurteilung und ergonomische Gestaltung von Arbeitsplätzen in Selbstbedienungsläden*. Siegen: Höpner und Göttert.
- Knardahl, S. (2002). Psychophysiological mechanisms of pain in computer work: The blood vessel-nociceptor interaction hypothesis. *Work & Stress*, 16 (2), 179–189.
- Knott, V. C. (2017). *Evaluation von Exoskeletten zur Lastenhandhabung in der Logistik mithilfe des standardisierten Einsatzes der Spiroergometrie (engl. Evaluation of Exoskeletons for Manual Load Handling in Logistics by Standardized Using of Cardiopulmonary Exercise Testing)*. München, München: Verlag Dr. Hut.
- Koecke, H.-U. (1982). *Allgemeine Zoologie*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag.

- Kohlhauf, T. (2018). *Integration von Sensorik an passiven Exoskeletten zur Ermittlung der Reaktionskräfte*. Masterarbeit, OTH Regensburg.
- Koller, J., Gates, D., Ferris, D. & Remy, C. (2016). 'Body-in-the-Loop' Optimization of Assistive Robotic Devices: A Validation Study. In: D. Hsu, N. Amato, S. Berman & S. Jacobs (Eds.), *Robotics: Science and Systems XII*. Berlin: Robotics Science and Systems Foundation.
- Konrad, P. (2011). EMG-Fibel - Eine praktische Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Zugriff am 6.4.2020 <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>.
- Kroidl, R., Schwarz, S., Lehnigk, B. & Fritsch, J. (2015). *Kursbuch Spiroergometrie. Technik und Befundung verständlich gemacht* (3. Aufl.). s.l.: Georg Thieme Verlag KG.
- Lamarra, N., Whipp, B. J., Ward, S. A. & Wasserman, K. (1987). Effect of interbreath fluctuations on characterizing exercise gas exchange kinetics. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 62 (5), 2003–2012.
- Lazzaroni, M., Toxiri, S., Ortiz, J., De Momi E. & Caldwell, D. G. (2018). Towards standards for the evaluation of active back-support exoskeletons to assist lifting task. Zugriff am 15.11.2018 <https://re.public.polimi.it/retrieve/handle/11311/1056592/293137/main.pdf>.
- Lechner, M. A. (2019). *Entwicklung und Anwendung einer Messmethodik zur ergonomischen Bewertung von Beanspruchung beim Einsatz von Exoskeletten am Beispiel der Automobilproduktion*. Master Thesis, Technische Universität München.
- Leclerc, A., Chastang, J.-F., Niedhammer, I., Landre, M.-F. & Roquelaure, Y. (2004). Incidence of shoulder pain in repetitive work. *Occupational and environmental medicine*, 61 (1), 39–44.
- Lehmann, G. (1953). *Praktische Arbeitsphysiologie*. Stuttgart: Thieme.
- Lehmann, G., Rohmert, W. & Haider, E. (1983). *Praktische Arbeitsphysiologie. 24 Tabellen* (3., neubearb. Aufl.).
- Lenhard, W. & Lenhard, A. (2017). *Computation of Effect Sizes*. Dettelbach <https://www.psychometrica.de/>.
- Levitate Technologies, I. (2018). Airframe™ Benutzerhandbuch.
- Linaker, C. H. & Walker-Bone, K. (2015). Shoulder disorders and occupation. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 29 (3), 405–423.

- Liu, S., Hemming, D., Luo, R. B., Reynolds, J., Delong, J. C., Sandler, B. J., Jacobsen, G. R. & Horgan, S. (2018). Solving the surgeon ergonomic crisis with surgical exosuit. *Surgical endoscopy*, 32 (1), 236–244. Zugriff am 28.12.2019.
- Lo, H. S. & Xie, S. Q. (2012). Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects. *Medical engineering & physics*, 34 (3), 261–268.
- Looij, I. J. de (2017). *Modeling and altering the force profile of a Modeling and altering the force profile of a spring-based upper body exoskeleton with design adjustments*. Master Thesis, TU Delft.
- Looze, M. P. de, Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*, 59 (5), 671–681. Zugriff am 19.12.2017.
- Luczak, H. (1998). Konzepte und Methoden der Arbeitsanalyse. In: H. Luczak (Hrsg.), *Arbeitswissenschaft* (Bd. 74, S. 25–51). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Lumley, T., Diehr, P., Emerson, S. & Chen, L. (2002). The Importance of the Normality Assumption in Large Public Health Data Sets. Zugriff am 2.5.2020.
- Marino, M. (2019). Impacts of Using Passive Back Assist and Shoulder Assist Exoskeletons in a Wholesale and Retail Trade Sector Environment. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7 (3-4), 281–290. Zugriff am 12.4.2020.
- Marschall, J., Nolting, H.-D., Hildebrandt-Heene, S. & Sydow, H. (2016). *Gesundheitsreport 2016. Analyse der Arbeitsunfähigkeitsdaten. Schwerpunkt: Gender und Gesundheit*. Hamburg: DAK-Gesundheit.
- Maurice, P., Camernik, J., Gorjan, D., Schirrmeyer, B., Bornmann, J., Tagliapietra, L., Latella, C., Pucci, D., Fritzsche, L., Ivaldi, S. & Babic, J. (2019). Objective and Subjective Effects of a Passive Exoskeleton on Overhead Work. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*.
- Meucci, R. D., Fassa, A. G. & Faria, N. M. X. (2015). Prevalence of chronic low back pain: systematic review. *Revista de saude publica*, 49.
- Miranda, H., Punnett, L., Viikari-Juntura, E., Heliövaara, M. & Knekt, P. (2008). Physical work and chronic shoulder disorder. Results of a prospective population-based study. *Annals of the rheumatic diseases*, 67 (2), 218–223. Zugriff am 11.2.2020.

## Literaturverzeichnis

---

- Mooney, L. M., Rouse, E. J. & Herr, H. M. (2014). Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking during load carriage. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11, 80. Zugriff am 22.1.2019 <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-11-80>.
- Moyon, A., Poirson, E. & Petiot, J.-F. (2018). Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations. *Procedia CIRP*, 70, 284–289.
- Muramatsu, Y. & Kobayashi, H. (2014). Assessment of local muscle fatigue by NIRS - development and evaluation of muscle suit. *ROBOMECH Journal*, 1 (1), 46. Zugriff am 20.8.2018 <https://link.springer.com/content/pdf/10.1186%2Fs40648-014-0019-2.pdf>.
- Muramatsu, Y., Kobayashi, H., Sato, Y., Jiaou, H., Hashimoto, T. & Kobayashi, H. (2011). Quantitative Performance Analysis of Exoskeleton Augmenting Devices - Muscle Suit - for Manual Worker. *International Journal of Automation Technology*, 5 (4), 559–567. Zugriff am 19.12.2017.
- myon AG (2019). MYON 320 - Technical specifications. Zugriff am 7.2.2019.
- N.N. (2019). Oberflächenelektromyographie [www.biomechanik.sg.tum.de/labor/elektromyographie](http://www.biomechanik.sg.tum.de/labor/elektromyographie).
- N.N. (2020a). Anatomische Darstellung menschlicher Körper [https://www.leading-medicine-guide.de/cms/image/u1593/Fotolia\\_68519103\\_S.jpg](https://www.leading-medicine-guide.de/cms/image/u1593/Fotolia_68519103_S.jpg).
- N.N. (2020b). Body-Map <https://bodypart.science>.
- Nordander, C., Hansson, G.-Å., Ohlsson, K., Arvidsson, I., Balogh, I., Strömberg, U., Rittner, R. & 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.
- Nurhayati, M. N., Siti Zawiah, D. & Mahidzal, D. (2014). The Prevalence of Work Related Musculoskeletal Disorders Among Workers Performing Industrial Repetitive Tasks in the Automotive Manufacturing Companies, *4th International Conference on Industrial Engineering and Operations Management (IEOM 2014)*. Bali, Indonesia, 7 - 9 January 2014. Red Hook, NY: Curran.
- Ottobock (2019). PAEXO - Manual, v1.0.
- Pacifico, I., Scano, A., Guanziroli, E., Moise, M., Morelli, L., Chiavenna, A., Romo, D., Spada, S., Colombina, G., Molteni, F., Giovacchini, F., Vitiello, N. & Crea, S.

- (2020). An Experimental Evaluation of the Proto-MATE: A Novel Ergonomic Upper-Limb Exoskeleton to Reduce Workers' Physical Strain. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 27 (1), 54–65.
- Perrey, S., Thedon, T. & Bringard, A. (2010a). Application of near-infrared spectroscopy in preventing work-related musculoskeletal disorders: Brief review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40 (2), 180–184. Zugriff am 7.11.2019.
- Perrey, S., Thedon, T. & Rupp, T. (2010b). NIRS in ergonomics: Its application in industry for promotion of health and human performance at work. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40 (2), 185–189. Zugriff am 7.11.2019.
- Pfeifer, K., Banzer, W. & Vogt, L. (2004). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Pinto, M. R. d. S. A. (2012). *Optimizing patient selection for Cardiac Resynchronization Therapy: The role of cardiopulmonary exercise testing*. Dissertation, UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA.
- Praagman, M., Veeger, H., Chadwick, E., Colier, W. & van der Helm, F. (2003). Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG. *Journal of biomechanics*, 36 (7), 905–912. Zugriff am 1.2.2018  
[https://ac.els-cdn.com/S0021929003000812/1-s2.0-S0021929003000812-main.pdf?\\_tid=dc780738-0766-11e8-9f27-00000aacb362&acdnat=1517500081\\_2c470659c44102251a92cbb396403447](https://ac.els-cdn.com/S0021929003000812/1-s2.0-S0021929003000812-main.pdf?_tid=dc780738-0766-11e8-9f27-00000aacb362&acdnat=1517500081_2c470659c44102251a92cbb396403447).
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D. & Chaffin, D. B. (2000). Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 26 (4), 283–291.
- Quaresima, V., Lepanto, R. & Ferrari, M. (2003). The use of near infrared spectroscopy in sports medicine. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 43 (1), 1–13.
- R. Merletti (1999). Standards for Reporting EMG Data. Zugriff am 28.1.2019  
[https://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/isek\\_emg-standards.pdf](https://people.stfx.ca/smackenz/Courses/HK474/Labs/EMG%20Lab/isek_emg-standards.pdf).
- Rashedi, E., Kim, S., Nussbaum, M. A. & Agnew, M. J. (2014). Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics*, 57 (12), 1864–1874.
- Razali, N. M. & Wah, Y. B. (2011). Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests. *Journal of Statistical Modeling and Analytics*, Vol. 2 (1), 21–33. Zugriff am 16.4.2020.

- Rohmert, W. (1960). *Die Grundlagen der Beurteilung statischer Arbeit*.
- Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* (38), 196–200.
- Rohmert, W. & Haider, E. (1979). Beanspruchungsorientierte Systematik für Arbeiten im Höhenbewegungsraum der Arme. *International archives of occupational and environmental health*, 44 (4), 233–248.
- Rohmert, W. & Laurig, W. (1975). *Evaluation of work requiring physical effort*. Luxembourg: Commission of the European Communities Directorate-General Scientific and Techn. Information and Information Management.
- Rohmert, W. & Rutenfranz, J. (1975). *Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen*. Bonn: Der Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung.
- Rosen, J., Brand, M., Fuchs, M. B. & Arcan, M. (2001). A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, 31 (3), 210–222.
- Roßbach, B., Löffler, K. I., Mayer-Popken, O., Konietzko, J. & Dupuis, H. (2007). Belastungs- und Beanspruchungskonzept. In: S. Letzel (Hrsg.), *Handbuch der Arbeitsmedizin. Arbeitsphysiologie, Arbeitspsychologie, klinische Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsförderung* (3. Auflage). Landsberg am Lech: ecomed Medizin.
- Ruiter, C. J. de, Goudsmit, J. F. A., van Tricht, J. A. & Haan, A. de (2007). The isometric torque at which knee-extensor muscle reoxygenation stops. *Medicine and science in sports and exercise*, 39 (3), 443–453. Zugriff am 1.4.2019.
- Sämann, W. (1970). *Charakteristische Merkmale und Auswirkungen ungünstiger Arbeitshaltungen. Ein Beitr. z. optimalen Gestaltung d. Arbeitsbedingungen*. Diss., TU Berlin. Darmstadt, Berlin, Köln, Frankfurt/M.: Verb. f. Arbeitsstudien, REFA, e.V; Beuth.
- Sammito S., Thielmann B., Seibt R., Klussmann A., Weippert M. & Böckelmann I. (2014). Leitlinie Nutzung der Herzschlagfrequenz und der Herzfrequenzvariabilität in der Arbeitsmedizin und der Arbeitswissenschaft. 002/042 – S2k-Leitlinie.
- Sanni, A. A. & McCully, K. K. (2019). Interpretation of Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) Signals in Skeletal Muscle. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4 (2), 28.



- Şayli, Ö., Akin, A. & Çotuk, H. B. (2014). Correlation analysis between surface electromyography and continuous-wave near-infrared spectroscopy parameters during isometric exercise to volitional fatigue. *TURKISH JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING & COMPUTER SCIENCES*, 22, 780–793.
- Schaub, K., Caragnano, G., Britzke, B. & Bruder, R. (2013). The European Assembly Worksheet. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 14 (6), 616–639.
- Schlick, C. (2015). *Arbeiten 4.0 - Digital, Vernetzt, Human?! Essen*.
- Schlick, C., Bruder, R. & Luczak, H. (2010). *Arbeitswissenschaft* (3., vollst. überarb. und erw. Aufl.). Heidelberg u.a.: Springer.
- Schmalz, T., Bornmann, J., Schirrmeister, B., Schändlinger, J. & Schuler, M. (2019). Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exoskeletts bei Überkopfarbeit. *ORTHOPÄDIE TECHNIK*, 06/19 (70), 36–41. Zugriff am 1.7.2019.
- Schmidtke, H. (1989). Handbuch der Ergonomie - Band 1. In: H. Schmidtke (Hrsg.), *Handbuch der Ergonomie. HdE, mit ergonomischen Konstruktionsrichtlinien und Methoden* (2., überarb. und erw. Aufl.) (Bd. 1). München: Hanser.
- SENIAM Project. SENIAM - Surface ElectroMyoGraphyfor the Non-Invasive Assessment of Muscles. Surface ElectroMyoGraphyfor the Non-Invasive Assessment of Muscles.
- SkelEx (2017). Skelex V1 - Model 2017 - Manual.
- Skovlund, E. & Fenstad, G. U. (2001). Should we always choose a nonparametric test when comparing two apparently nonnormal distributions? *Journal of Clinical Epidemiology*, 54 (1), 86–92.
- Smets, M. (2019). A Field Evaluation of Arm-Support Exoskeletons for Overhead Work Applications in Automotive Assembly. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7 (3-4), 192–198. Zugriff am 13.4.2020.
- Sood, D., Hager, K. & Nussbaum, M. A. (2002). The Effects of Differing Overhead Heights on Shoulder Fatigue during a Repetitive Intermittent Task. Zugriff am 3.7.2020.
- Sood, D., Nussbaum, M. A. & Hager, K. (2007). Fatigue during prolonged intermittent overhead work: reliability of measures and effects of working height. *Ergonomics*, 50 (4), 497–513. Zugriff am 23.3.2020.
- Spada, S., Ghibaud, L., Carnazzo, C., Gastaldi, L. & Cavatorta, M. P. (2019). Passive Upper Limb Exoskeletons: An Experimental Campaign with Workers. In: S. Bagnara, R. Tartaglia, S. Albolino, T. Alexander, Y. Fujita, Stefania Spada, Lidia

- Ghibaudo, Chiara Carnazzo, Laura Gastaldi & Maria Pia Cavatorta (Eds.), *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018). Volume VIII: Ergonomics and Human Factors in Manufacturing, Agriculture, Building and Construction, Sustainable Development and Mining* (Advances in Intelligent Systems and Computing, Vol. 825, p. 230–239). Cham: Springer International Publishing.
- Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L. & Cavatorta, M. P. (2017). Investigation into the Applicability of a Passive Upper-limb Exoskeleton in Automotive Industry. *Procedia Manufacturing*, 11, 1255–1262. Zugriff am 14.3.2018.
- Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L. & Cavatorta, M. P. (2018). Analysis of Exoskeleton Introduction in Industrial Reality: Main Issues and EAWS Risk Assessment. In: R. S. Goonetilleke, W. Karwowski & 0009835 (Eds.), *Advances in Physical Ergonomics and Human Factors. Proceedings of the AHFE 2017 International Conference on Physical Ergonomics and Human Factors, July 17-21, 2017, The Westin Bonaventure Hotel, Los Angeles, California, USA* (Advances in Intelligent Systems and Computing). Cham, s.l.: Springer International Publishing.
- Statistical office of the European communities (2010). *Health and safety at work in Europe (1999-2007). A statistical portrait*. Luxembourg: Office for official publications of the European Union.
- Steinhilber, B. & Kluth, K. (2013). *AWMF Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft. 002/016 – S2k-Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft: DGAUM*. Zugriff am 8.7.2020.
- Stöcker, F., Oldershausen, C. von, Paternoster, F. K., Schulz, T. & Oberhoffer, R. (2018). Does postexercise modelled capillary blood flow accurately reflect cardiovascular effects by different exercise intensities? *Clinical physiology and functional imaging*, 38 (3), 431–438.
- Strasser, H. (1982). *Arbeitswissenschaftliche Methoden der Beanspruchungsermittlung. Beanspruchungsprofile unter dem Aspekt der Ausführbarkeit und Erträglichkeit menschlicher Arbeit*. Stuttgart: Gentner.
- Strasser, H. (2007). Zur Entwicklung der Arbeitsphysiologie und Ergonomie im deutschsprachigen Raum. Aufgaben und Ziele in Lehre und Forschung. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft*, 61 (3), 133–159.
- Strasser, H. & Ernst, J. (1992). Physiological cost of horizontal materials handling while seated. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9 (4), 303–313. Zugriff am 7.2.2019.

- Sullivan, L. M. & D'Agostino, R. B. (2002). Robustness and Power of Analysis of Covariance Applied to Data Distorted from Normality by Floor Effects: Non-Homogeneous Regression Slopes. *Journal of Statistical Computation and Simulation*, 72 (2), 141–165.
- Svendsen, S. W., Bonde, J. P., Mathiassen, S. E., Stengaard-Pedersen, K. & Frich, L. H. (2004a). Work related shoulder disorders: quantitative exposure-response relations with reference to arm posture. *Occupational and environmental medicine*, 61 (10), 844–853.
- Svendsen, S. W., Gelineck, J., Mathiassen, S. E., Bonde, J. P., Frich, L. H., Stengaard-Pedersen, K. & Egund, N. (2004b). Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: a magnetic resonance imaging study. *Arthritis and rheumatism*, 50 (10), 3314–3322.
- Sylla, N., Bonnet, V., Venture, G., Armande, N. & Fraise, P. (2014). Assessing neuromuscular mechanisms in human-exoskeleton interaction. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014*, 1210–1213.
- Takala, E.-P., Pehkonen, I., Forsman, M., Hansson, G.-A., Mathiassen, S. E., Neumann, W. P., Sjøgaard, G., Veiersted, K. B., Westgaard, R. H. & Winkel, J. (2010). Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 36 (1), 3–24.
- Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T. & Savescu, A. (2018). Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Applied ergonomics*, 67, 211–217.
- Ulmer, H.-V. (1997). Energiehaushalt. In: R. F. Schmidt & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- van Beekvelt, M. C. P. (2002). *Quantitative near-infrared spectroscopy in human skeletal muscle. Methodological issues and clinical application*. Nijmegen.
- van Engelhoven, L., Poon, N., Kazerooni, H., Barr, A., Rempel, D. & Harris-Adamson, C. (2018). Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 62 (1), 804–808. Zugriff am 2.4.2019.
- van Rijn, R. M., Huisstede, B. M., Koes, B. W. & Burdorf, A. (2010). Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder--a systematic review of the literature. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 36 (3), 189–201.

- Vries, A. de, Murphy, M., Könemann, R., Kingma, I. & Looze, M. de (2019). The Amount of Support Provided by a Passive Arm Support Exoskeleton in a Range of Elevated Arm Postures. *IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 1–11.
- Weichao, G., Xinjun, S. & Xiangyang, Z. (2017). *Assessment of Muscle Fatigue by Simultaneous sEMG and NIRS: from the Perspective of Electrophysiology and Hemodynamics*. Piscataway, NJ: IEEE.
- Weston, E. B., Alizadeh, M., Knapik, G. G., Wang, X. & Marras, W. S. (2018). Biomechanical evaluation of exoskeleton use on loading of the lumbar spine. *Applied ergonomics*, 68, 101–108.
- Wewers, M. E. & Lowe, N. K. (1990). A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Research in nursing & health*, 13 (4), 227–236.
- Whipp, B. J. (1971). Rate constant for the kinetics of oxygen uptake during light exercise. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 30 (2), 261–263.
- Whitfield, B. H., Costigan, P. A., Stevenson, J. M. & Smallman, C. L. (2014). Effect of an on-body ergonomic aid on oxygen consumption during a repetitive lifting task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44 (1), 39–44.
- Wolf, M., Ferrari, M. & Quaresima, V. (2007). Progress of near-infrared spectroscopy and topography for brain and muscle clinical applications. *Journal of biomedical optics*, 12 (6), 62104.
- Yang, C.-J., Zhang, J.-F., Chen, Y., Dong, Y.-M. & Zhang, Y. (2008). A Review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 222 (8), 1599–1612.
- Zoss, A. B., Kazerooni, H. & Chu, A. (2006). Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11 (2), 128–138.

## 15 Anhang

<b>Zu Kapitel</b>	<b>Titel</b>	<b>Inhalt</b>
Kapitel 5	APP-05-1	Literaturstudie
Kapitel 8.1	APP-VS01-1	Versuchsablaufplan
Kapitel 8.1	APP-VS01-2	Ergebnisse
Kapitel 8.2	APP-VS02-1	Ergebnisse
Kapitel 9.1	APP-HS10-1	Laborversuchsstand
Kapitel 9.1	APP-HS10-2	Ergebnisse
Kapitel 9.1	APP-HS10-3	MATLAB Flussdiagramme
Kapitel 10.1	APP-ES20-1	Datenanalyse und Ergebnisse
Kapitel 10.1	APP-ES20-2	MATLAB Flussdiagramme
Kapitel 10.2	APP-ES21-1	Datenanalyse und Ergebnisse
Kapitel 10.2	APP-ES21-2	MATLAB Flussdiagramme
-	Elektronischer Anhang	Link zum elektronischen Anhang der Arbeit

### APP-05-1: Literaturstudie

*Tabelle Anhang 1: Ergebnisse der Literaturstudie. Legende: EMG = Elektromyographie; RPD = Rating of perceived Discomfort; PBA = Postural Balance Analysis; MoCap = Motion Capturing; LPD = Local perceived Discomfort; RPE = Rating of perceived Exertion; MAF = Maximum acceptable frequency; HR = Heart rate; IMU = Inertial measurement unit; TAM2 / TAQ = Technology acceptance model / questionnaire; LPP = Local perceived pressure; SUS = System usability scale*

Exoskelett	Probanden	Methoden	Studienart	Quelle
EksoVest	12 (6m, 6w)	EMG; RPD;	Labor	Kim & Nussbaum (2019)
	12 (6m, 6w)	EMG; RPD;	Labor	Kim et al. (2018)
	12 – 27 (6 – 14m, 6 – 13w)	EMG; PBA; MoCap; Functional performance	Labor	Kim et al. (2018)
	22 (19m, 3w)	LPD	Feld	Smets (2019)
EksoZeroG	12 (12m, 0w)	EMG; RPD;	Labor	Rashedi et al. (2014)
	12 (12m, 0w)	EMG; PBA; Simulation; MoCap;	Labor	Weston et al. (2018)
	16 (8m, 8w)	EMG; RPE; MAF;	Labor	Alabdulkarim & Nussbaum
EXHAUSS Stronger	8 (4m, 4w)	EMG; HR; IMU; RPE; PBA;	Labor	Theurel et al. (2018)
FORTIS	16 (8m, 8w)	EMG; RPE; MAF;	Labor	Alabdulkarim & Nussbaum
HEBEHILFE	35 (22m, 13w)	SPIRO; HR; RPE	Labor	Knott (2017)
Levitate	31 (31m, 0w)	Static posture time; Functional performance; TAM2;	Labor / Feld	Spada et al. (2017)
	11 (11m, 0w)	Static posture time; Functional performance; TAM2;	Labor / Feld	Spada et al. (2018)
	20 (?m, ?w)	LPD; Arm fatigue; Functional performance;	Labor / Feld	Liu et al. (2018)
	20 (9m, 11w)	EMG; HR;	Labor	Groos et al. (2020)
MATE	18 (18m, 0w)	RPE; Static posture time; Functional performance;	Labor	Spada et al. (2019)
	15 (11m, 4w)	EMG; MoCap;	Labor	Pacifico et al. (2020)
PAEXO	12 (12m, 0w)	EMG; SPIRO; HR; MoCap; PBA; NASA-TLX; TAQ;	Labor	Maurice et al. (2019)
	12 (16m, 6w)	EMG; SPIRO; HR;	Labor	Schmalz et al. (2019)

## Anhang

Robomate	8 (4m, 4w)	EMG; RPE; LPP, SUS;	Labor	Huysamen et al. (2018)
	13 (13m, 0w)	EMG;	Labor	van Engelhoven et al. (2018)
ShoulderX	14 (11m, 3w)	HR; Functional performance	Feld	Marino (2019)
	16 (8m, 8w)	EMG; RPE; MAF;	Labor	Alabdulkarim & Nussbaum
Skelex V1 (Model 2017)	12 (12m, 0w)	EMG;	Labor	Vries et al. (2019)
	9 (5m, 4w)	HR; RPE;	Feld	Moyon et al. (2019)
<b>Zusammenfassung</b>	n: 15,3 ± 6,4	EMG: 16, HR: 7, SPIRO: 3, MoCap: 5, PBA: 4, Sim.: 1	Labor: 18	
	m: 11,4 ± 6,4	RPD: 3, LPD: 2, RPE: 8, LPP: 1	Feld: 3	
	w: 3,9 ± 3,7	Funct. Perf.: 12, MAF: 4, TAM2: 2, NASA-TLX: 1, TAQ: 1, SUS: 1	Kombi: 3	

## Anhang

### APP-VS01-1: Vorstudie 0.1 Versuchsablaufplan

Tabelle Anhang 2: Ablaufplan der ersten zwei Studienwochen mit Kontrollbedingung (NoExo) und Intervention (Exo) für die vier Eingewöhnungstage und den Versuchstag (fett dargestellt) für die Probanden 01 - 12

<b>Arbeitstag</b>	<b>1</b>		<b>2</b>		<b>3</b>		<b>4</b>		<b>5</b>	
<b>Schichtteil</b>	Früh	Spät	Früh	Spät	Früh	Spät	Früh	Spät	<b>Früh</b>	<b>Spät</b>
<b>Woche 1</b>										
VP01	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
VP02	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo
VP03	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
<b>Woche 2</b>										
VP04	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
VP05	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo
VP06	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
<b>Woche 3</b>										
VP07	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
VP08	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo
VP09	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
<b>Woche 4</b>										
VP10	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo
VP11	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo
VP12	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo	Exo	NoExo



APP-VS01-2: Vorstudie 0.1 Ergebnisse

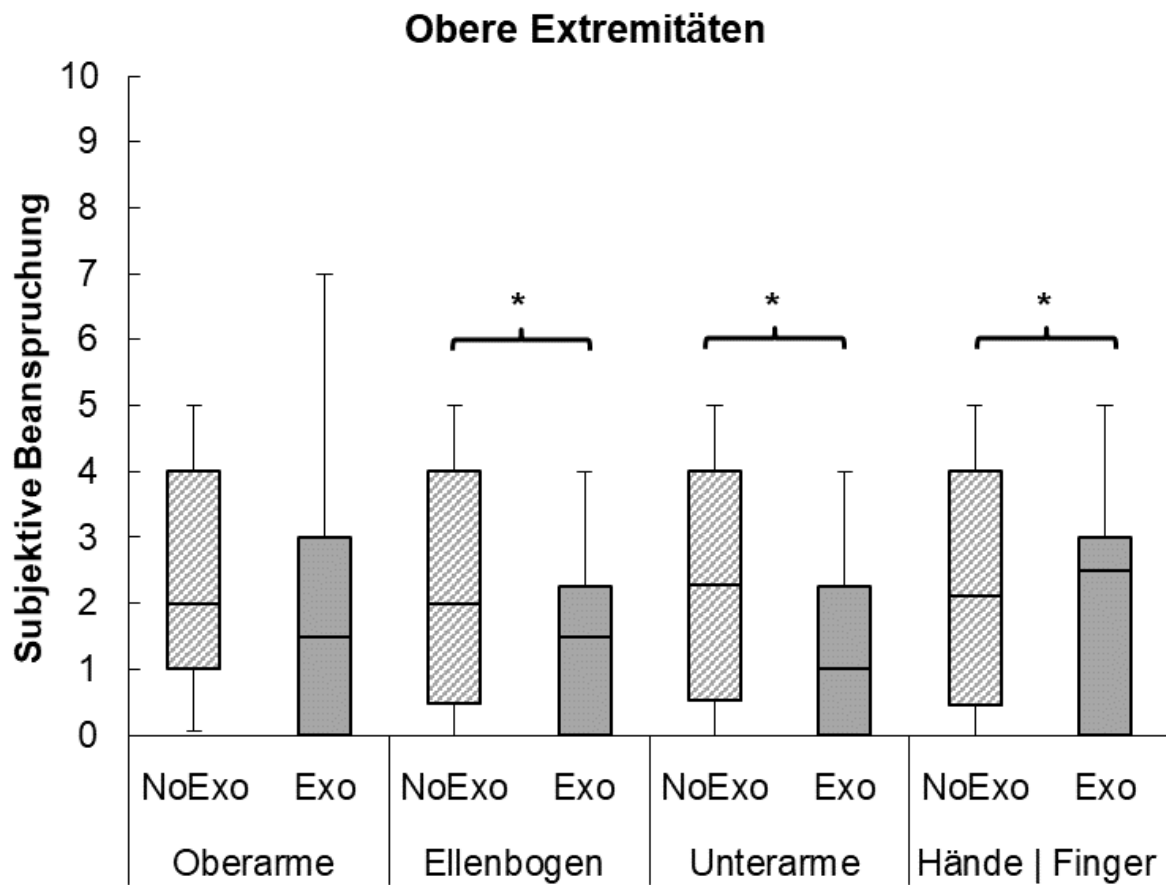


Abbildung Anhang 1: Subjektive Beanspruchung der oberen Extremitäten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

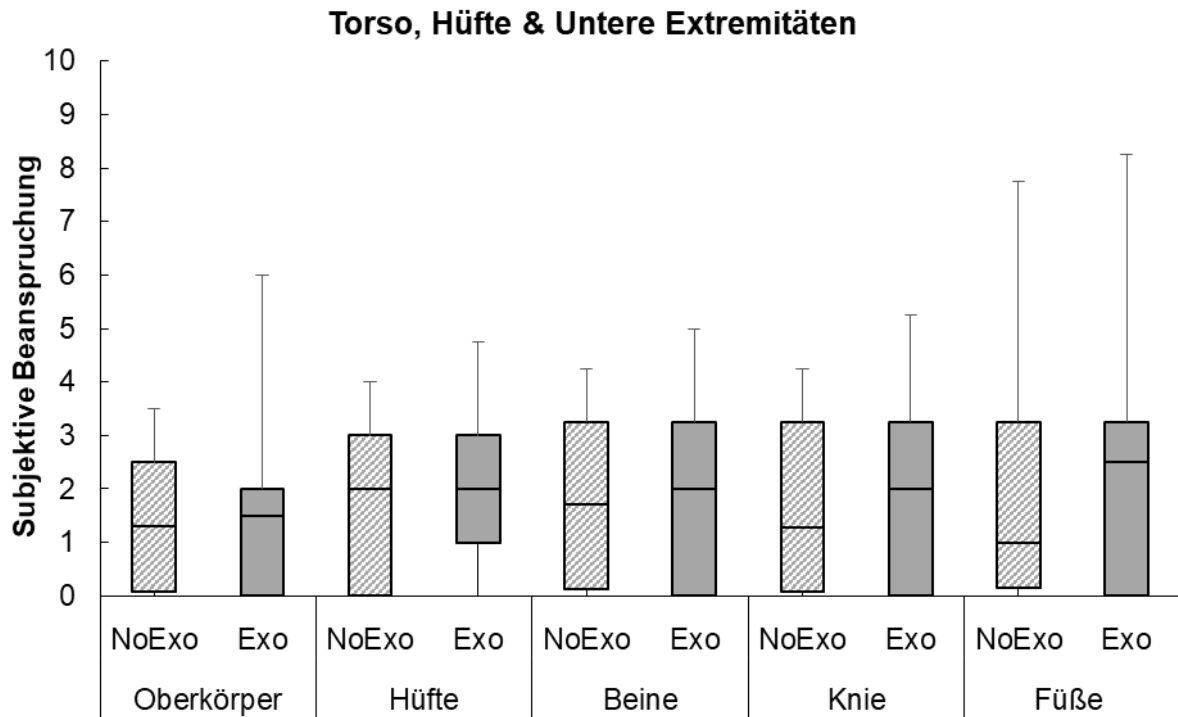


Abbildung Anhang 2: Subjektive Beanspruchung für Torso, Hüfte und Untere Extremitäten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

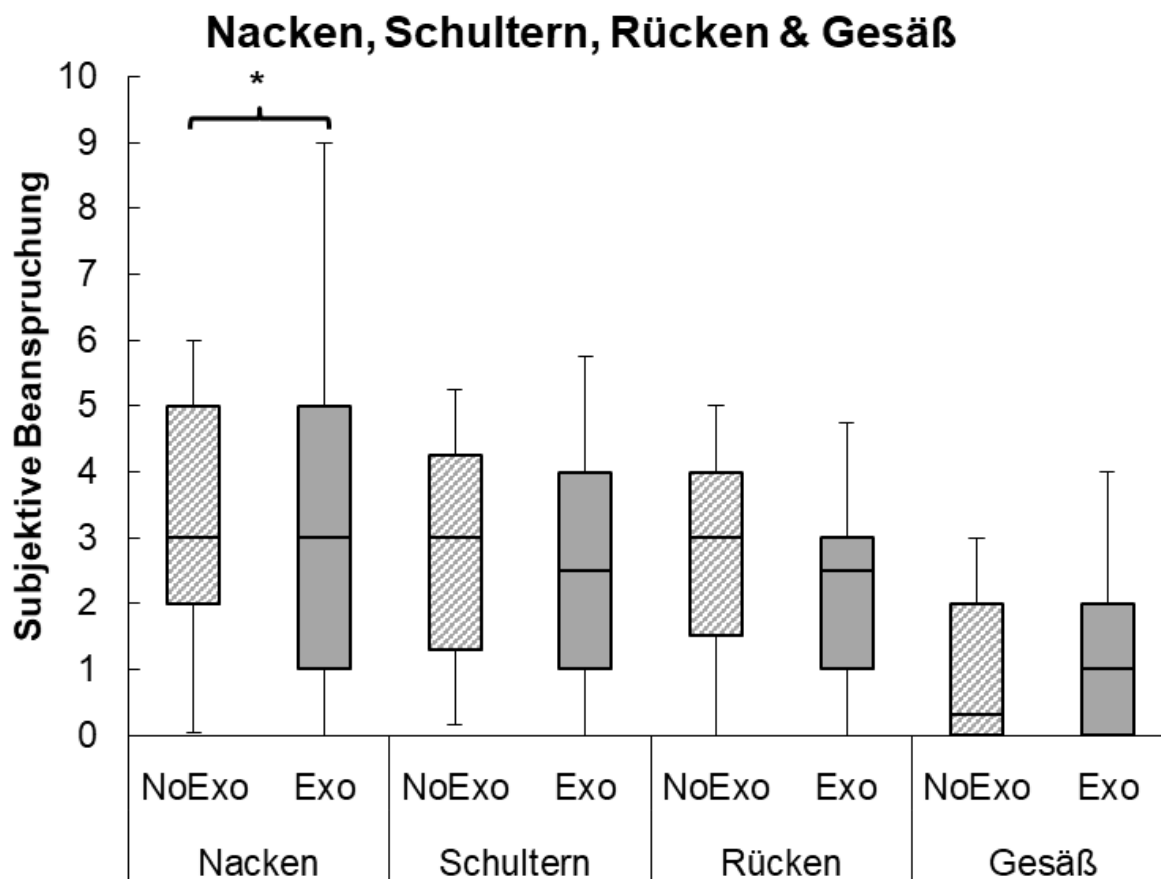


Abbildung Anhang 3: Subjektive Beanspruchung für Nacken, schultern, Rücken und Gesäß (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

APP-VS02-1: Vorstudie 0.2 Ergebnisse

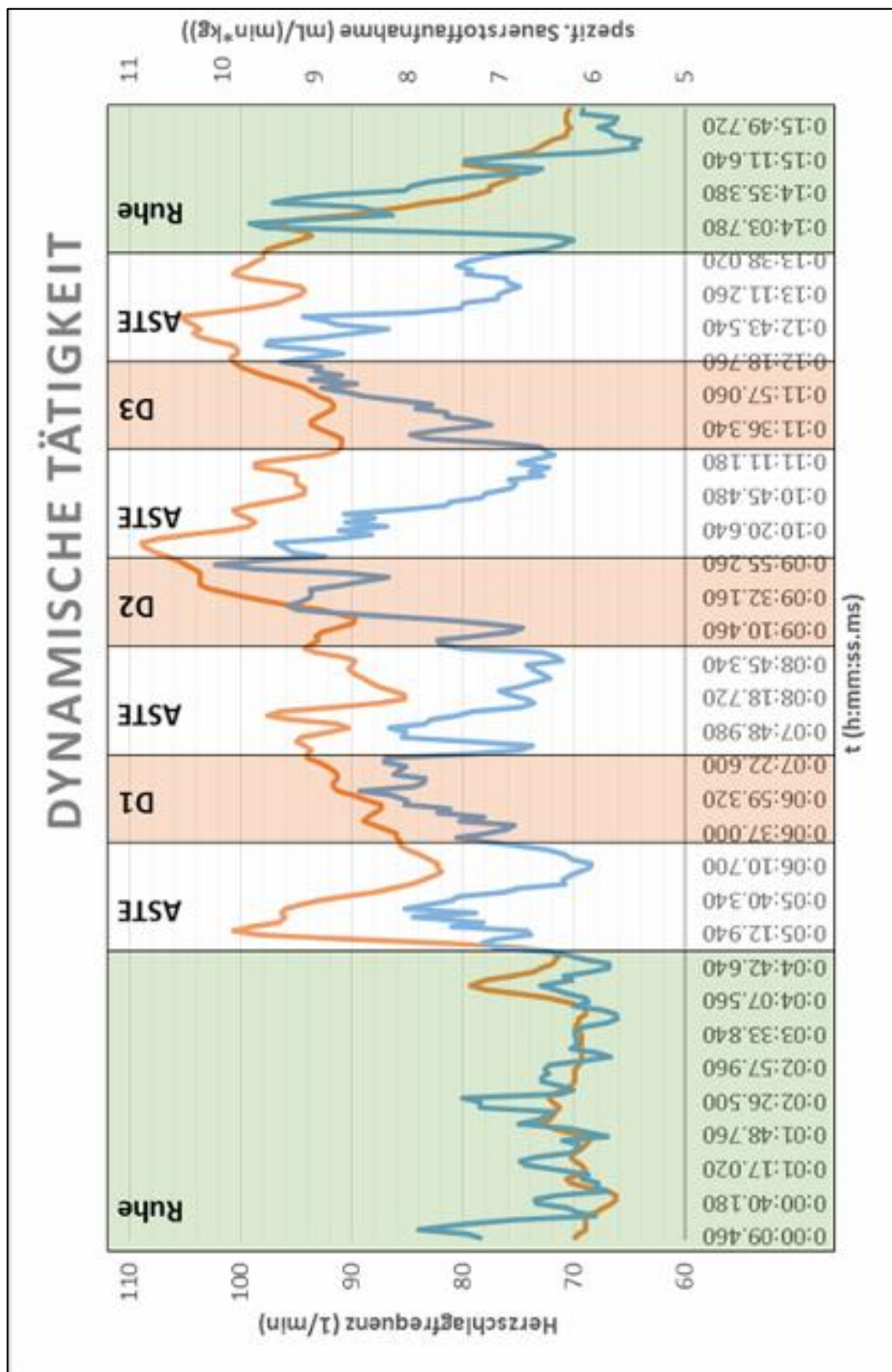


Abbildung Anhang 4: Versuch 1 (n = 1, VP01), Verlauf Herzschlagfrequenz (orange) und spez. Sauerstoffaufnahme (blau). Legende: „Ruhe“ (grüner Bereich): Base-Line Messung; „ASTE“ (weißer Bereich) = Ausgangsstellung; „D1, D2, D3“ (oranger Bereich): Dynamische Versuchsbedingungen

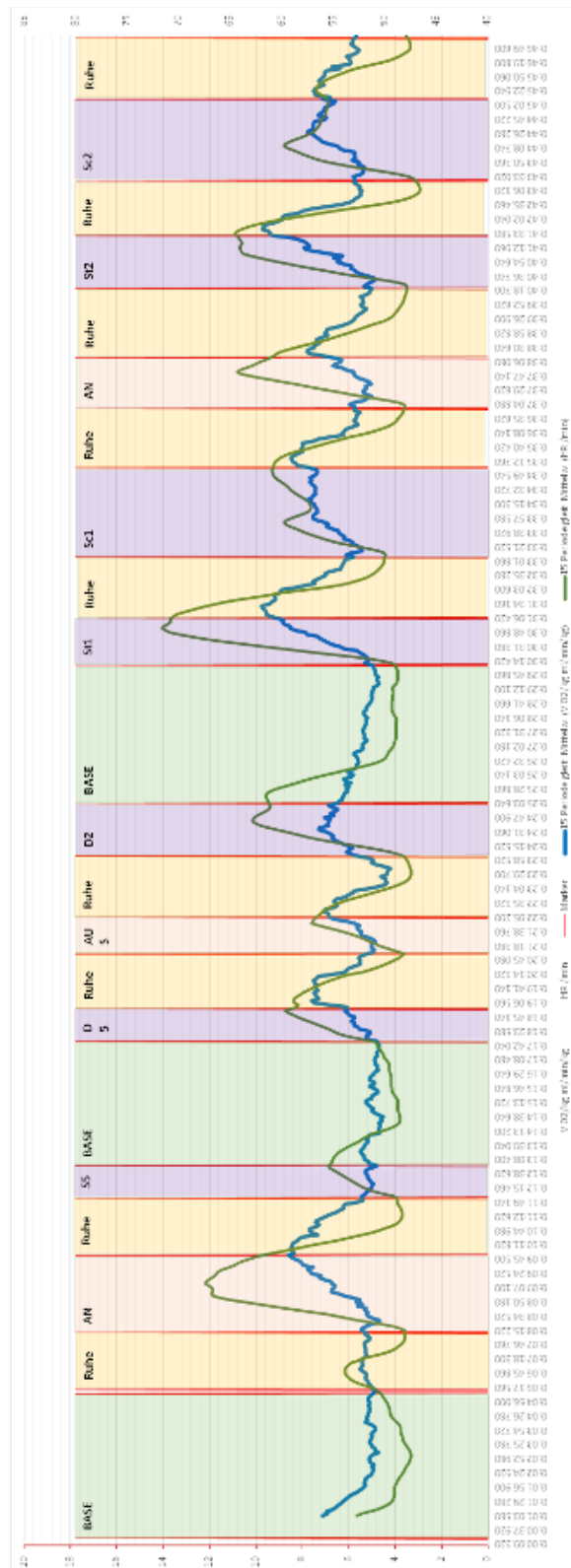


Abbildung Anhang 5: Versuch 2 (n = 1, VP02), Verlauf Herzschlagfrequenz (grün) und spez. Sauerstoffaufnahme (blau). Legende: „BASE“ (grüner Bereich): Base-Line Messung; „Ruhe“ (gelber Bereich) = Ruhemessung; „AN, AUS“ (hautfarbener Bereich): An- und Ausziehen des Exoskelettes; „S5, D5, St1, Sc1, St2, Sc2“ (lila Bereich): Versuchsbedingungen: **Statisch, Dynamisch, Stopfen, Schrauben**

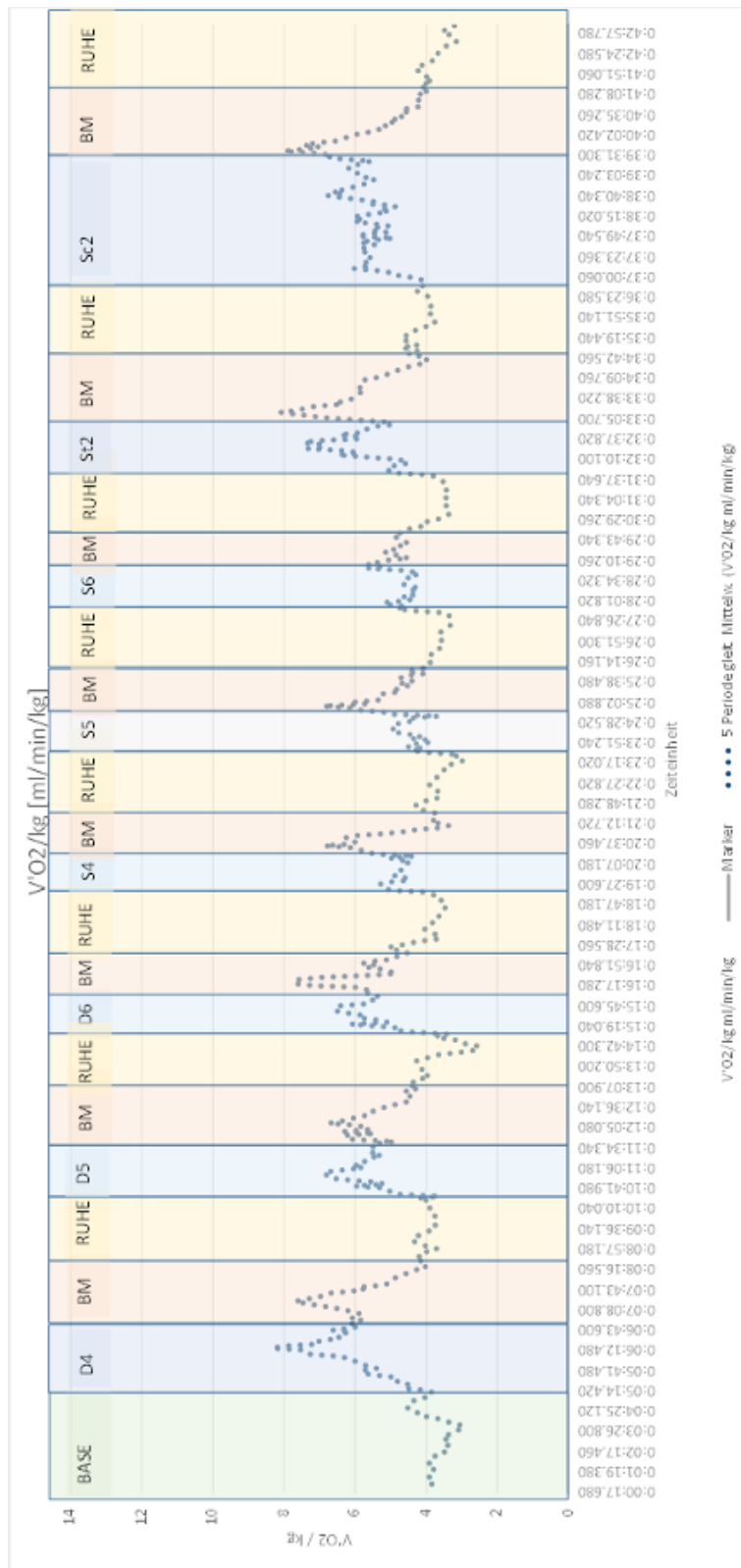


Abbildung Anhang 6: Versuch 3 (n = 2, VP03), Verlauf spez. Sauerstoffaufnahme. Legende: „BASE“ (grüner Bereich): Base-Line Messung; „D4, D5, D6, S4, S5, S6, St2, Sc2“ (blauer Bereich): Versuchsbedingungen: **Statisch, Dynamisch, Stopfen, Schrauben**; „BM“ (hautfarbener Bereich) = Body-Map ausfüllen; „Ruhe“ (gelber Bereich) = Ruhemessung

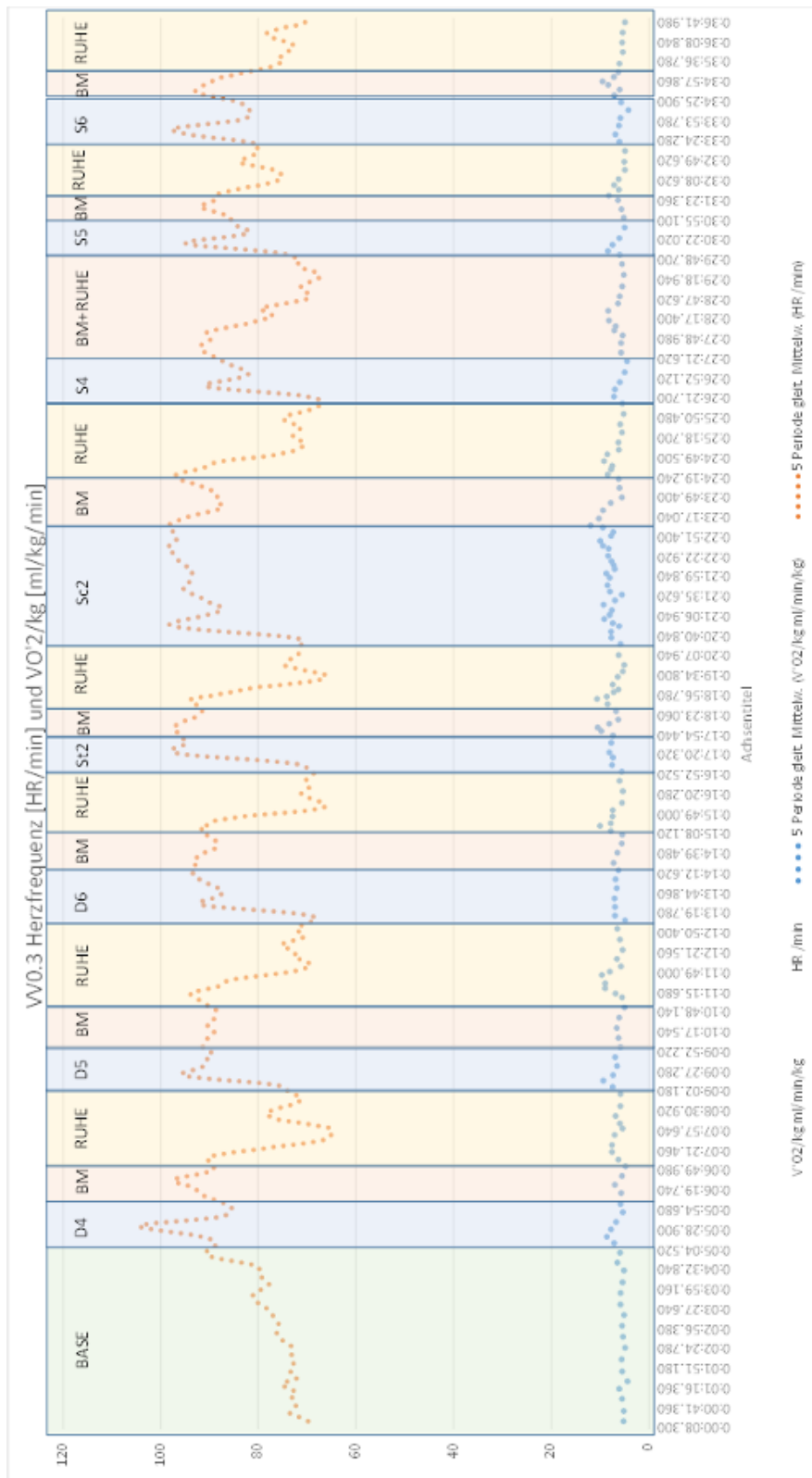


Abbildung Anhang 7: Versuch 3 (n = 2, VP04), Verlauf Herzschlagfrequenz und spez. Sauerstoffaufnahme. Legende: „BASE“ (grüner Bereich): Base-Line Messung; „D4, D5, D6, S4, S5, S6, St2, Sc2“ (blauer Bereich): Versuchsbedingungen: **St**atisch, **Dy**namisch, **St**opfen, **S**chrauben; „BM“ (hautfarbener Bereich) = Body-Map ausfüllen; „Ruhe“ (gelber Bereich) = Ruhemessung

APP-HS10-1: Hauptstudie 1.0 Laborversuchsstand

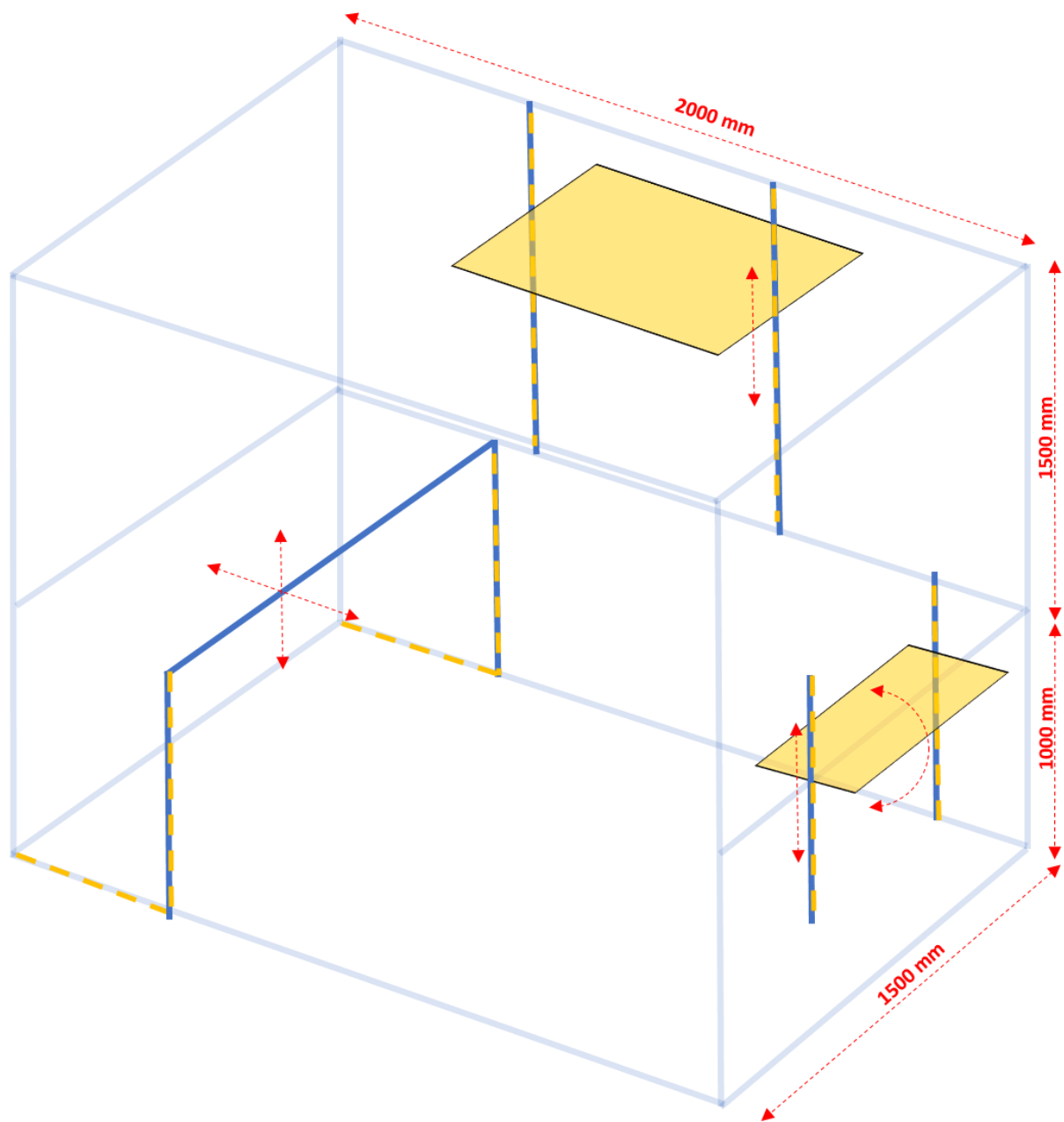


Abbildung Anhang 8: Technische Darstellung des Labor-Versuchsstandes und -trägers. Bestehend aus: Höhenverstellbare Schraub- und Stopfenplatte, höhen- und abstandsverstellbare Hüftbegrenzung, höhen- und winkelverstellbare Ablageplatte auf Hüfthöhe



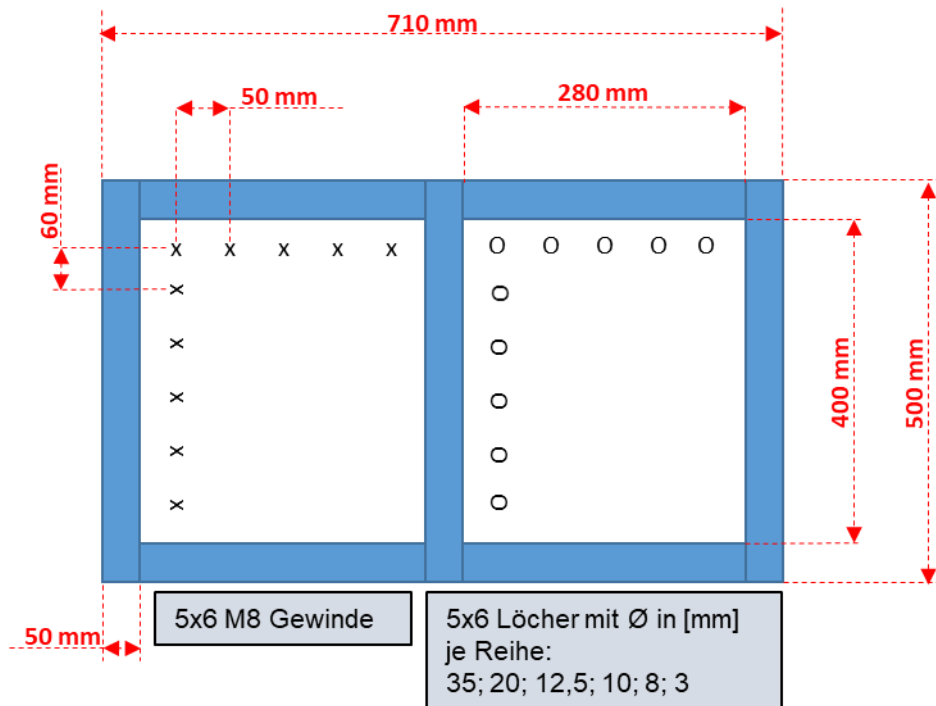


Abbildung Anhang 9: Darstellung der Schraub- und Stopfenplatte mit Abmessungen (nicht maßstabs- und abstandstreu)

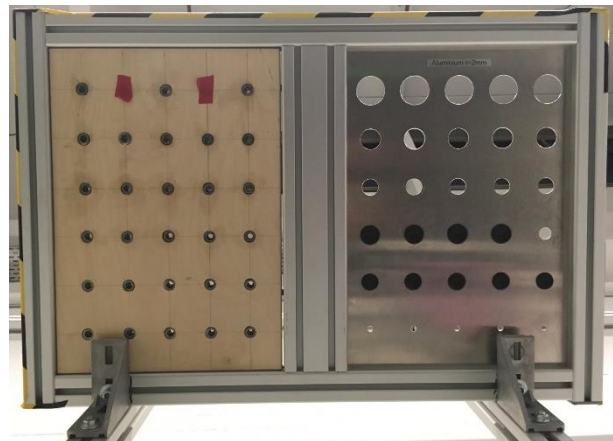


Abbildung Anhang 10: Schraub- und Stopfenplatte am Versuchsstand montiert

APP-HS10-2: Hauptstudie 1.0 Ergebnisse

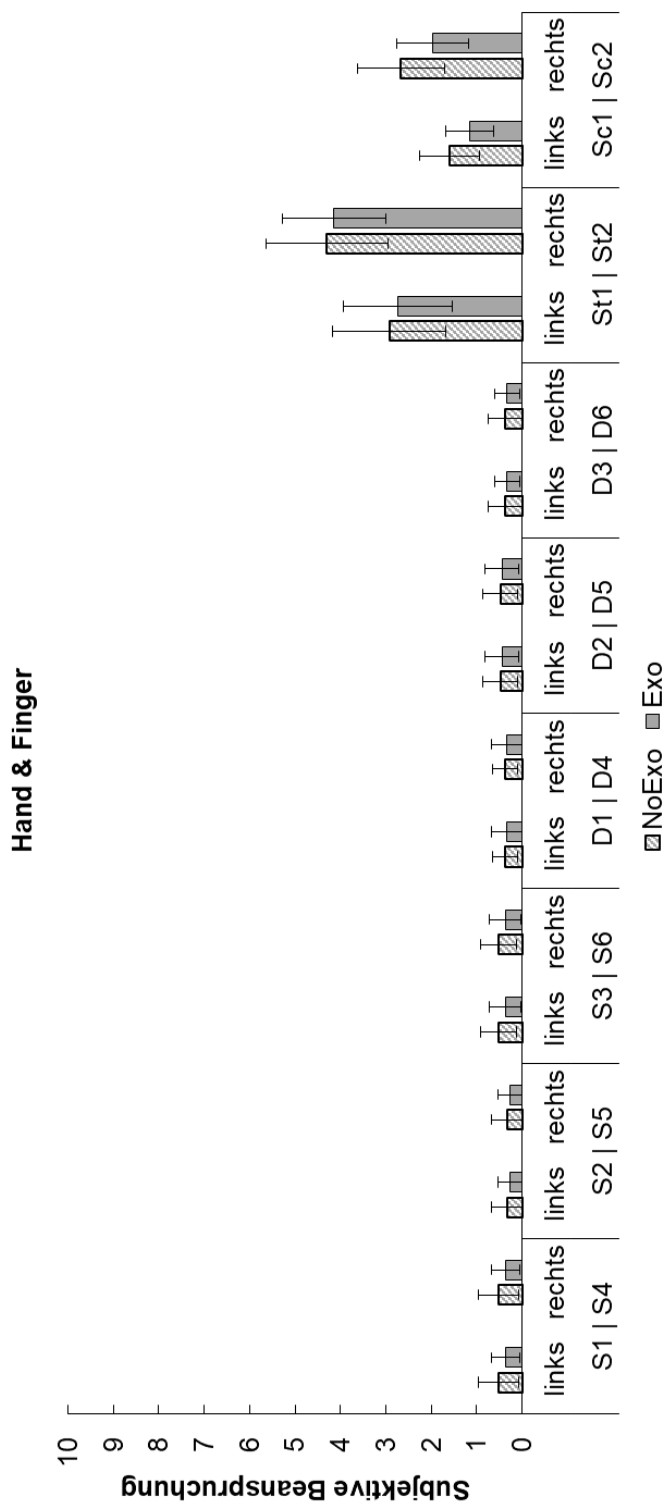


Abbildung Anhang 11: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Hand | Finger aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

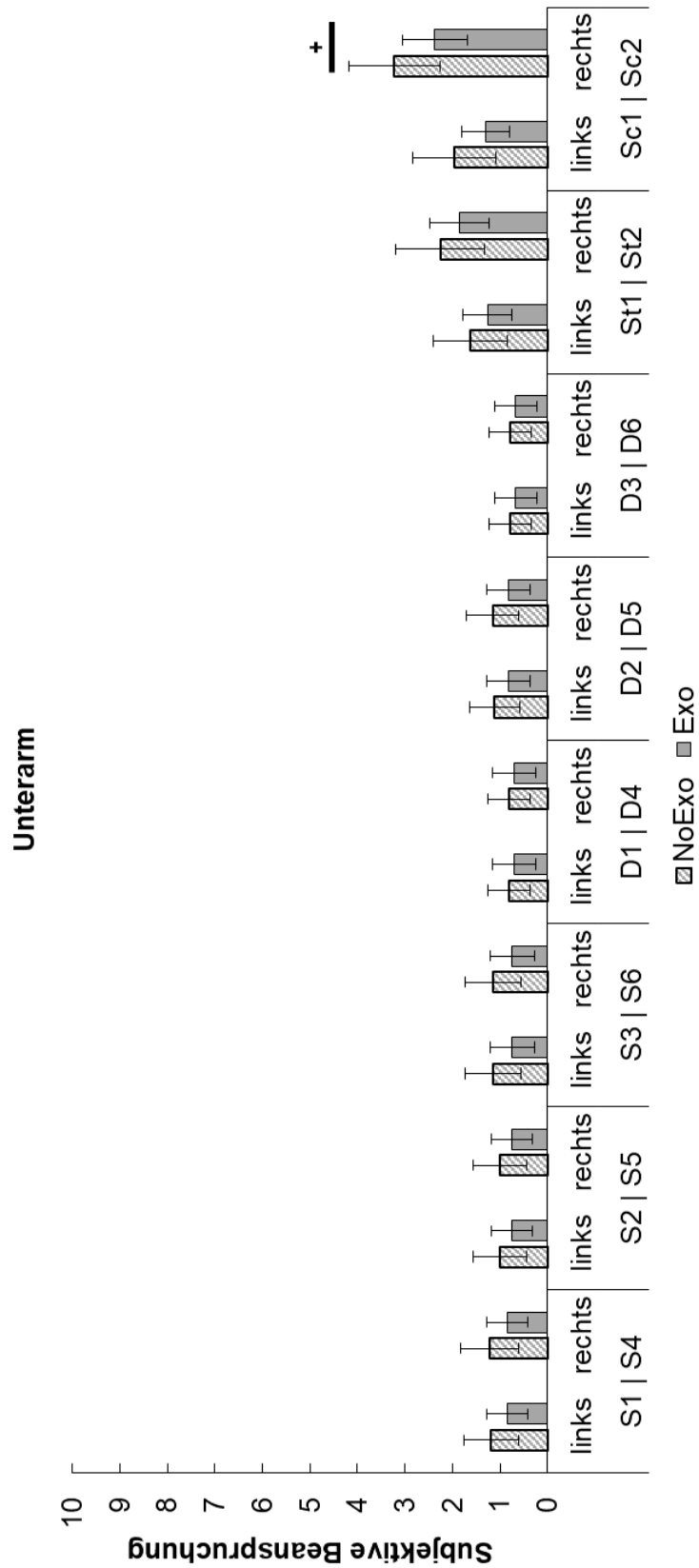


Abbildung Anhang 12: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Unterarm aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

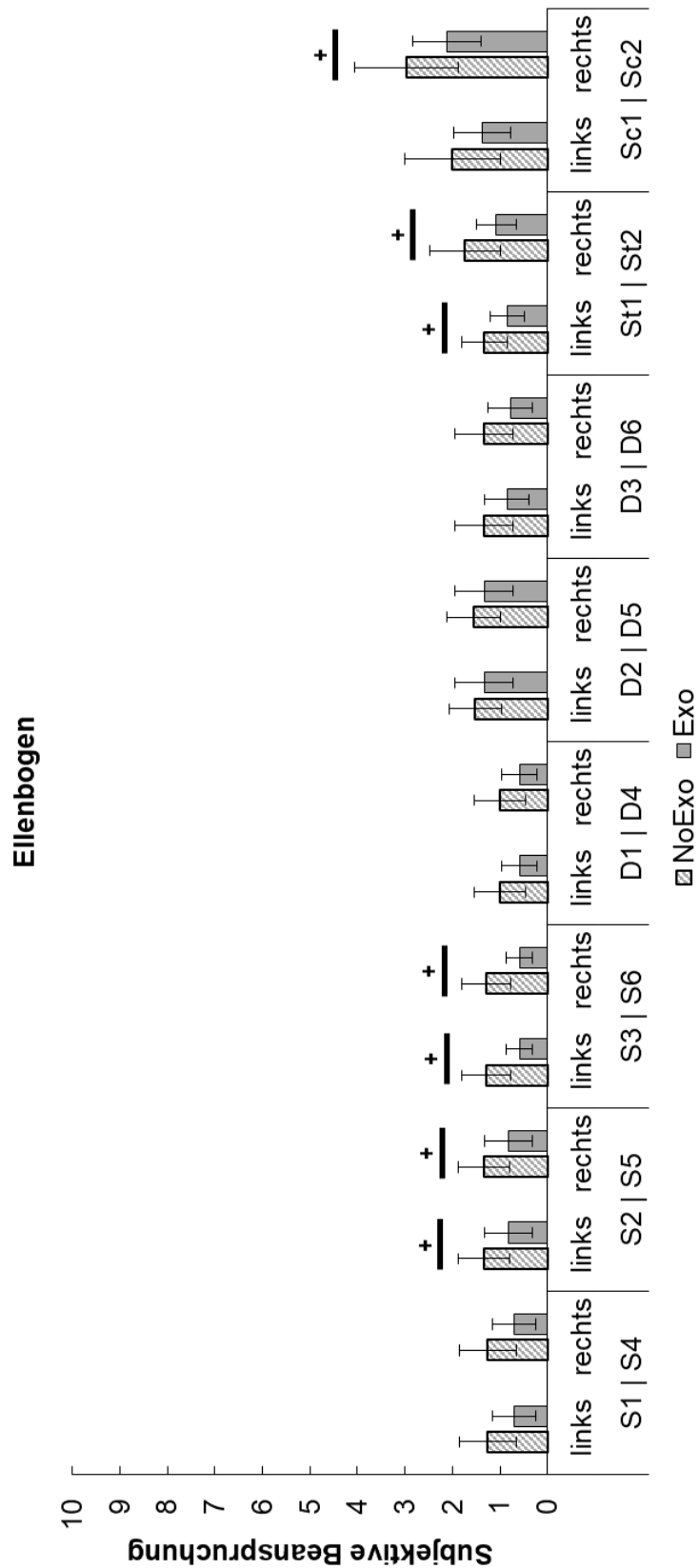


Abbildung Anhang 13: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Ellenbogen aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

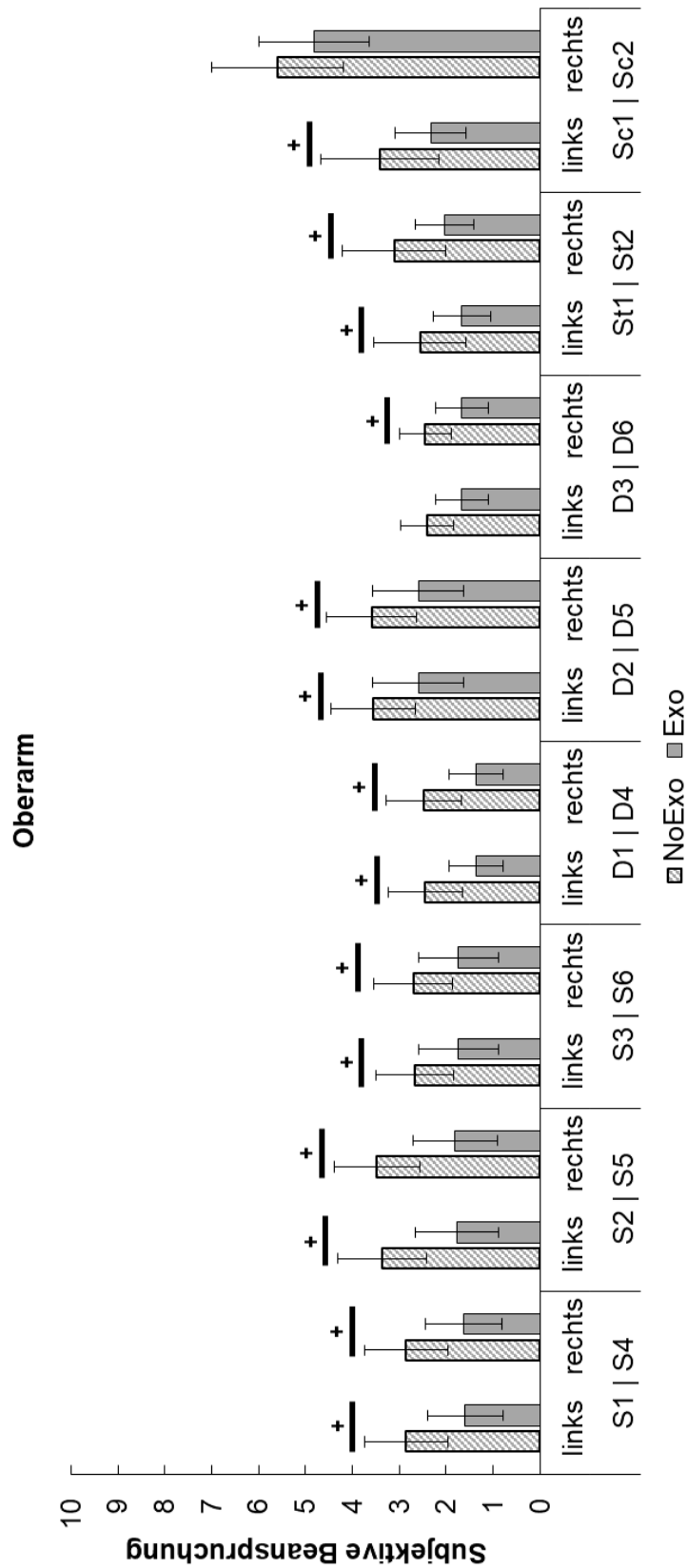


Abbildung Anhang 14: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Oberarm aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

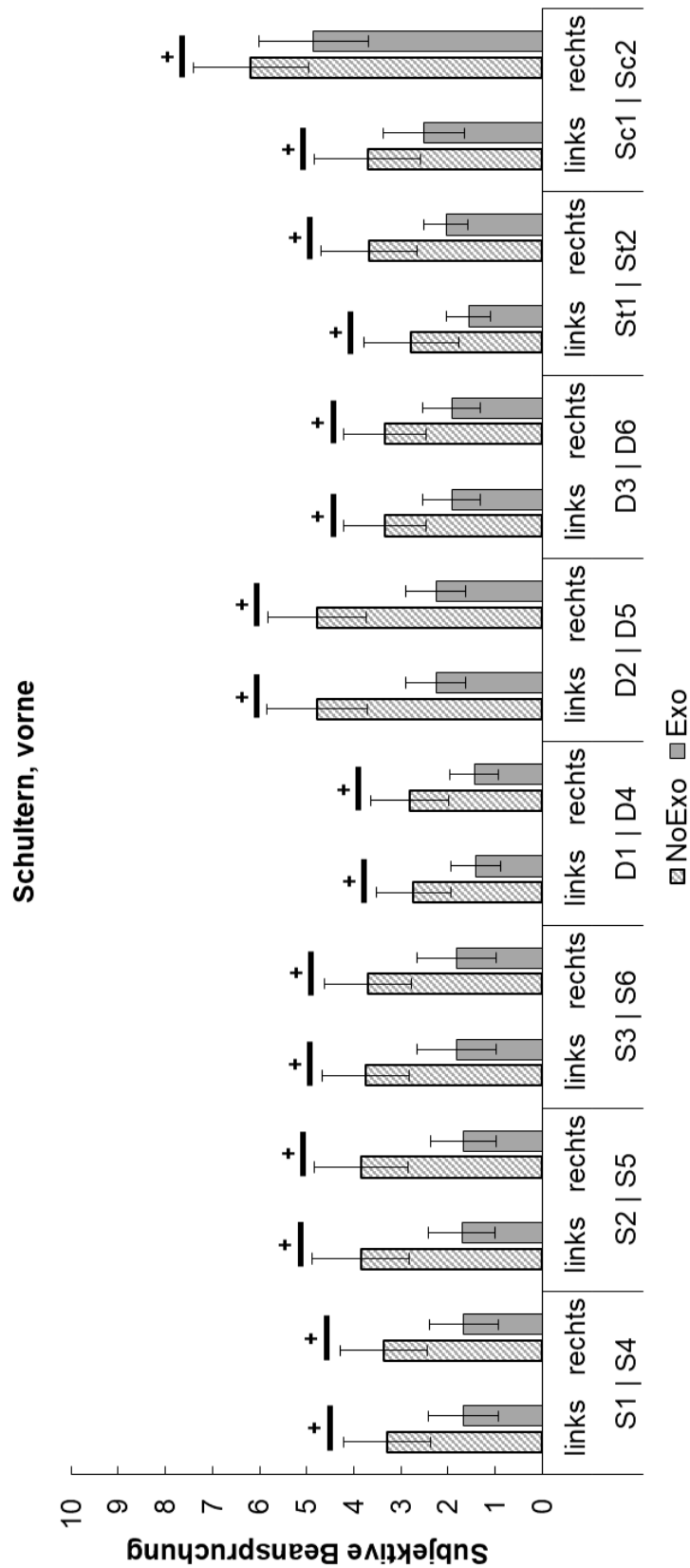


Abbildung Anhang 15: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Schultern, vorne aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

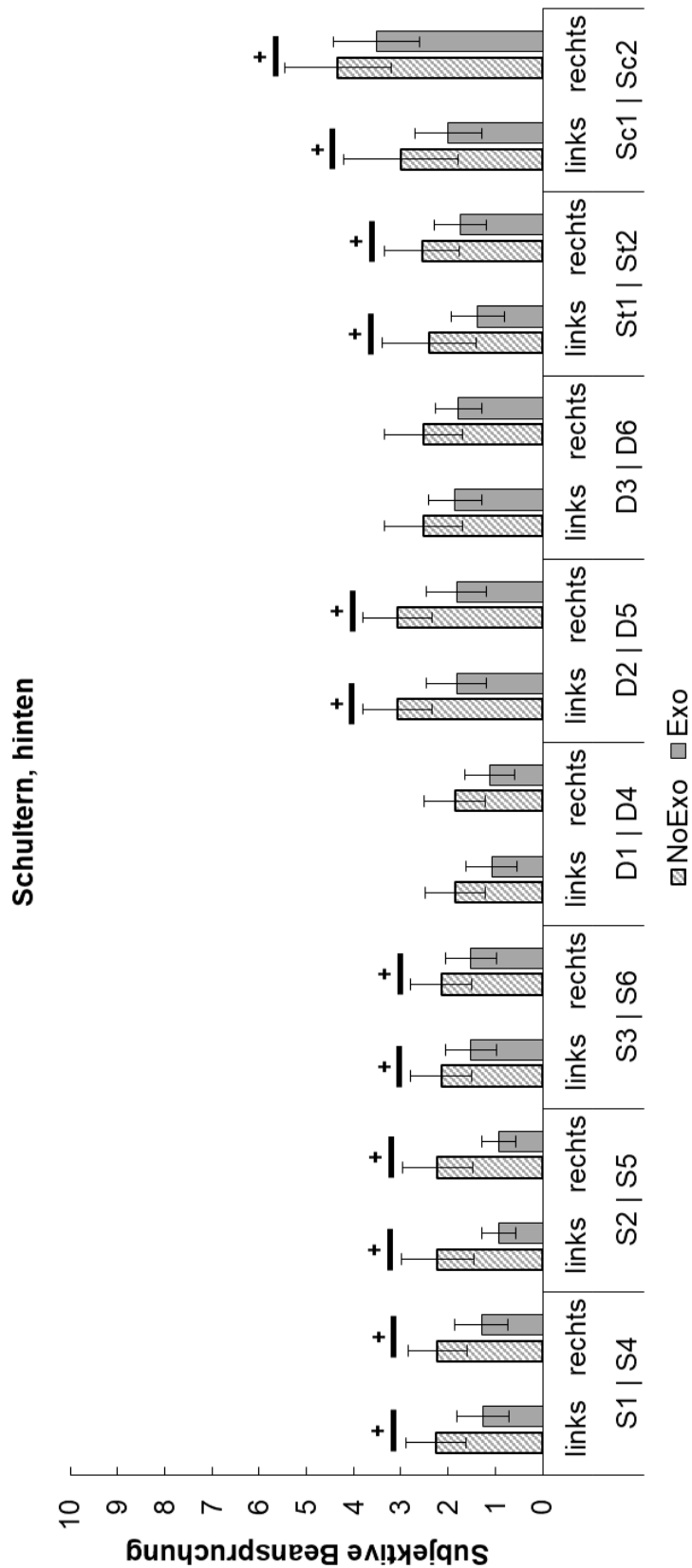


Abbildung Anhang 16: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Schultern, hinten aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

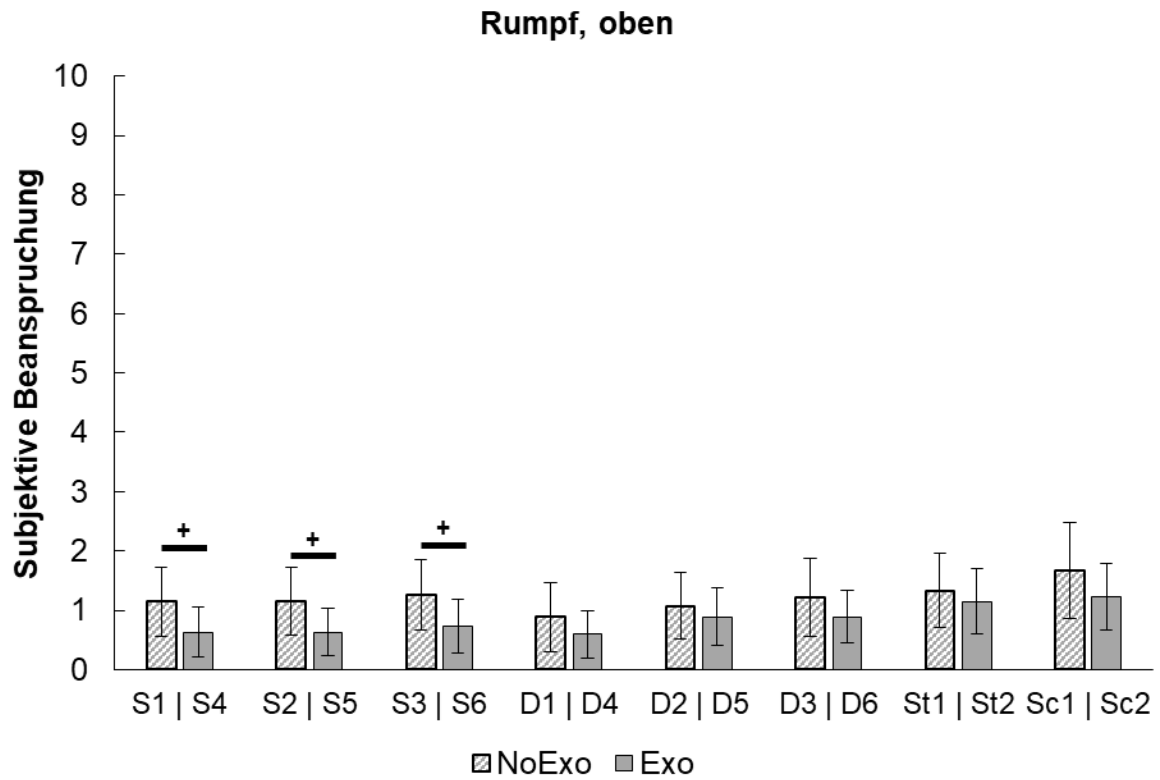


Abbildung Anhang 17: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Rumpf, oben aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)



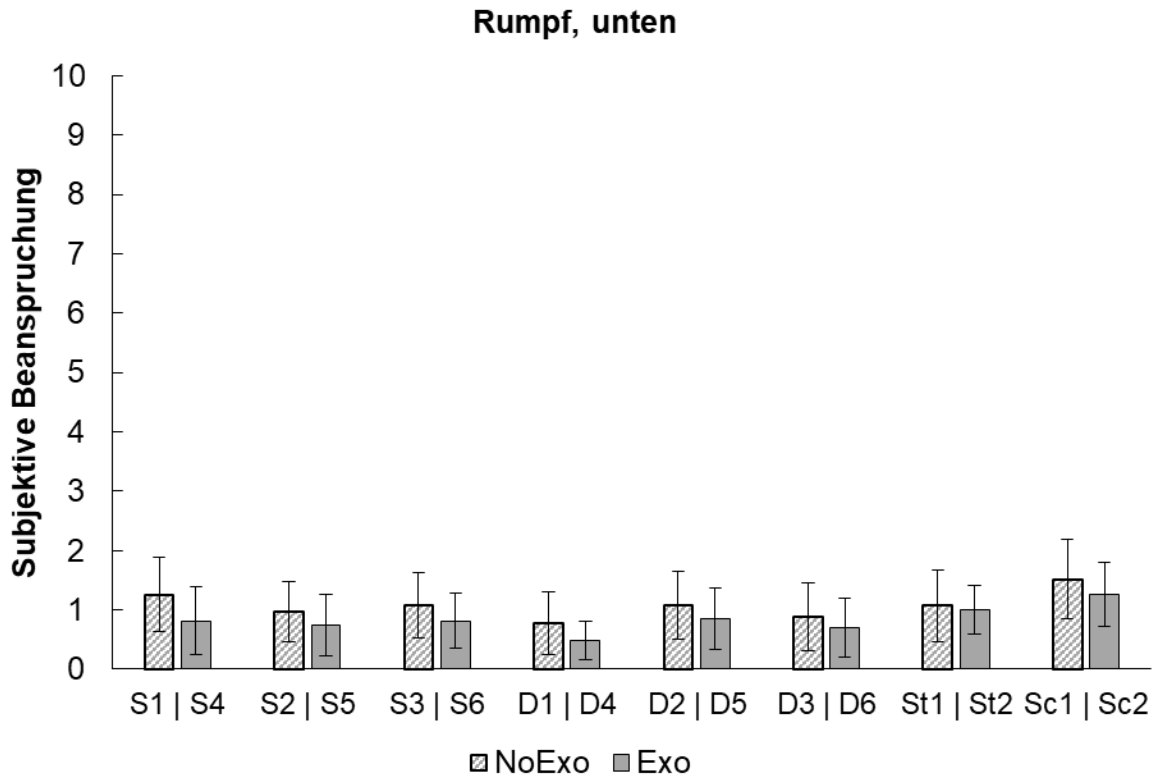


Abbildung Anhang 18: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Rumpf, unten aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

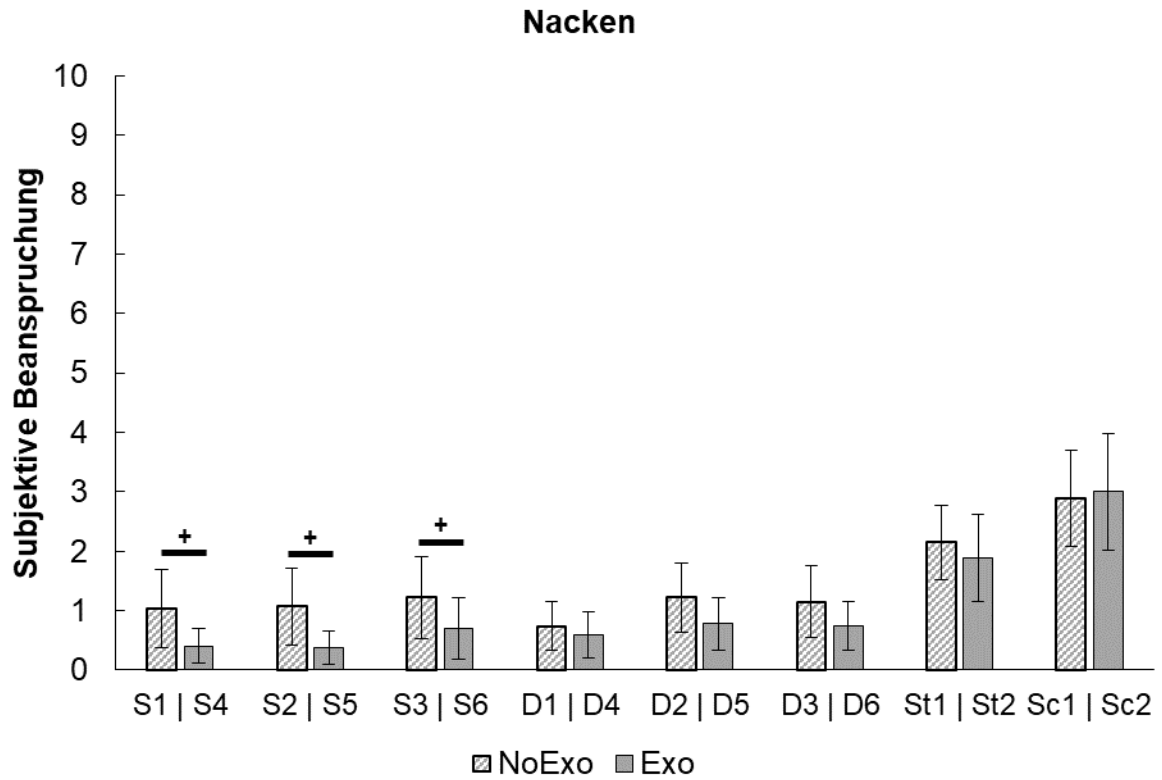


Abbildung Anhang 19: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Nacken aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

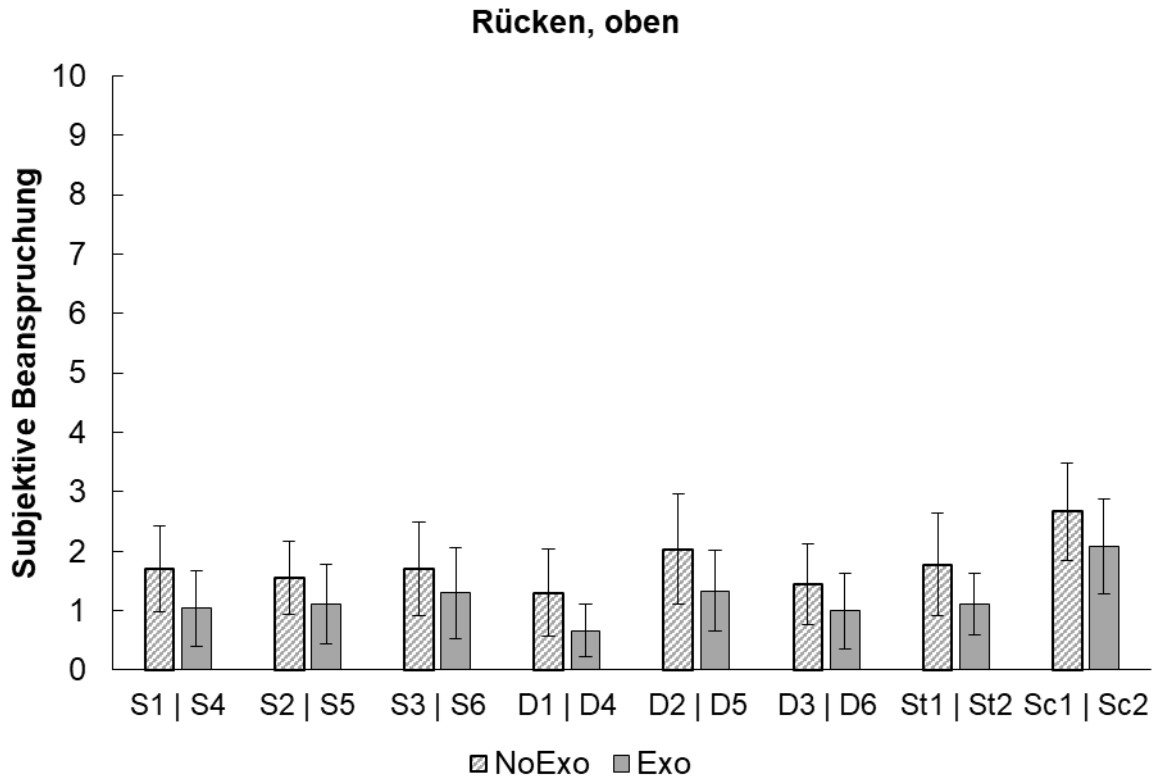
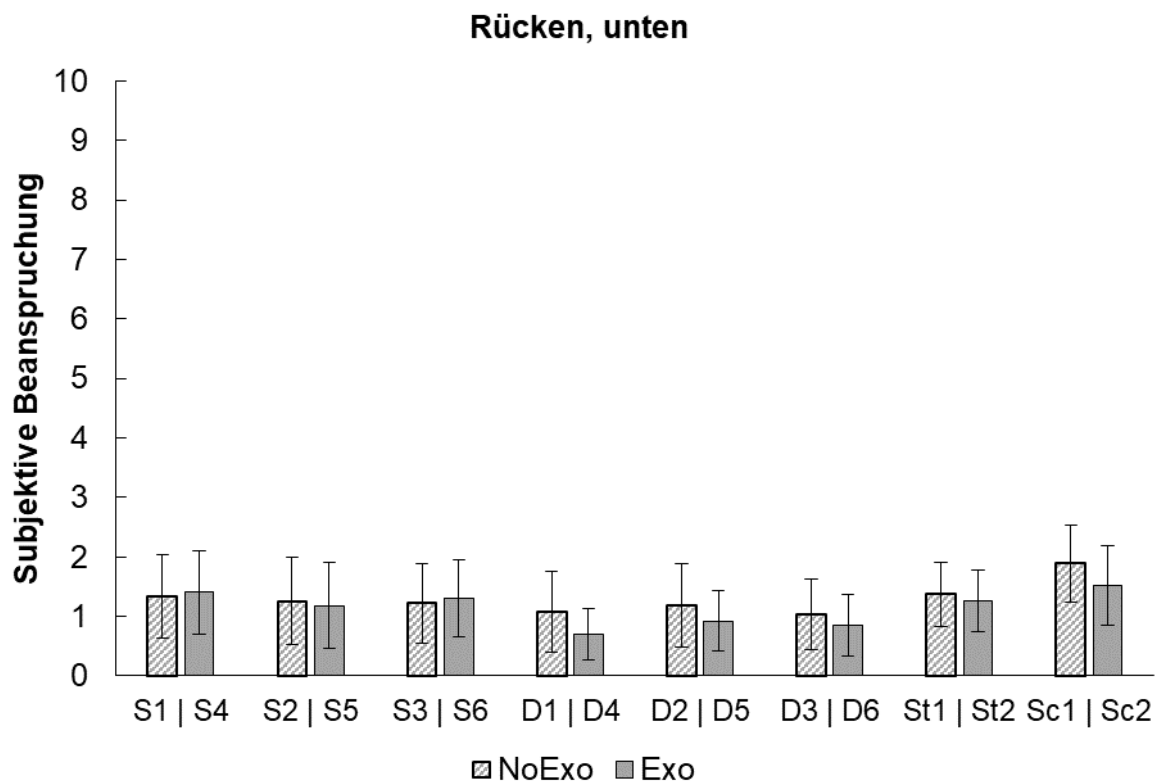


Abbildung Anhang 20: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Rücken, oben aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)



*Abbildung Anhang 21: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Rücken, unten aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)*

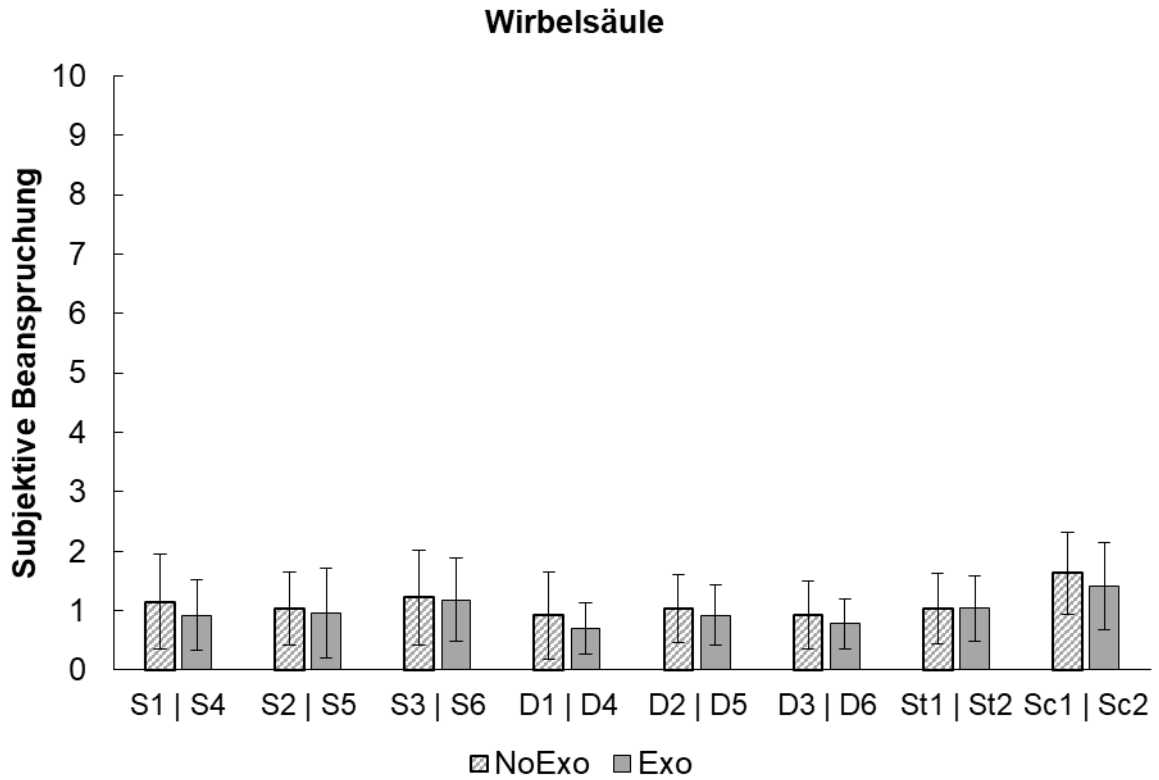


Abbildung Anhang 22: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Beanspruchung für die Wirbelsäule aller Versuchsbedingungen  
 (nicht markiert:  $p \geq 0,00625$  nicht signifikant, +:  $p < 0,00625$  signifikant)

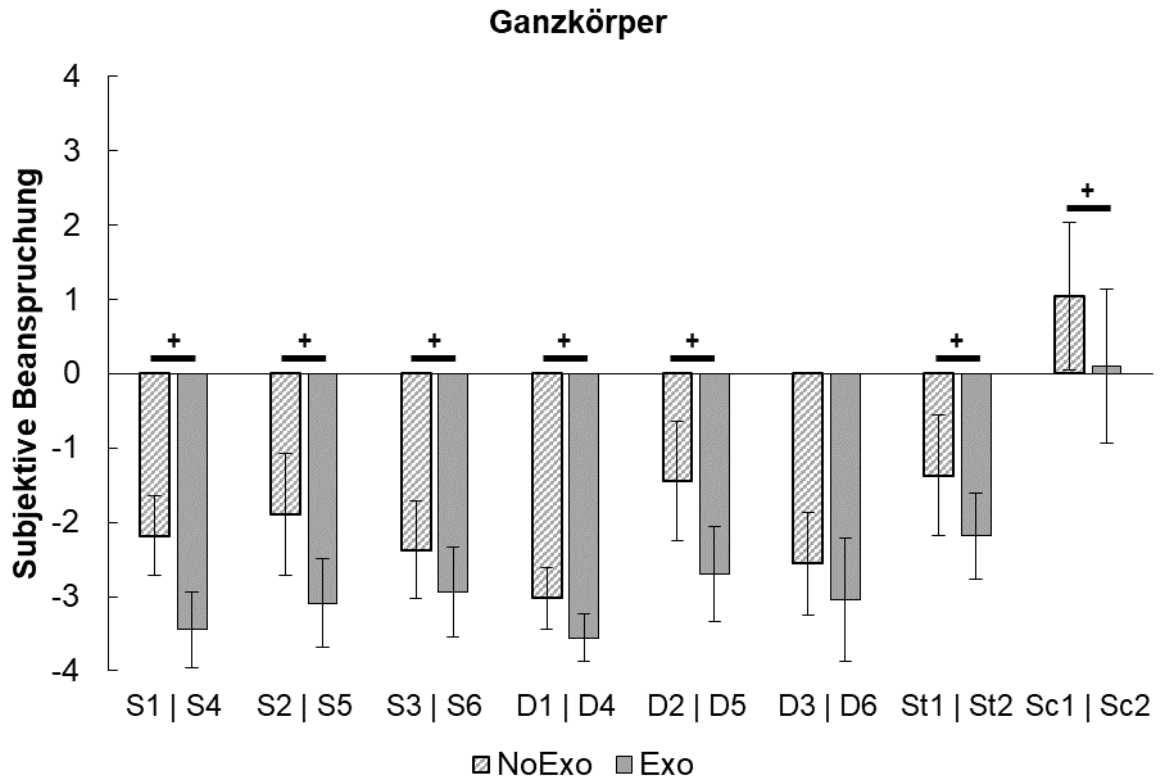


Abbildung Anhang 23: Mittelwerte und Standardabweichung der subjektiven Ganzkörper-Beanspruchung aller Versuchsbedingungen  
(nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant)

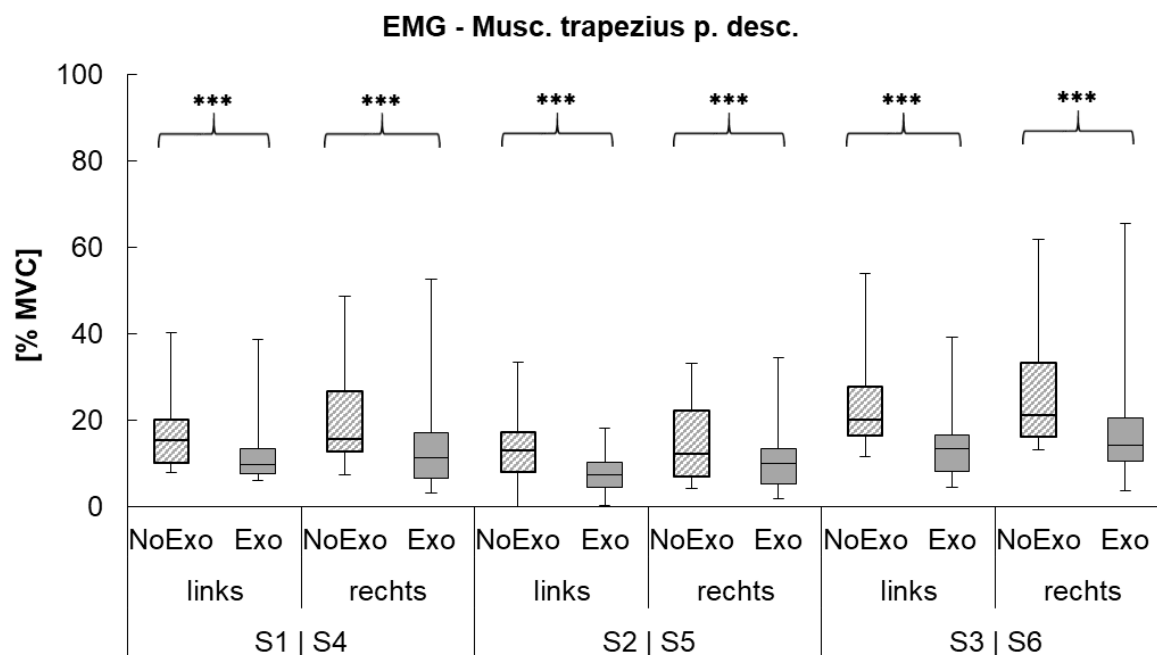


Abbildung Anhang 24: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens für die statischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

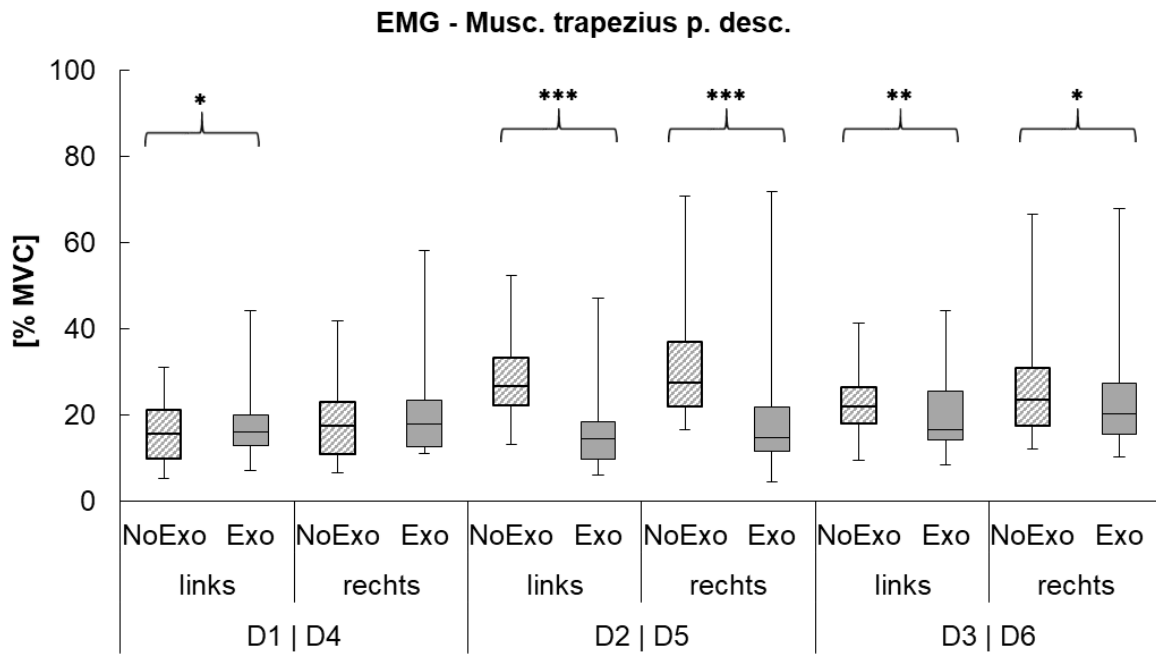


Abbildung Anhang 25: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens für die dynamischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



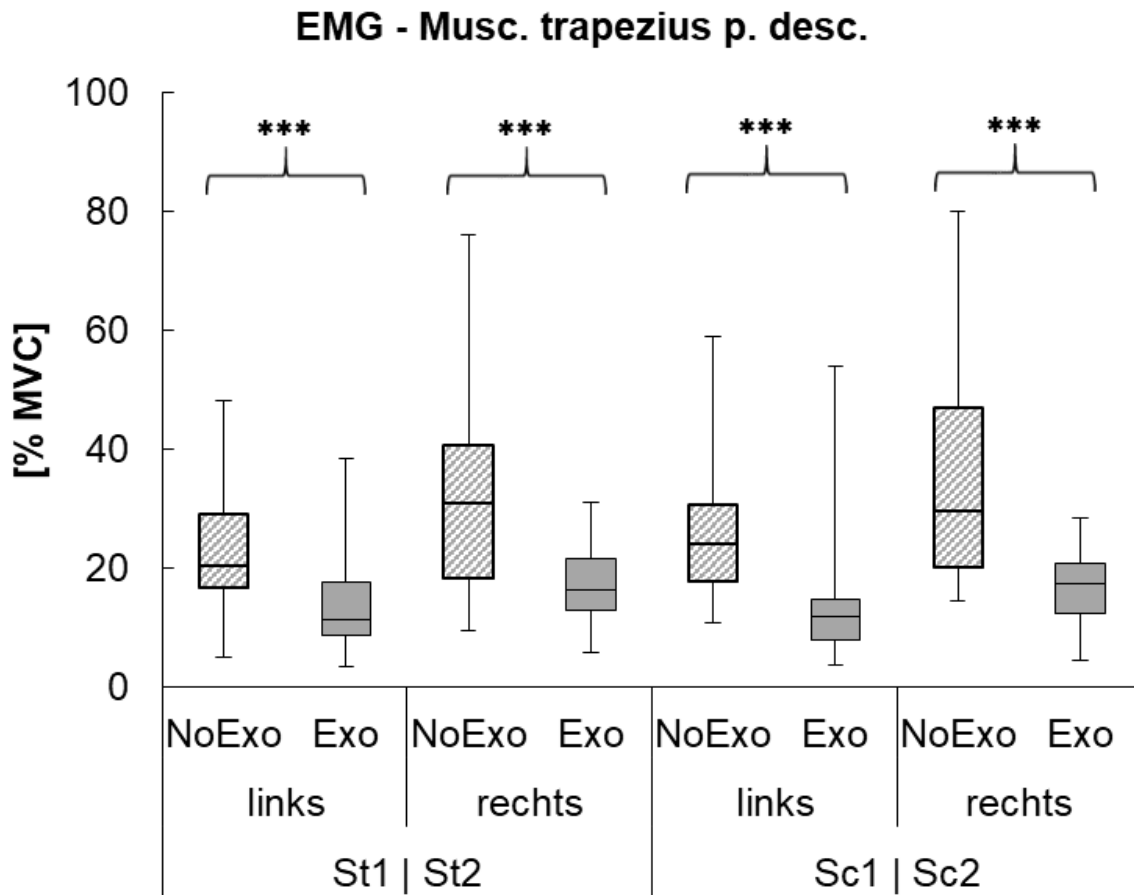


Abbildung Anhang 26: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens für die Versuchsbedingungen der simulierten Tätigkeiten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

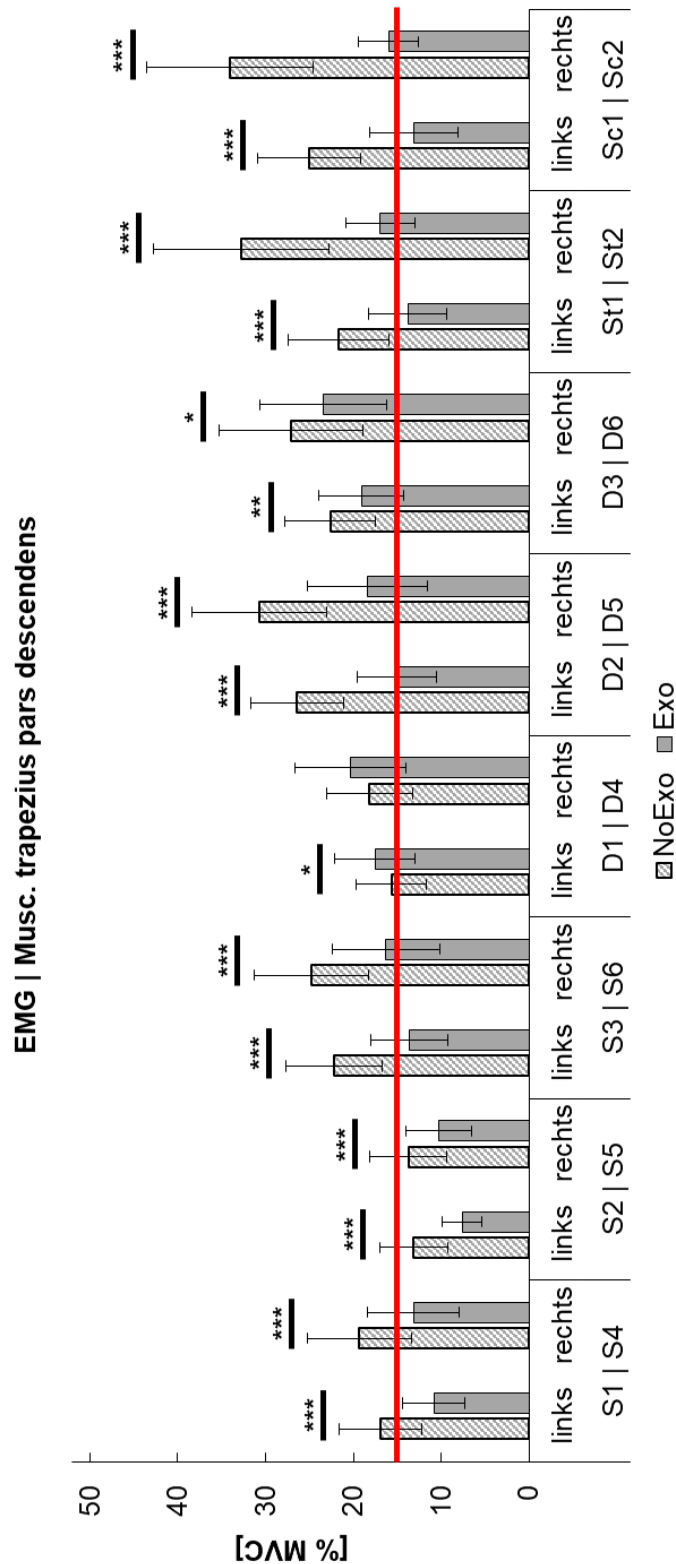


Abbildung Anhang 27: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den Musc. trapezius pars descendens aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert die 15 % MVC-Dauerleistungsgrenze

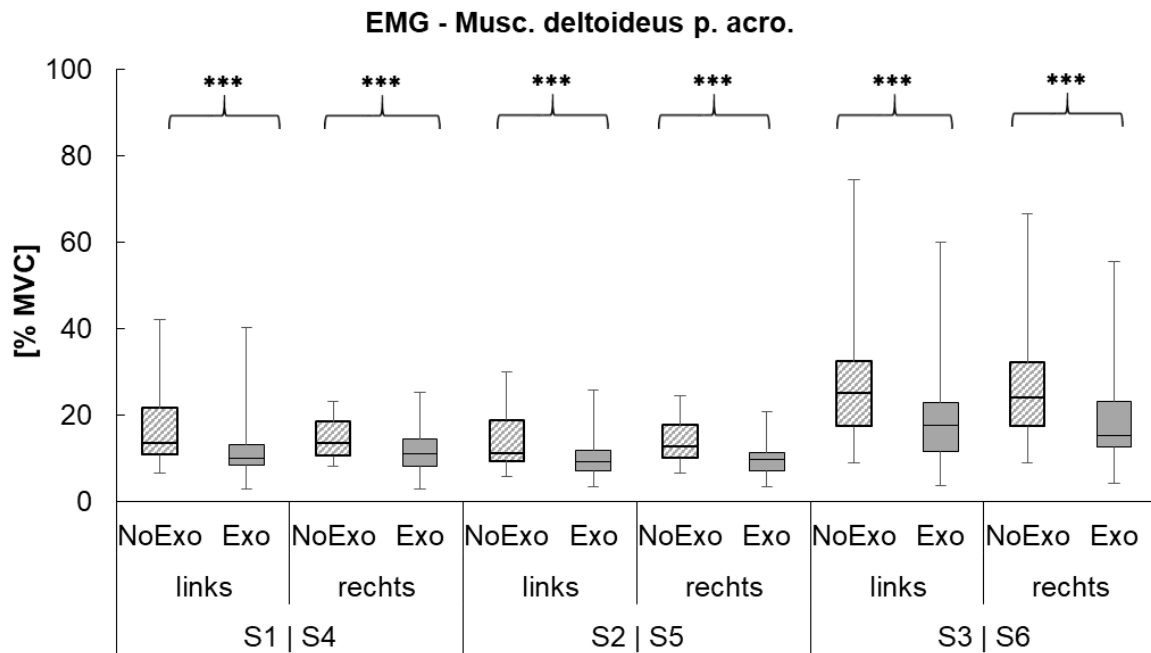


Abbildung Anhang 28: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. deltoideus pars acromialis für die statischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

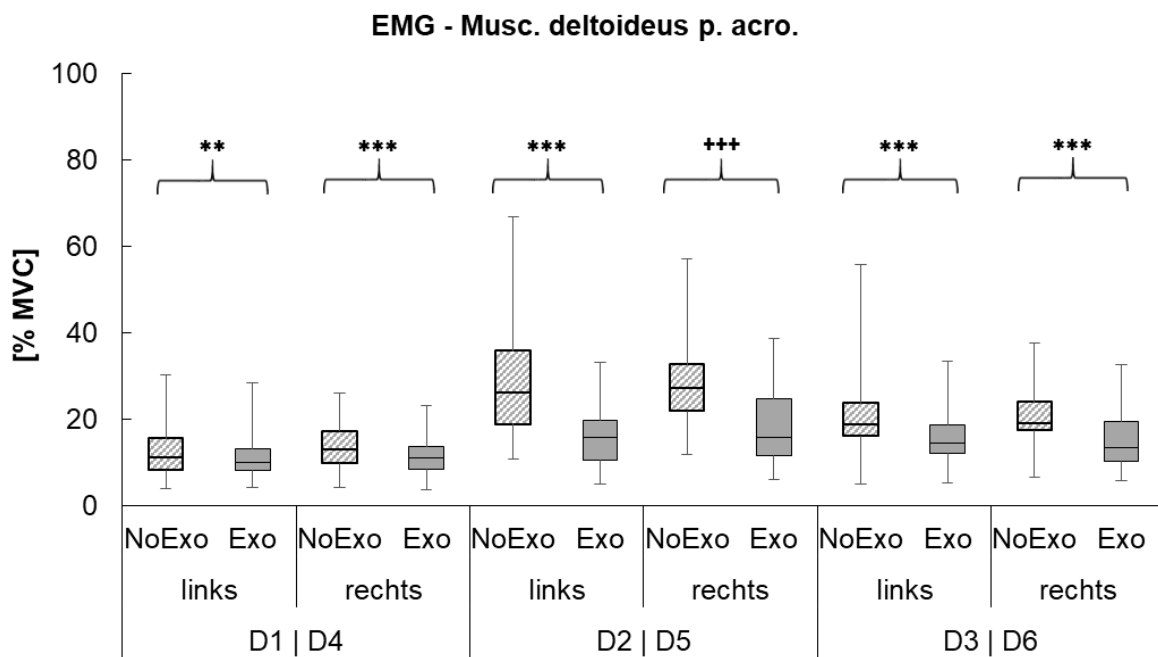


Abbildung Anhang 29: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. deltoideus pars acromialis für die dynamischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*/+(WVR-Test):  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

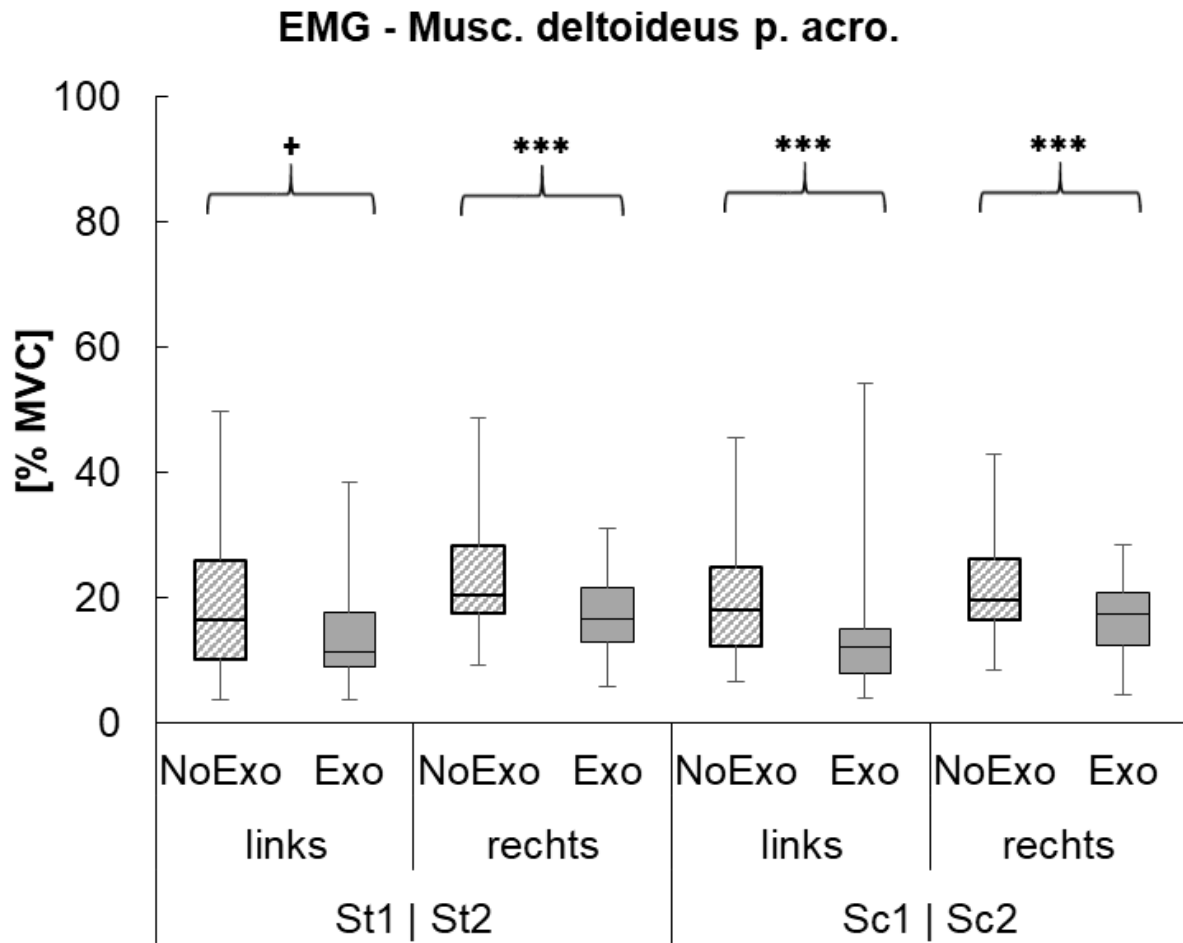


Abbildung Anhang 30: Normalisierte elektromyographische Aktivität für den Musc. deltoideus pars acromialis für die Versuchsbedingungen der simulierten Tätigkeiten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*/\*(WVR-Test):  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

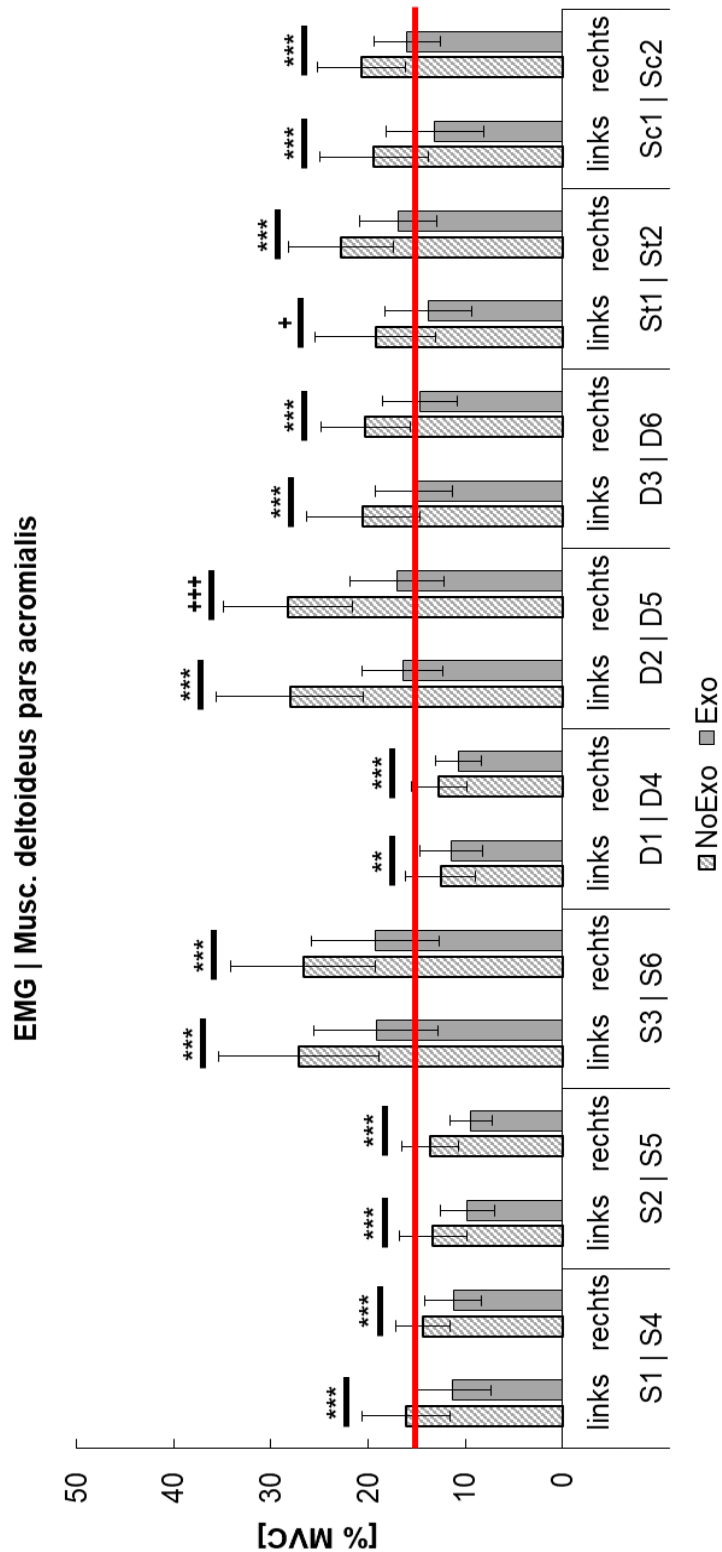


Abbildung Anhang 31: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten elektromyographischen Aktivität für den Musc. deltoideus pars acromialis aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*/†(WVR-Test):  $p < 0,05$  signifikant, \*\*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*/+++ (WVR-Test):  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert die 15 % MVC-Dauerleistungsgrenze

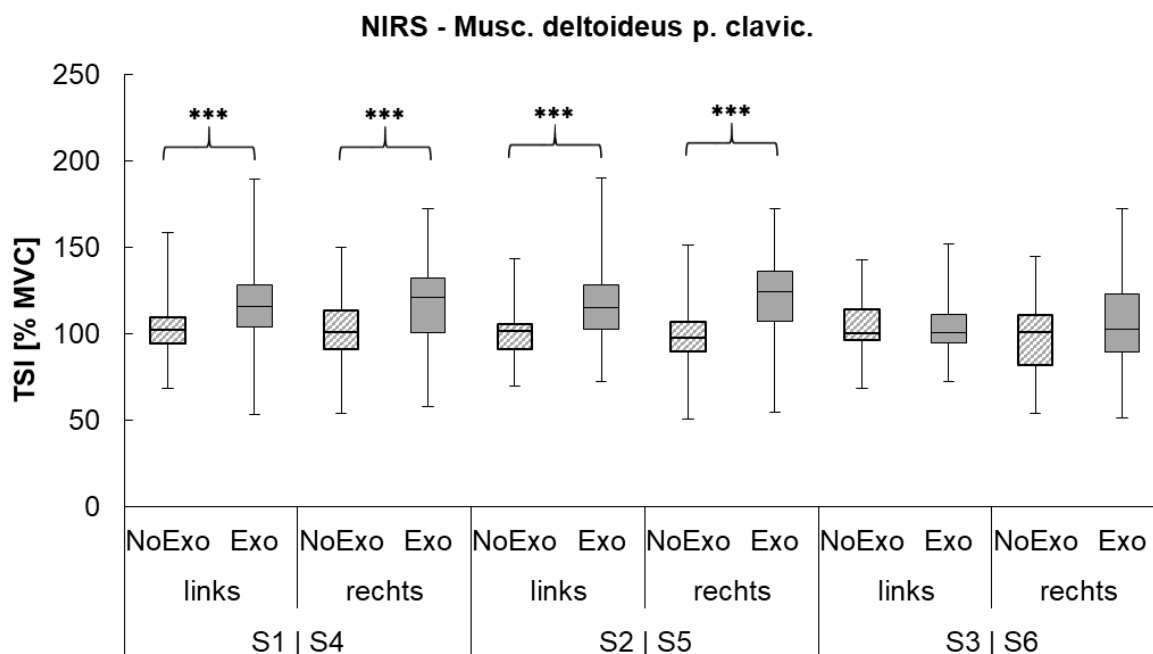


Abbildung Anhang 32: Normalisierter Sauerstoffgewebesättigungsindex für den Musc. deltoideus pars clavicularis für die statischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

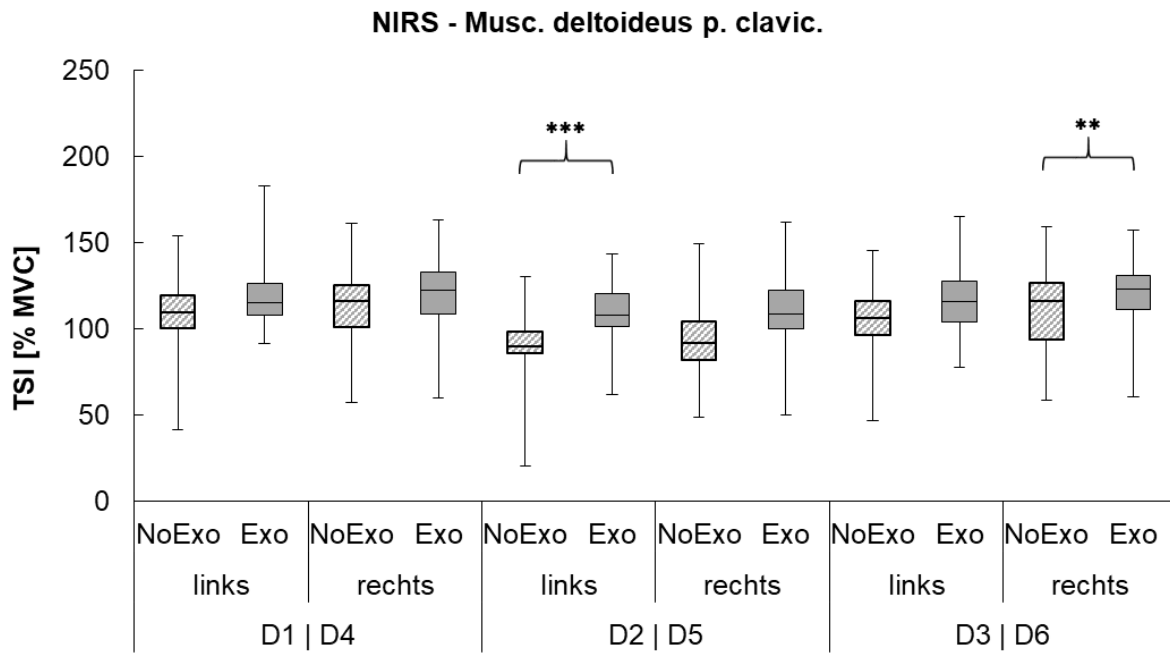


Abbildung Anhang 33: Normalisierter Sauerstoffgewebesättigungsindex für den *Musc. deltoideus pars clavicularis* für die dynamischen Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

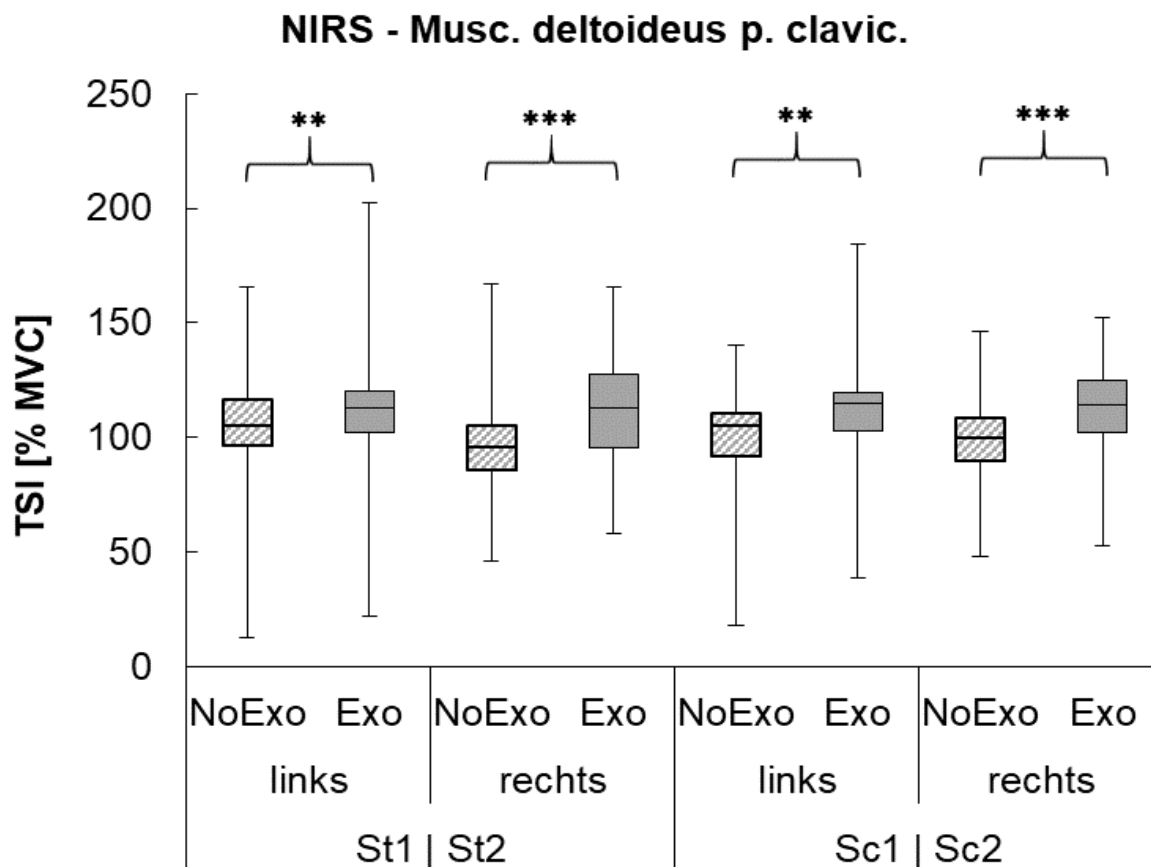


Abbildung Anhang 34: Normalisierter Sauerstoffgewebesättigungsindex für den Musc. deltoideus pars clavicularis für die Versuchsbedingungen der simulierten Tätigkeiten (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



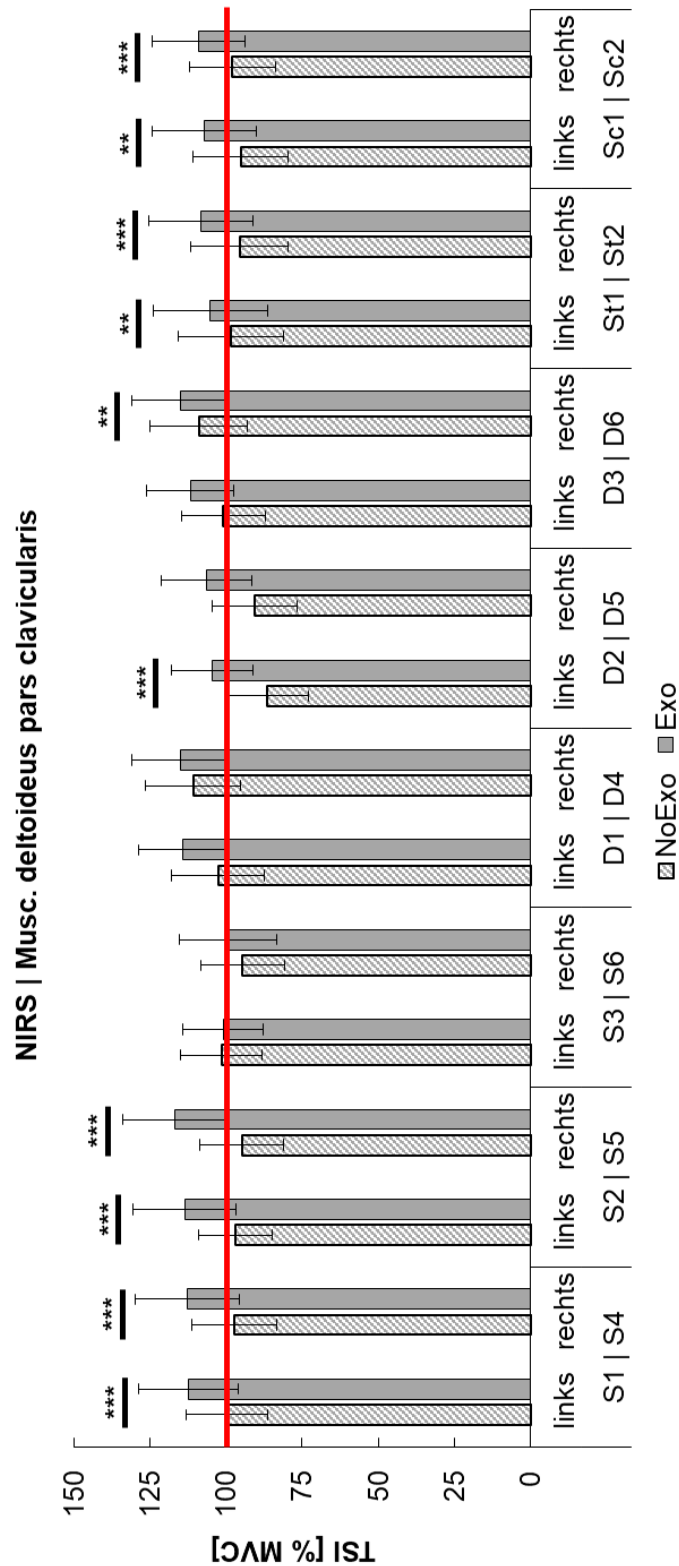


Abbildung Anhang 35: Mittelwerte und Standardabweichung des normalisierten Sauerstoffgewebesättigungsindex für den Musc. deltoideus pars clavicularis aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant). Die rote Linie markiert den Gewebesättigungsindex der MVC-Referenzkontraktion

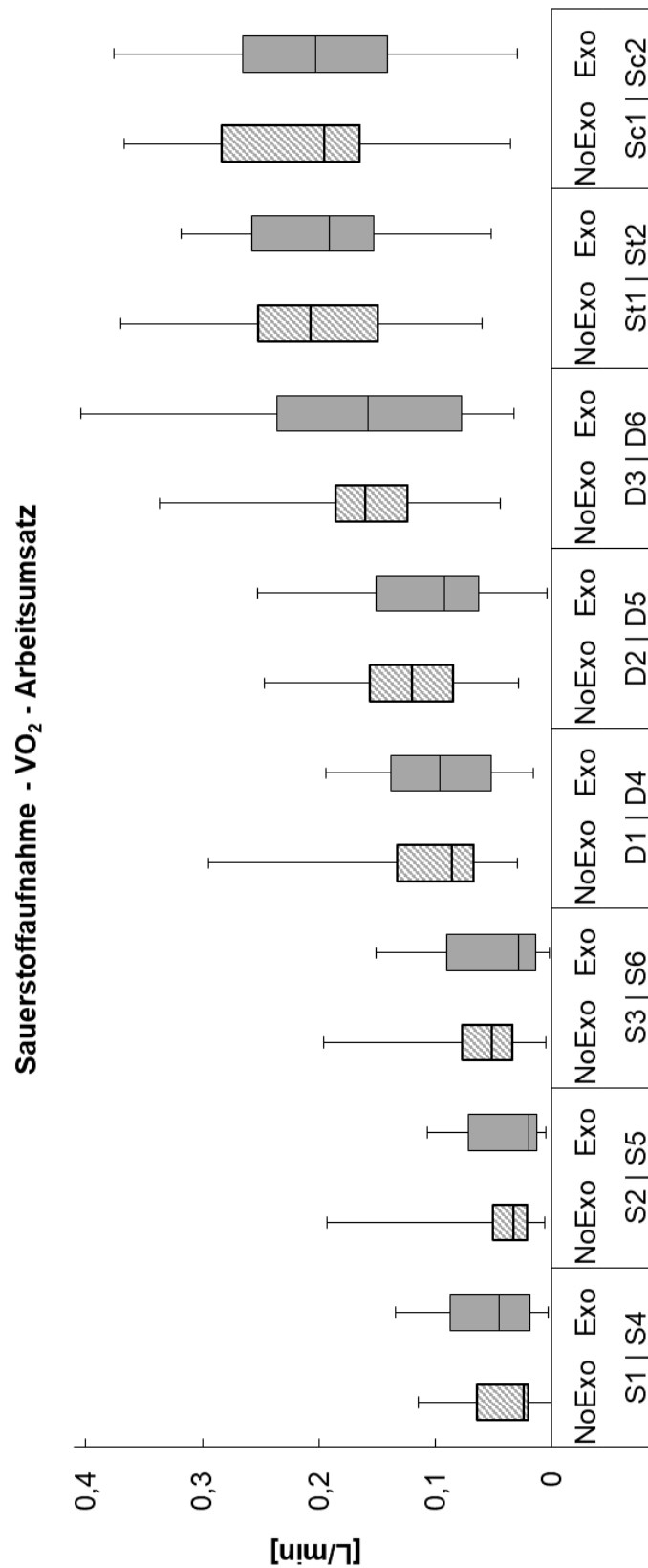


Abbildung Anhang 36: Normalisierte absolute Sauerstoffaufnahme aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

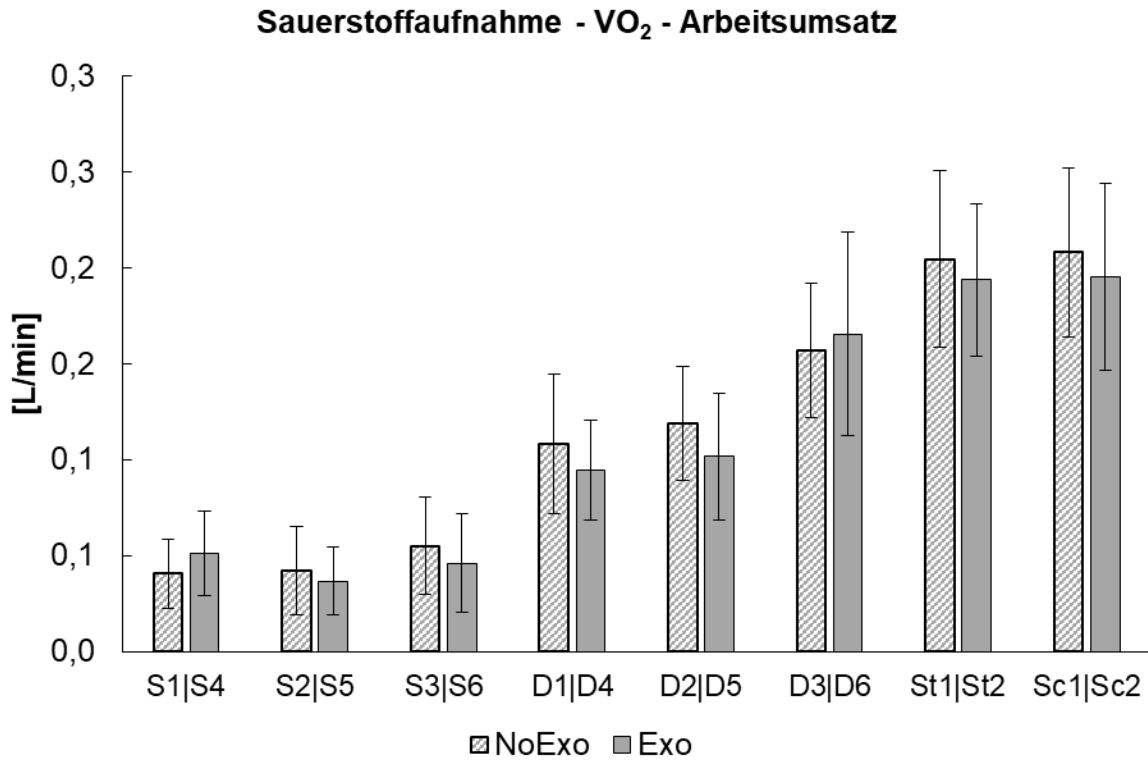


Abbildung Anhang 37: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten absoluten Sauerstoffaufnahme aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

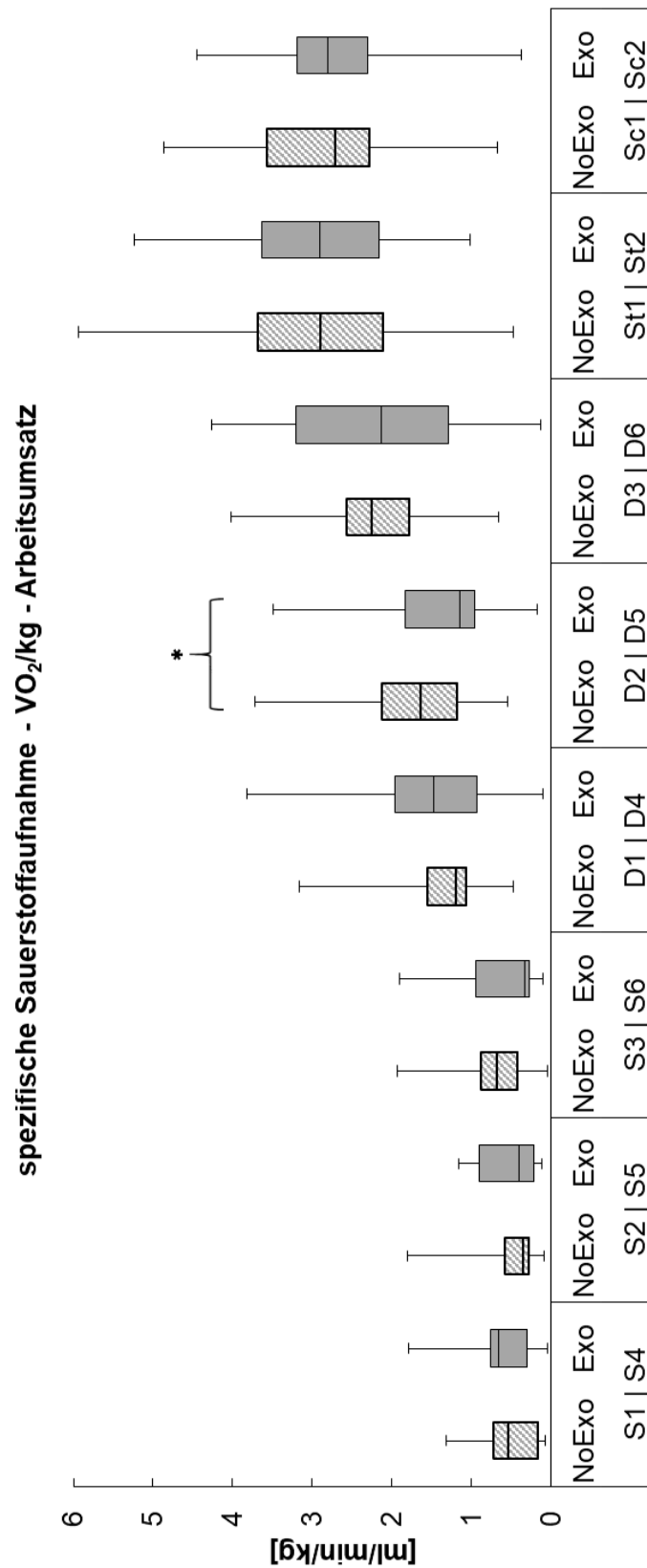


Abbildung Anhang 38: Normalisierte spezifische Sauerstoffaufnahme aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

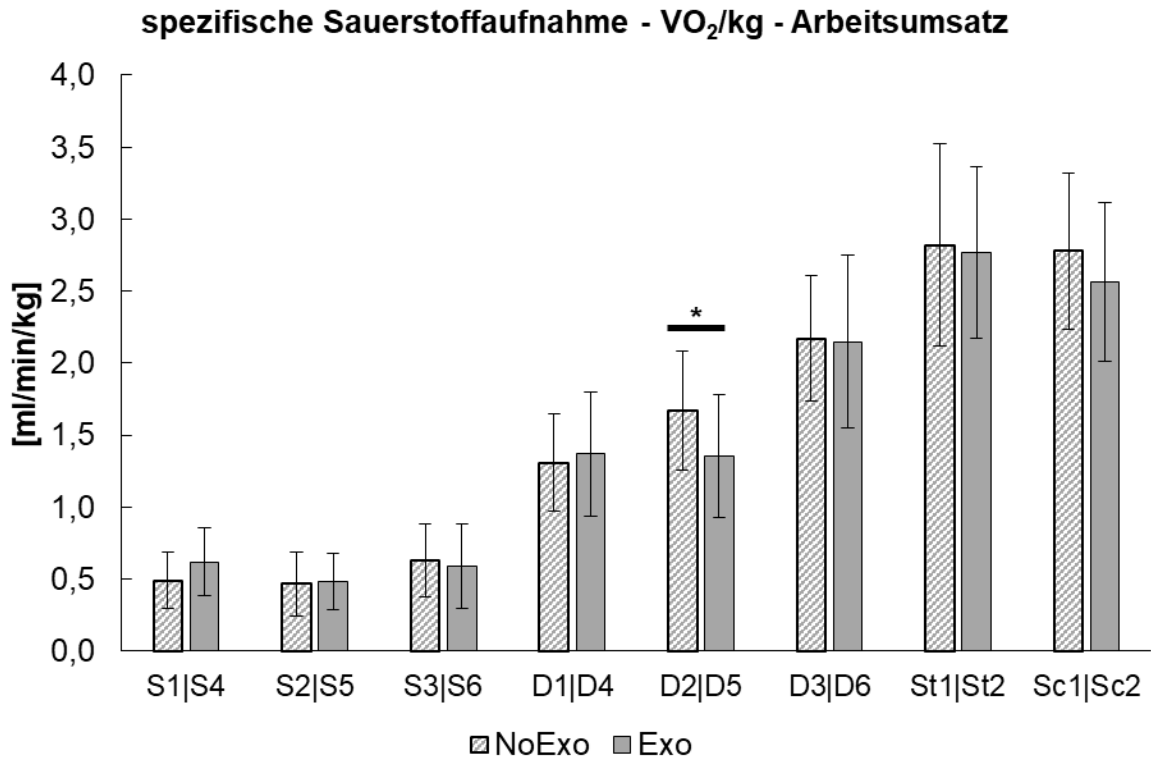


Abbildung Anhang 39: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten spezifischen Sauerstoffaufnahme aller Versuchsbedingungen  
 (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

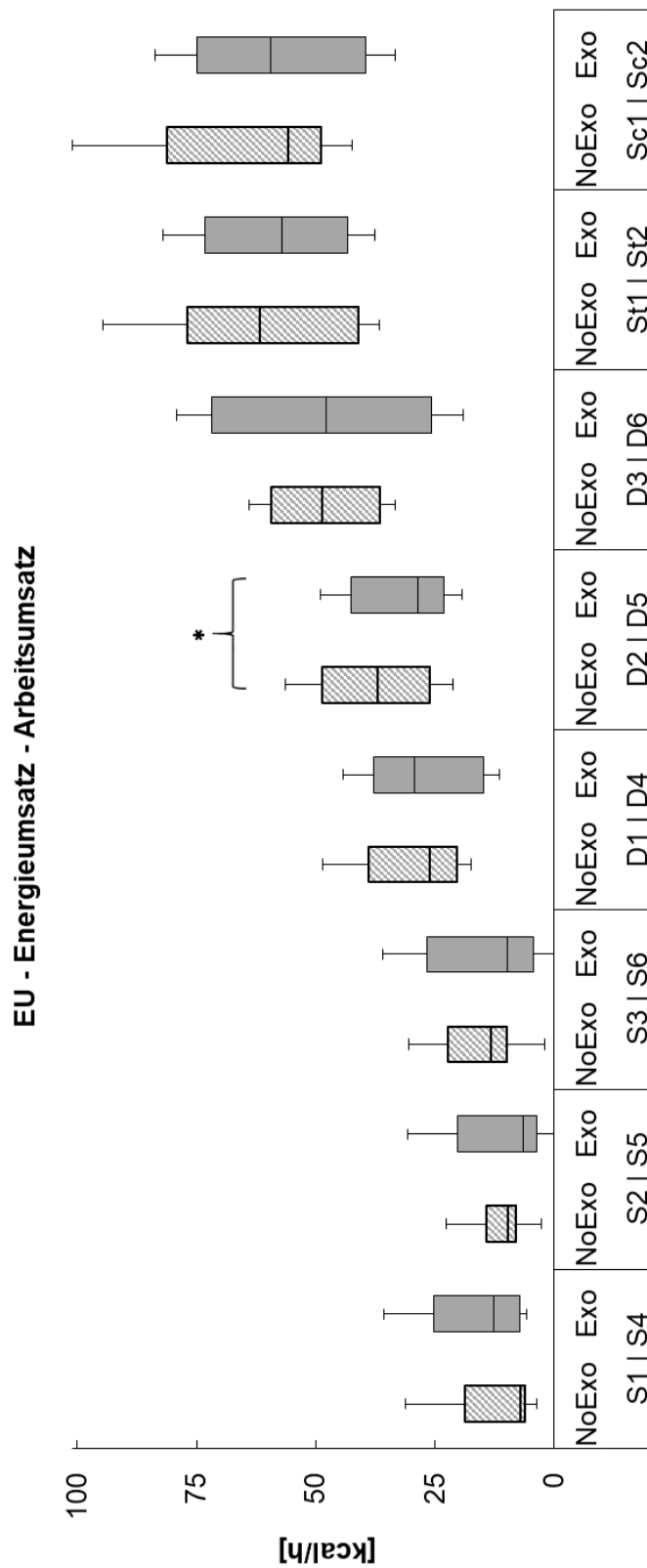


Abbildung Anhang 40: Normalisierter Energieumsatz aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

EU - Energieumsatz - Arbeitsumsatz

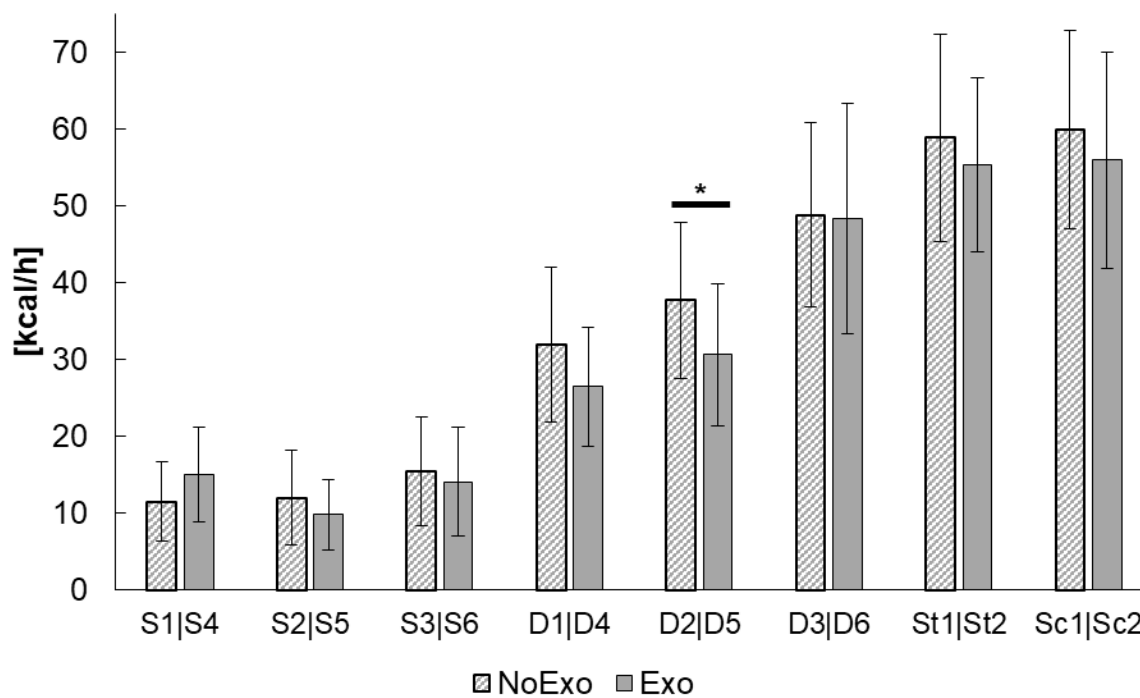


Abbildung Anhang 41: Mittelwerte und Standardabweichung des normalisierten Energieumsatzes aller Versuchsbedingungen  
 (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

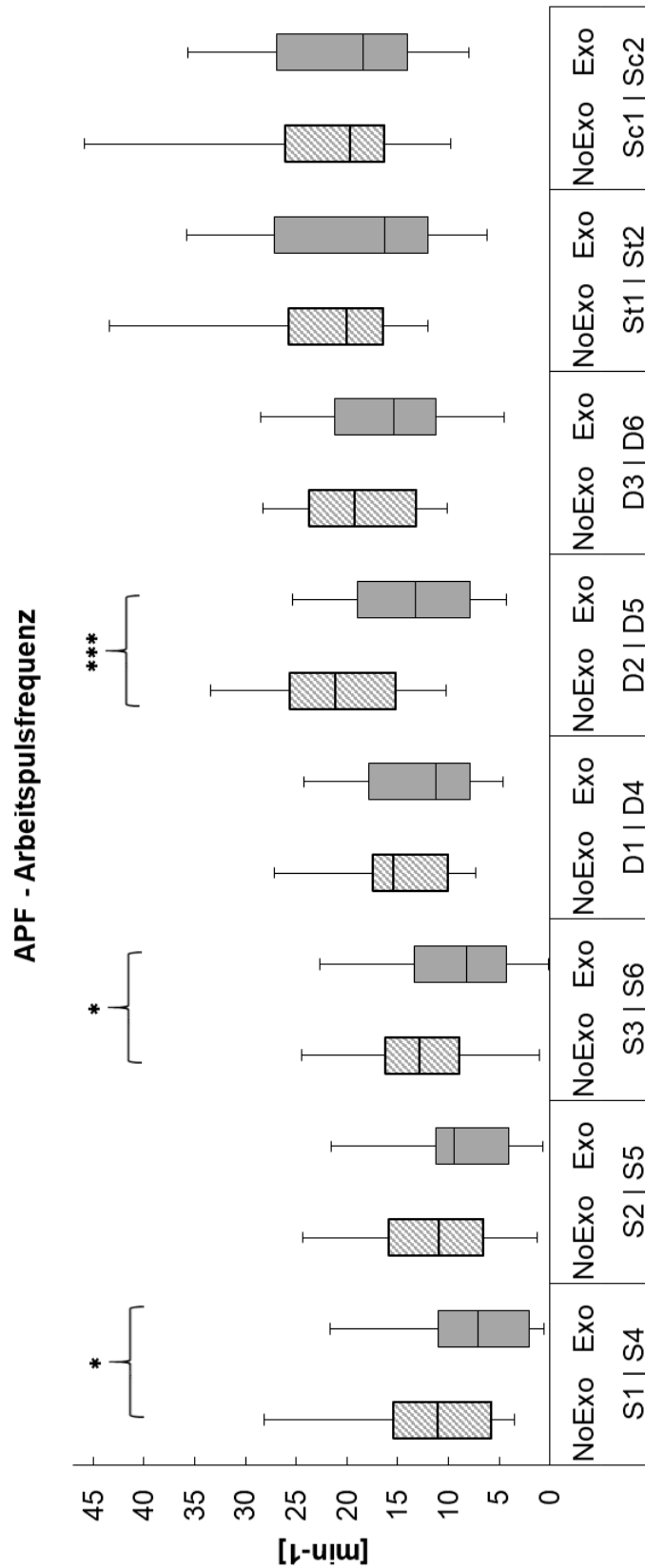


Abbildung Anhang 42: Normalisierte Arbeitspulsfrequenz aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



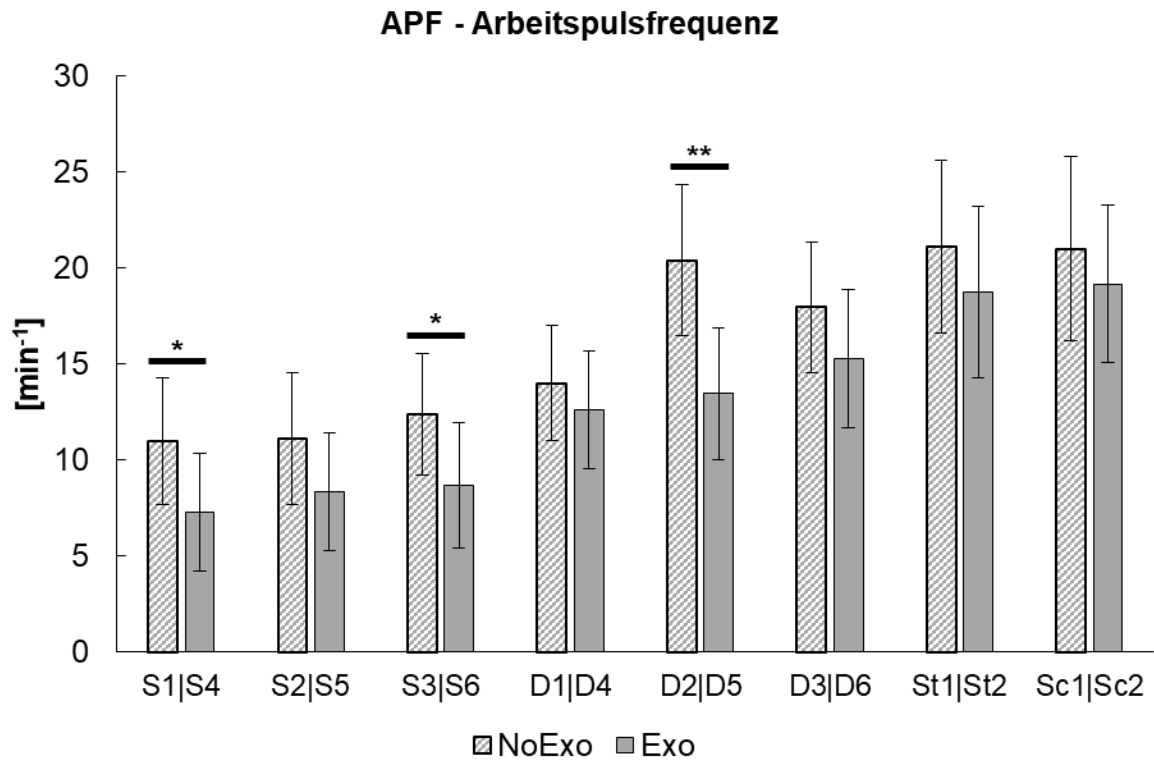
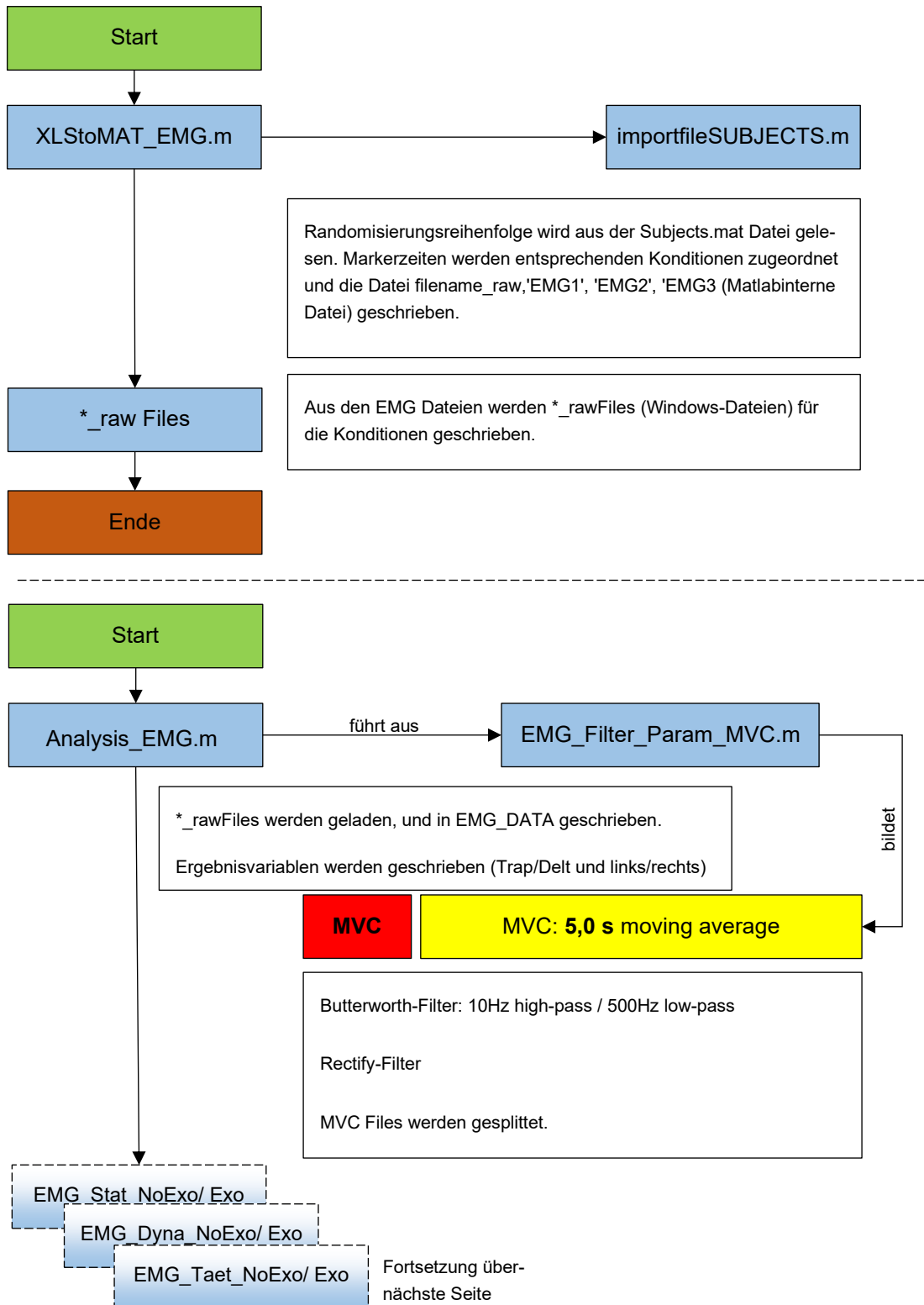


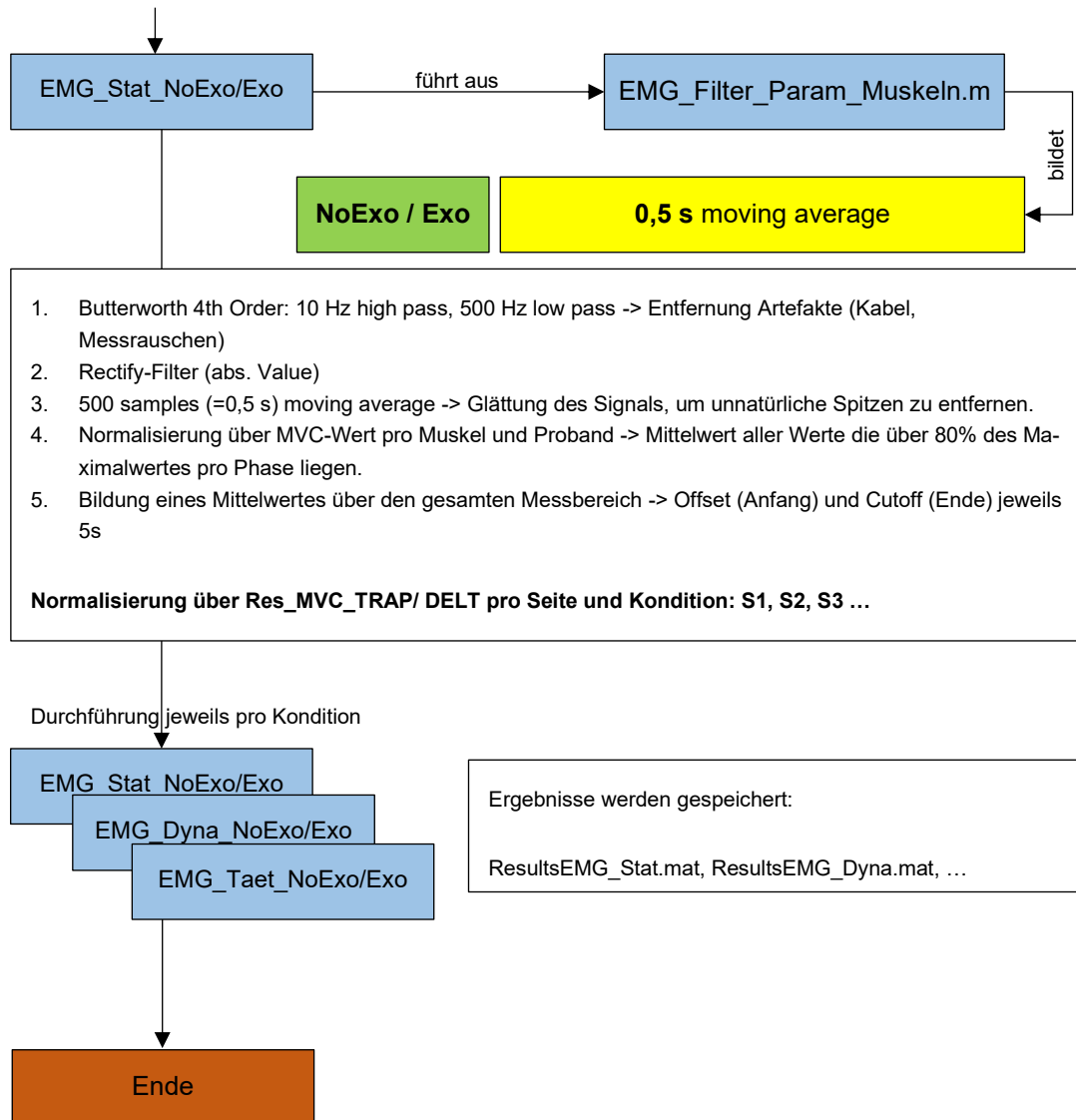
Abbildung Anhang 43: Mittelwerte und Standardabweichung der normalisierten Arbeitspulsfrequenz aller Versuchsbedingungen (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

APP-HS10-3: Hauptstudie 1.0 MATLAB Flussdiagramme

OEMG-Auswertung



## Anhang



**MVC**

1. Butterworth 4th Order: 10 Hz high pass, 500 Hz low pass
  2. Rectify (abs. Value)
  3. 5000 samples (=5s) moving average
  4. Schwellwert ab 80% der max. Muskelaktivierung pro Phase
  5. Maximum aus Phase I und II ergibt MVC Wert pro Proband
- Entfernung Artefakte (Kabel, Messrauschen)
  - Glättung des Signals um unnatürliche Spitzen zu entfernen
  - Mittelwert aller Werte die über 80% des Maximalwertes pro Phase liegen?
  - Maximum der beiden MW aus Phase I und II ergibt Gesamtmaximalwert

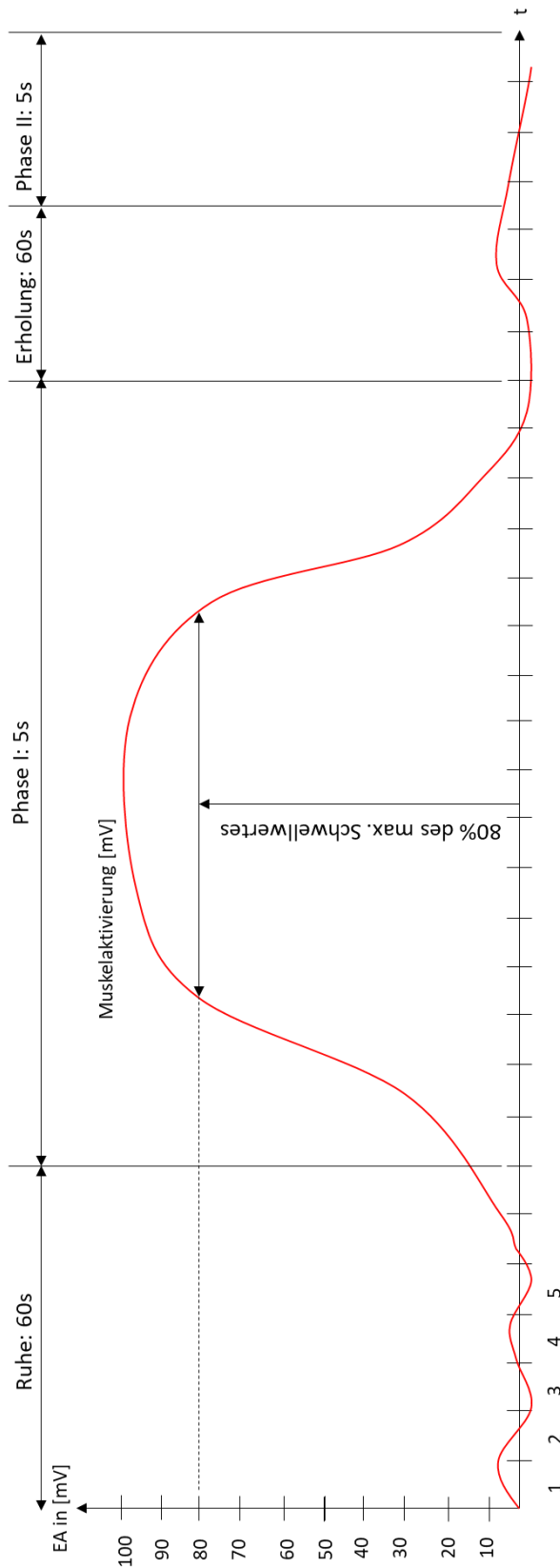
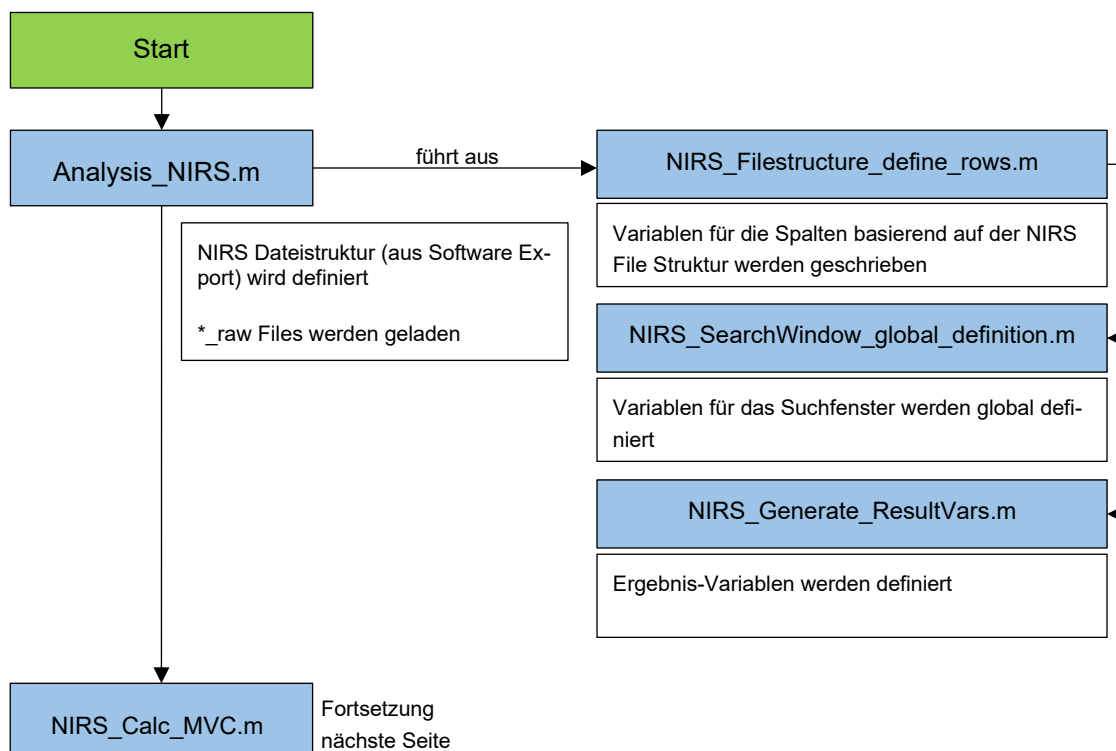
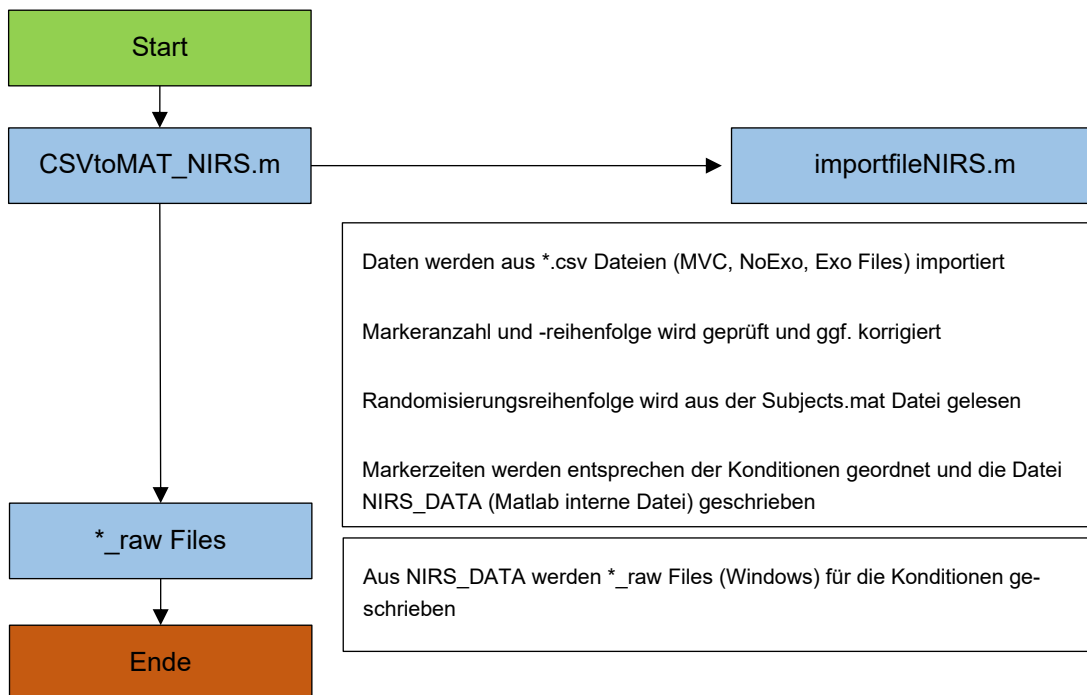


Abbildung Anhang 44: Schematische Darstellung der OEMG-MVC-Wert Berechnung

NIRS-Auswertung





1. 10 Samples (=1s) moving average → Glättung des Signals um unnatürliche Spitzen zu entfernen
2. Mittelwert pro Phase
3. Mittelwerte der beiden Phasen I und II ergibt Gesamtmittelwert

**MVC**

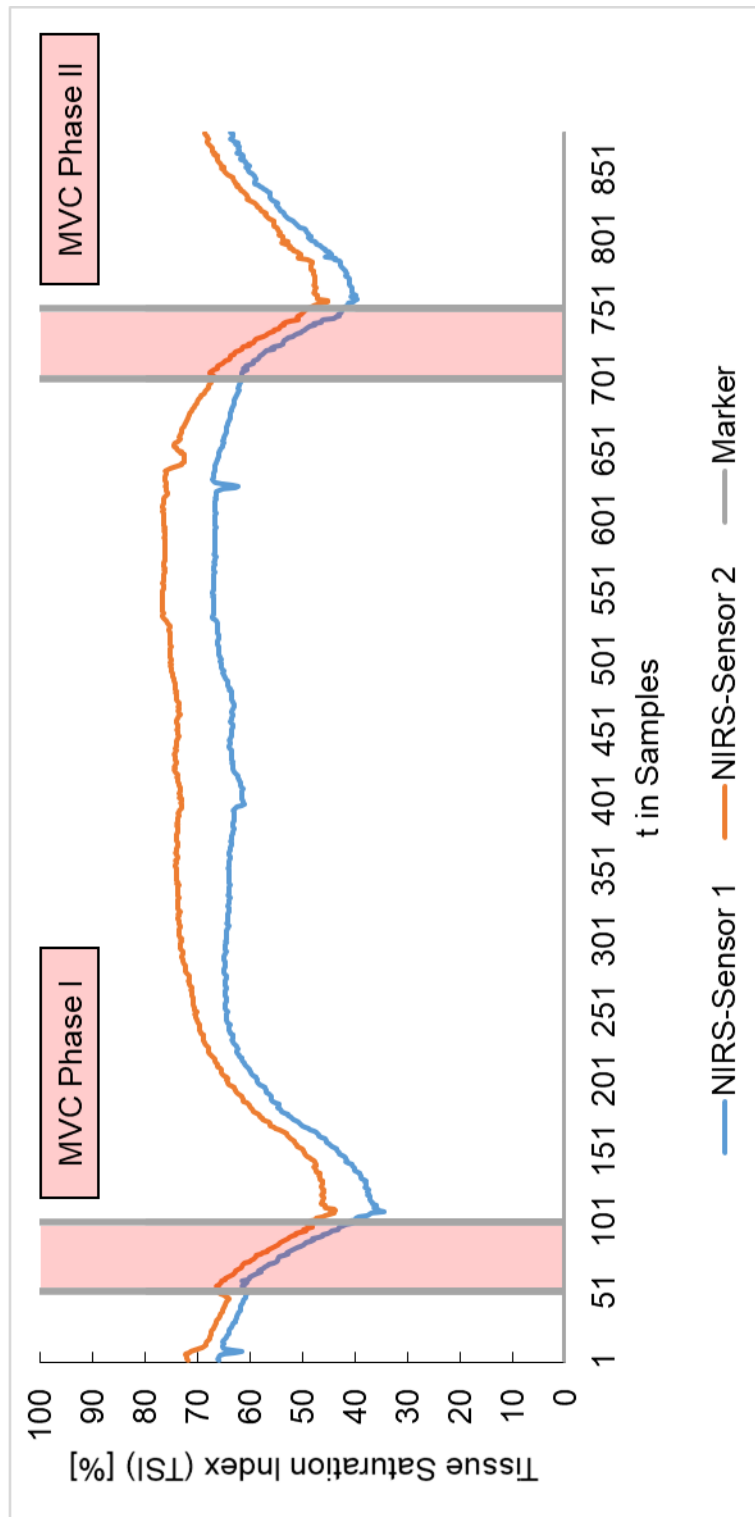
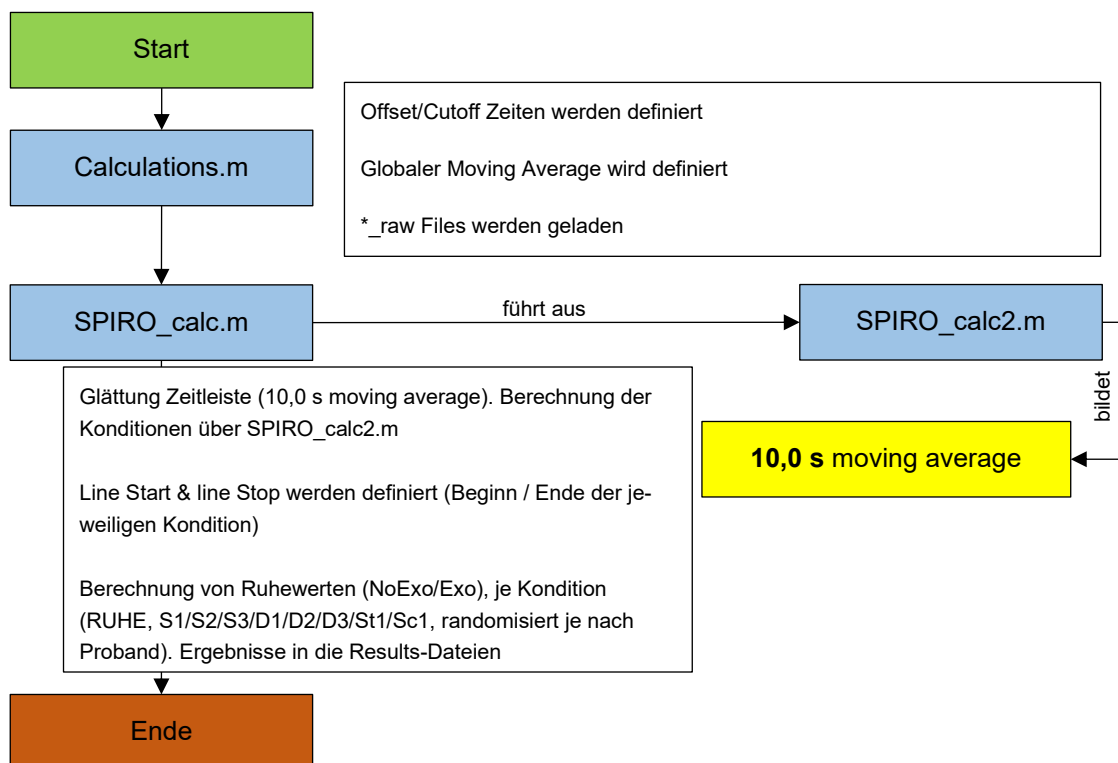
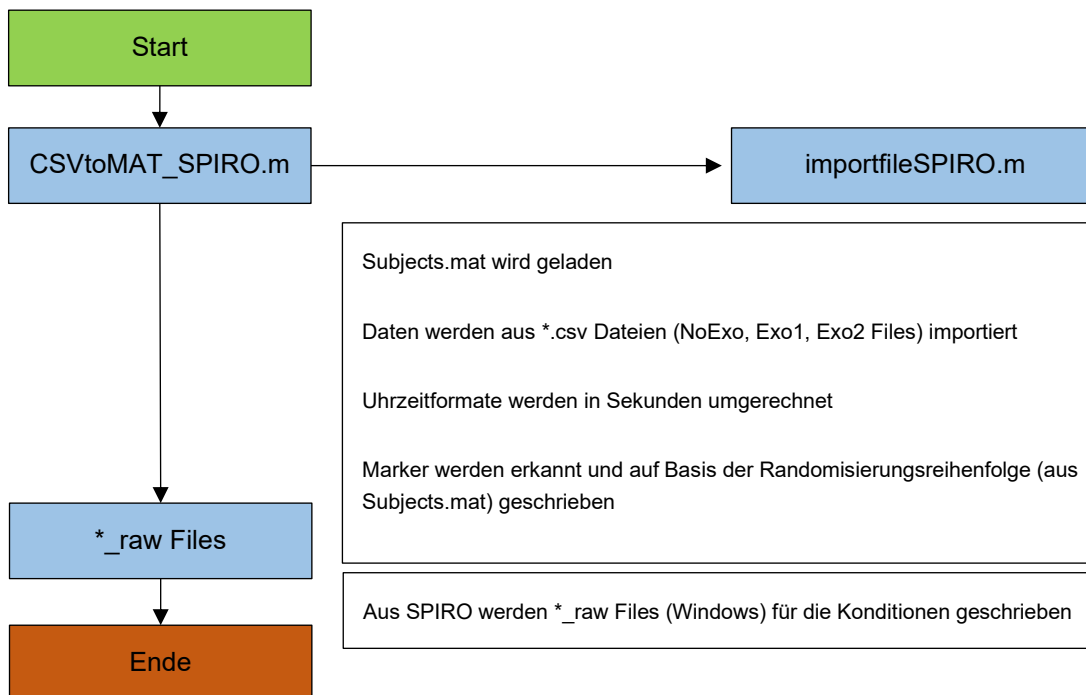


Abbildung Anhang 45: Schematische Darstellung der NIRS-MVC-Wert Berechnung

Ergospirometrie- und HF-Auswertung





## Anhang

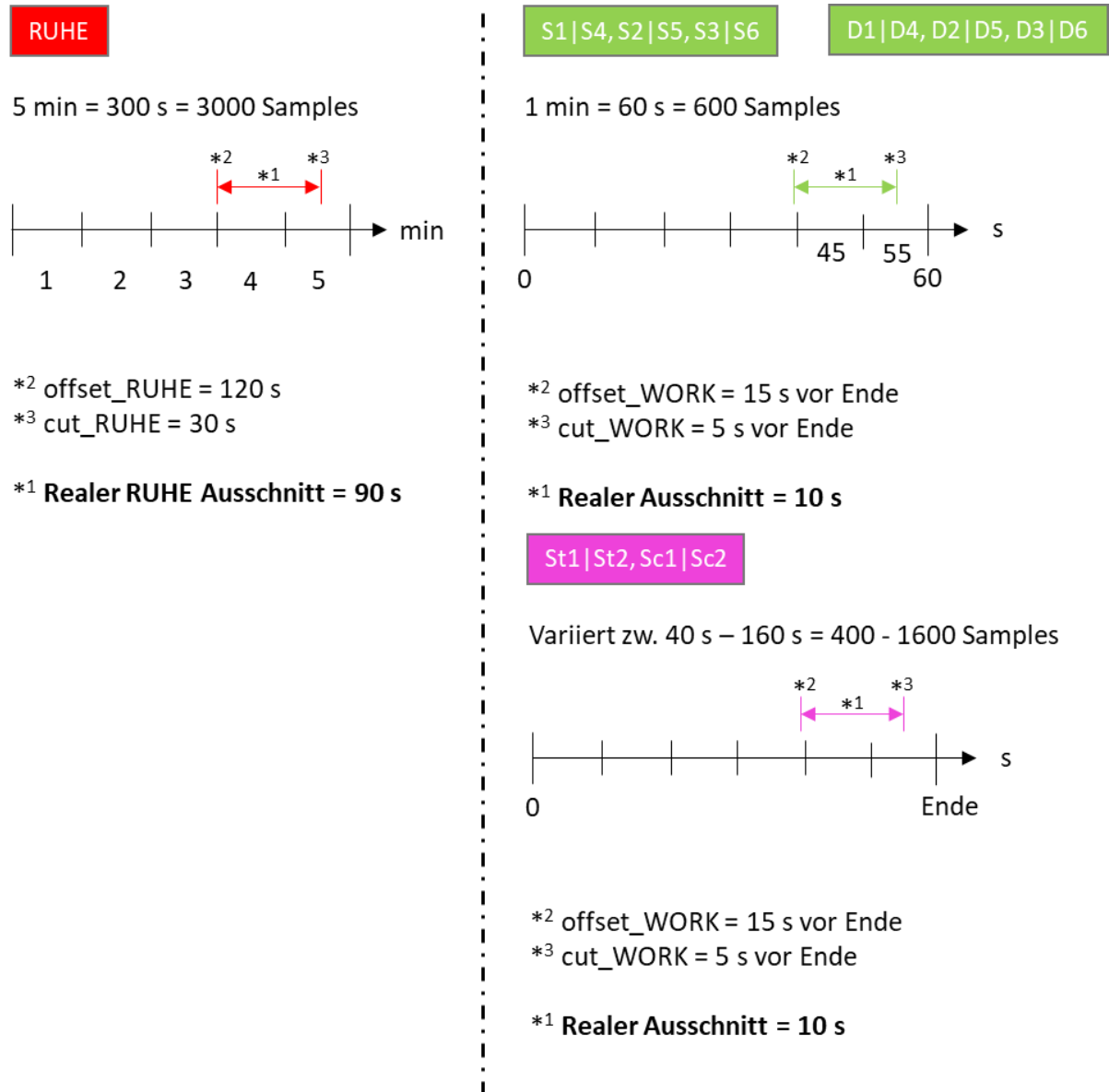


Abbildung Anhang 46: Schematische Darstellung des Datenfensters der RUHE-Bedingung sowie aller Versuchskonditionen für die Ergospirometrie- und HF-Messung

### APP-ES20-1: Evaluationsstudie 2.0 Datenanalyse und Ergebnisse

Datenanalyse – Steady-State Zustand

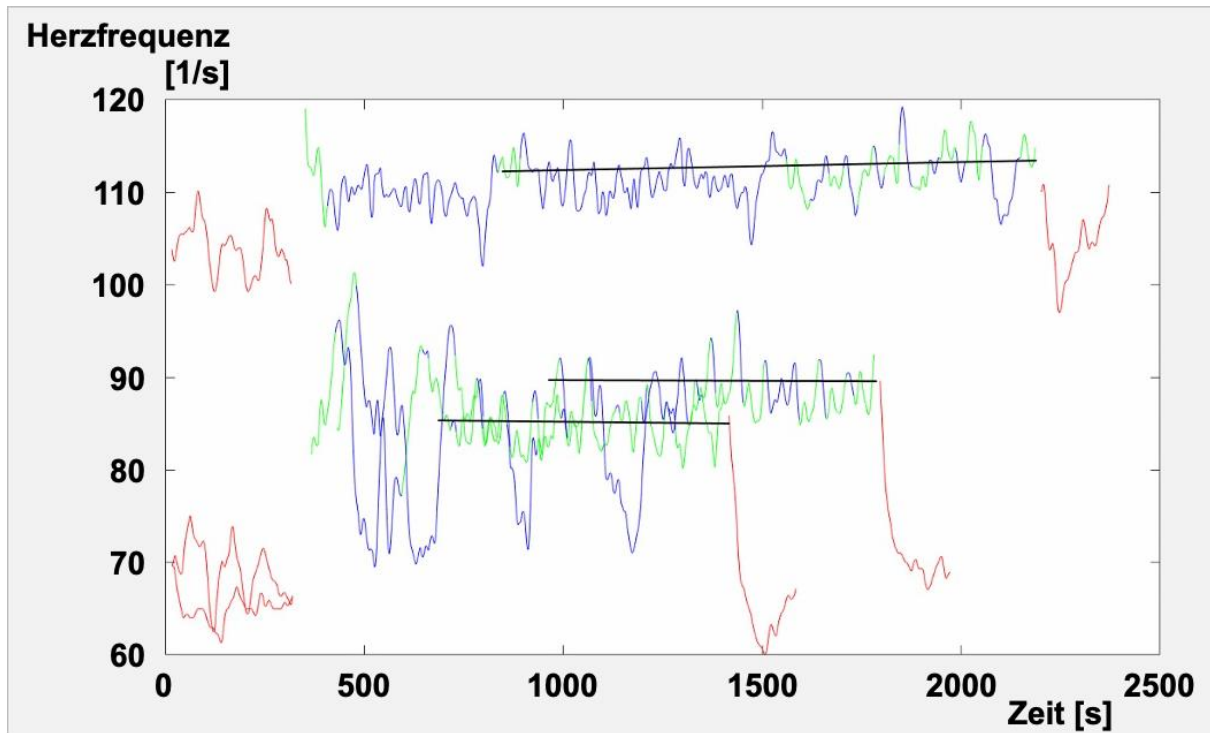


Abbildung Anhang 47: Beispielhafte Überprüfung des Steady-State Zustandes anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse) in der Versuchsbedingung NoExo für die Probanden VP02, VP04, VP05 für den Arbeitsplatz „Unterbodenstopfen“ (ROT: Ruhephase im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min); GRÜN: Aktive Arbeitsphase „Work“; BLAU: Passive Arbeitsphase „NoWork“)

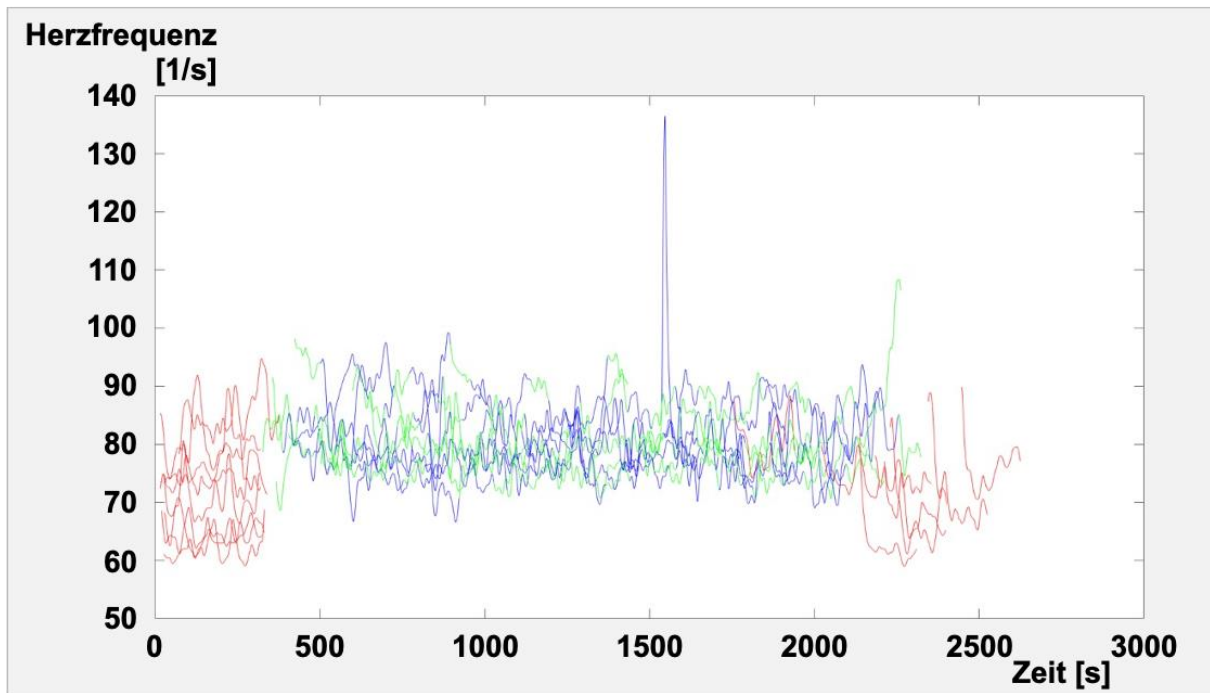


Abbildung Anhang 48: Beispielhafte Überprüfung des Steady-State Zustandes anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse) in den Versuchsbedingungen NoExo / Exo für die Probanden VP15, VP16, VP17, VP18 für den Arbeitsplatz „PVC-Verstrich“ (ROT: Ruhephase im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min); GRÜN: Aktive Arbeitsphase „Work“; BLAU: Passive Arbeitsphase „NoWork“).

# Anhang

## Datenanalyse – Methodik zur Auswertung

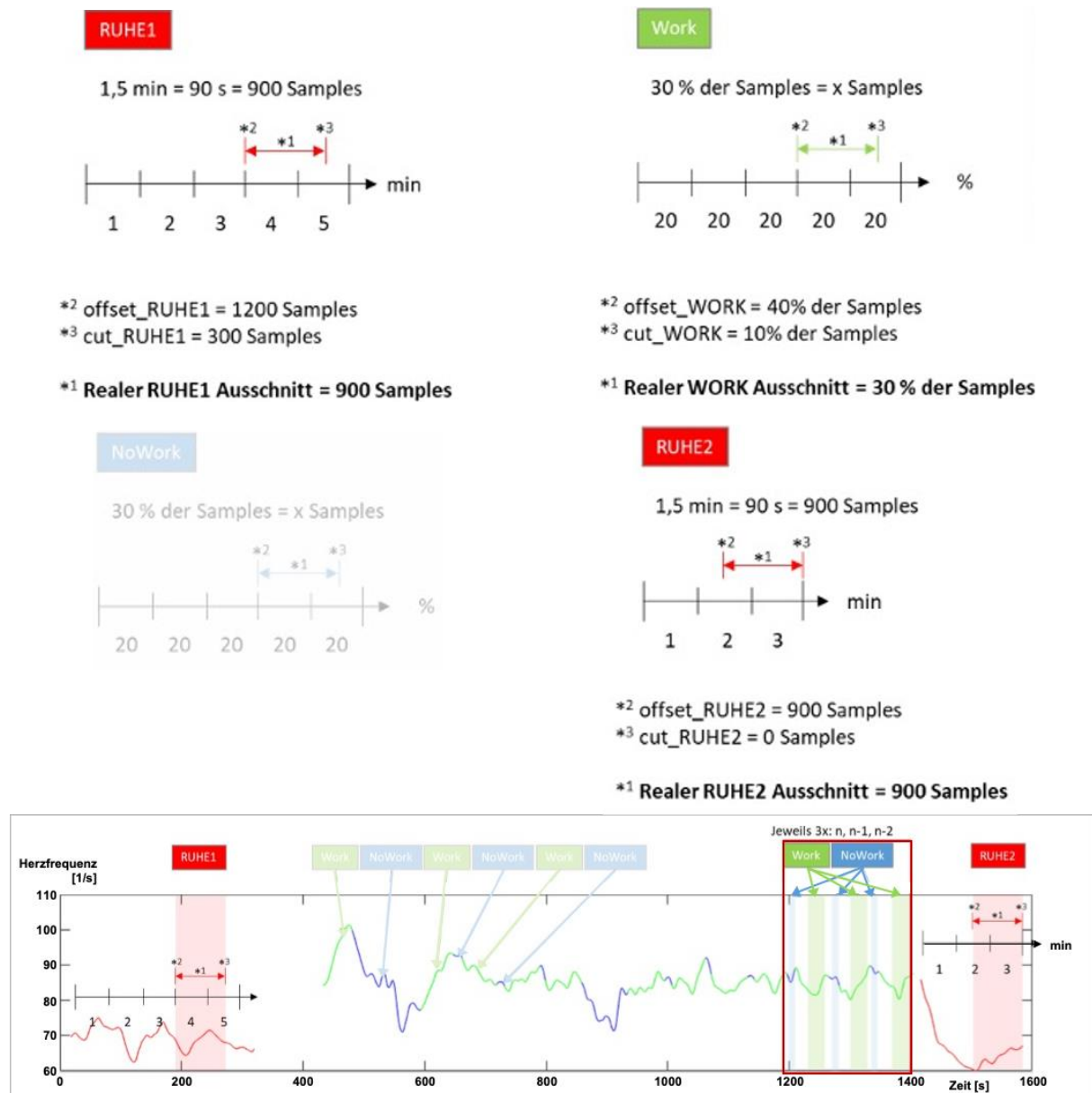


Abbildung Anhang 49: Definition der Auswertefenster beispielhaft anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse). (ROT: Ruhephasen im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min); GRÜN: Aktive Arbeitsphase „Work“; BLAU: Passive Arbeitsphase „NoWork“).

## Anhang

### Datenanalyse – Sensitivitätsanalyse

	EU - Energieumsatz - NoExo			Delta	EU - Energieumsatz - Exo		
	Referenz	Variante 1			Referenz	Variante 1	
offset	40	40		40	40		
cut	10	5		10	5		
ES2,0VP01	90,6	93,0	2,3	94,5	96,4	1,9	
ES2,0VP02	119,0	117,5	-1,5	124,1	127,3	3,3	
ES2,0VP03	79,7	82,0	2,4	73,4	75,4	2,0	
ES2,0VP04	129,9	130,6	0,7	82,3	80,6	-1,7	
ES2,0VP05	77,8	82,3	4,5	97,8	98,4	0,5	
ES2,0VP06	151,3	152,7	1,5	192,7	193,2	0,5	
ES2,0VP07	69,2	74,4	5,2	37,5	44,3	6,8	
ES2,0VP08	127,0	131,0	4,0	148,9	157,2	8,3	
ES2,0VP09	78,7	81,6	2,9	79,3	86,1	6,7	
ES2,0VP10	124,0	124,9	0,9	95,4	98,1	2,7	
Mittelwert	104,7	107,0	2,3	102,6	105,7	3,1	
<b>Re. Differenz</b>			<b>2,3</b>			<b>3,1</b>	
	Referenz	Variante 2		Referenz	Variante 2		
offset	40	70		40	70		
cut	10	10		10	10		
ES2,0VP01	90,6	80,4	-10,2	94,5	92,4	-2,2	
ES2,0VP02	119,0	116,9	-2,1	124,1	119,9	-4,2	
ES2,0VP03	79,7	70,1	-9,5	73,4	75,6	2,2	
ES2,0VP04	129,9	120,3	-9,6	82,3	70,2	-12,2	
ES2,0VP05	77,8	70,4	-7,4	97,8	97,8	0,0	
ES2,0VP06	151,3	168,5	17,3	192,7	206,5	13,9	
ES2,0VP07	69,2	68,1	-1,2	37,5	54,9	17,4	
ES2,0VP08	127,0	109,8	-17,2	148,9	144,8	-4,1	
ES2,0VP09	78,7	84,8	6,1	79,3	78,0	-1,3	
ES2,0VP10	124,0	122,5	-1,6	95,4	96,0	0,6	
Mittelwert	104,7	101,2	-3,5	102,6	103,6	1,0	
<b>Re. Differenz</b>			<b>3,5</b>			<b>1,0</b>	
	Referenz	Variante 3		Referenz	Variante 3		
offset	40	50		40	50		
cut	10	5		10	5		
ES2,0VP01	90,6	89,1	-1,6	90,6	100,9	10,3	
ES2,0VP02	119,0	117,2	-1,8	119,0	125,3	6,3	
ES2,0VP03	79,7	75,7	-3,9	79,7	76,2	-3,5	
ES2,0VP04	129,9	122,3	-7,6	129,9	71,7	-58,2	
ES2,0VP05	77,8	75,3	-2,5	77,8	97,6	19,8	
ES2,0VP06	151,3	152,6	1,3	151,3	187,8	36,5	
ES2,0VP07	69,2	71,6	2,4	69,2	49,5	-19,8	
ES2,0VP08	127,0	121,7	-5,3	127,0	153,0	26,0	
ES2,0VP09	78,7	83,2	4,5	78,7	81,8	3,2	
ES2,0VP10	124,0	120,9	-3,1	124,0	93,9	-30,2	
Mittelwert	104,7	102,9	-1,8	104,7	103,8	-1,0	
<b>Re. Differenz</b>			<b>1,7</b>			<b>0,9</b>	

Abbildung Anhang 50: Sensitivitätsanalyse: Vergleich des Referenzdatenfensters mit drei variierenden Datenfenstern beispielhaft für den Energieumsatz („offset“ = Ende Arbeitsphase – x% des Datensatzes, „cut“ = Ende Arbeitsphase – x% des Datensatzes)

Ergebnisse der subj. Evaluierung des Arbeitsplatzes: Unterbodenstopfen

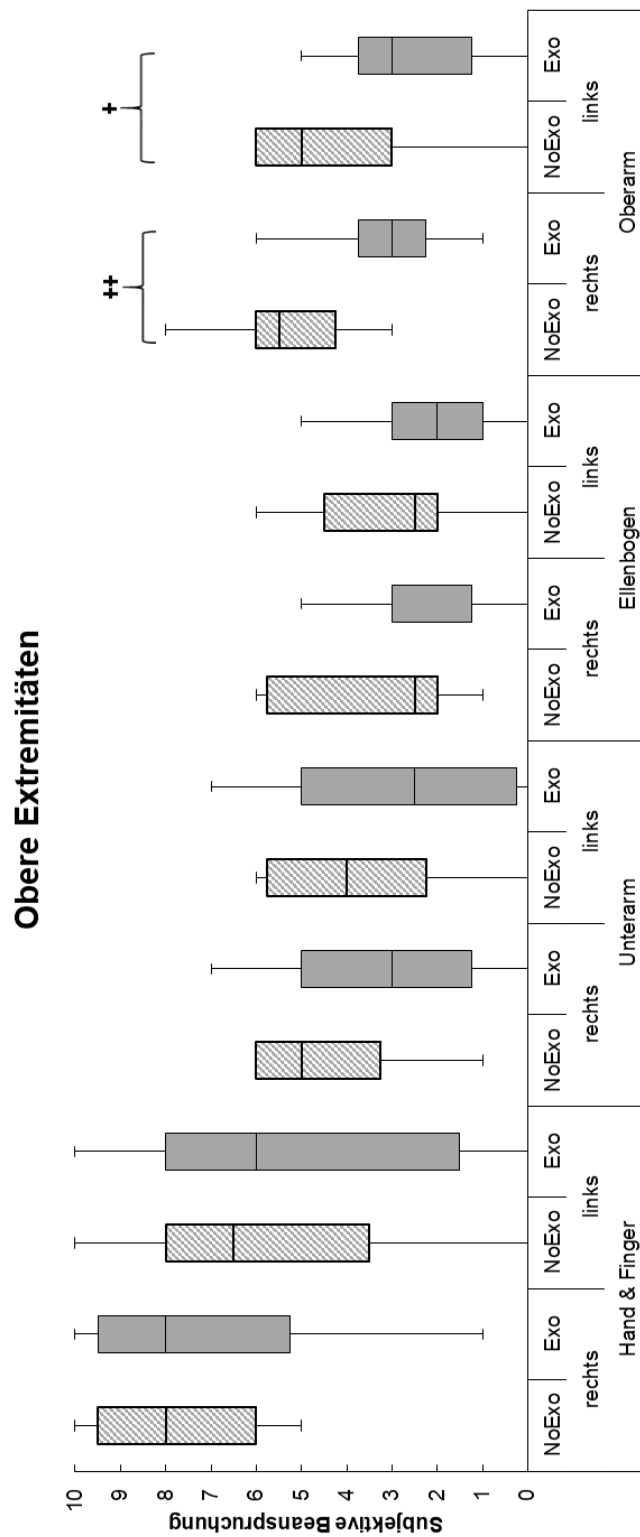


Abbildung Anhang 51: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

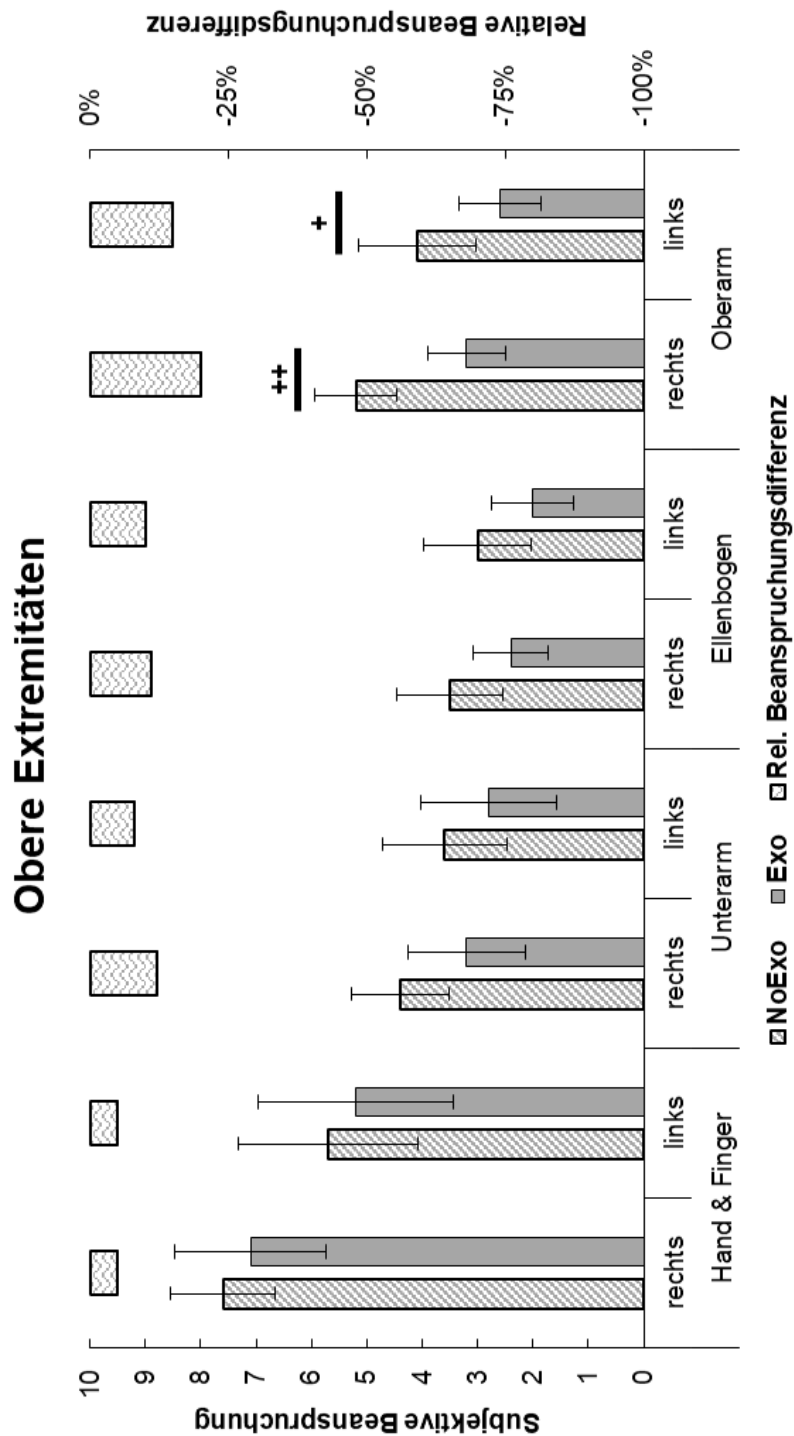


Abbildung Anhang 52: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

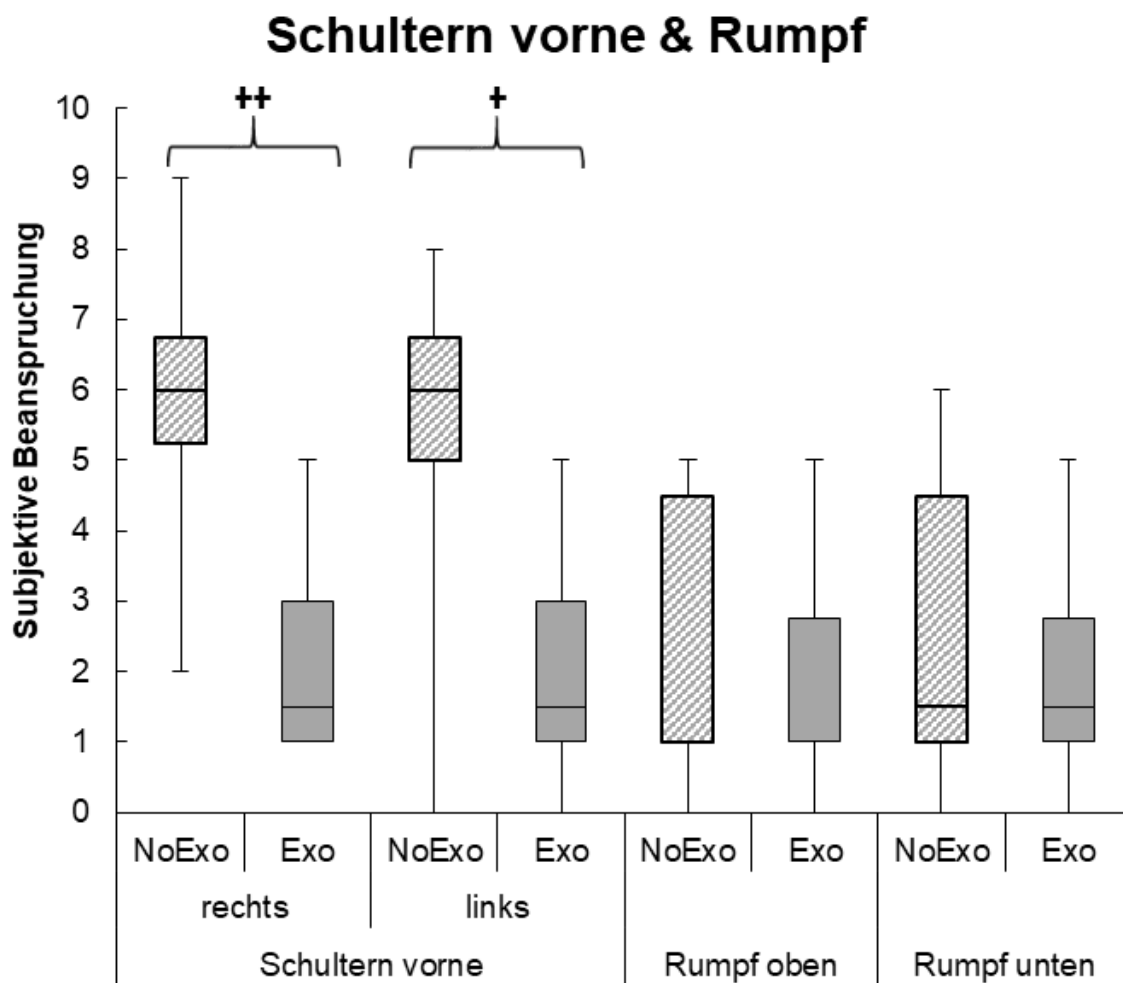


Abbildung Anhang 53: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



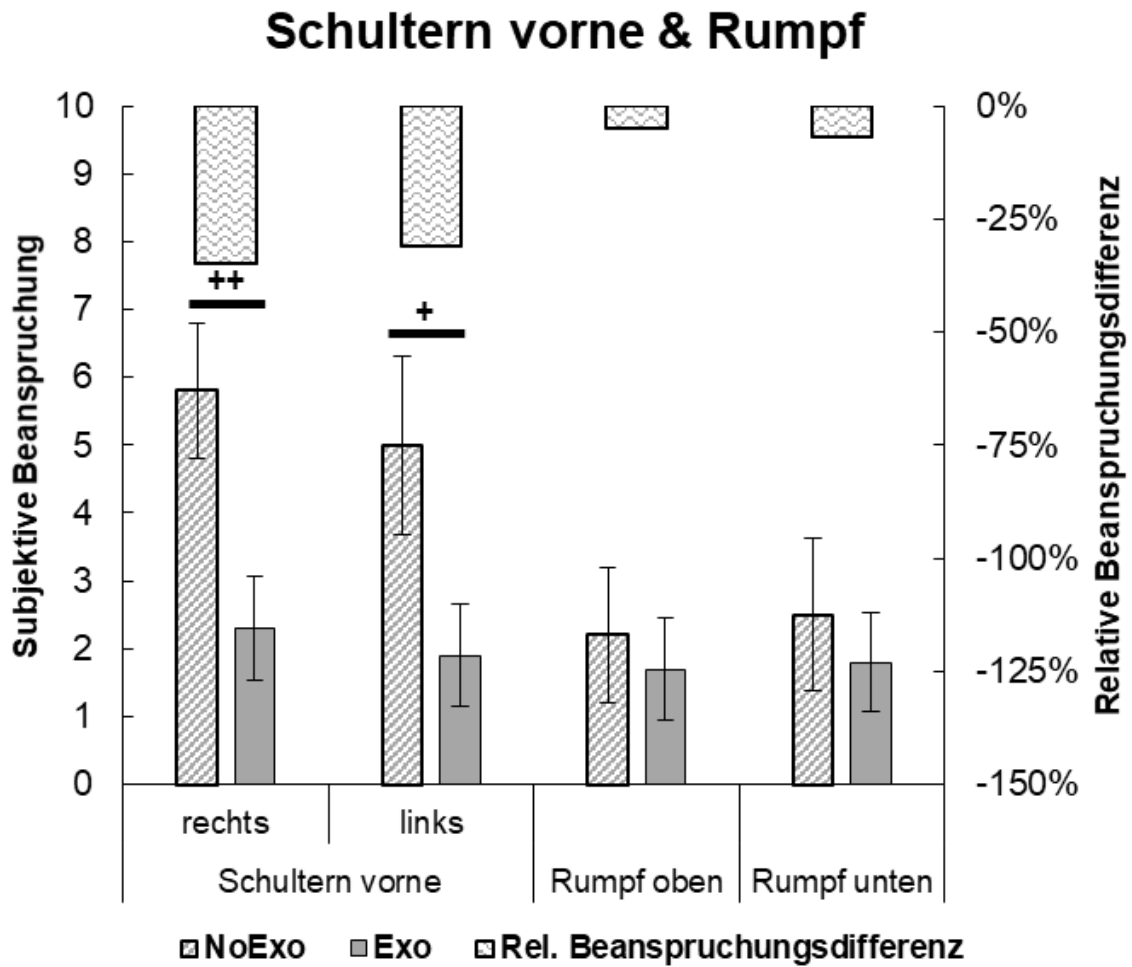


Abbildung Anhang 54: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

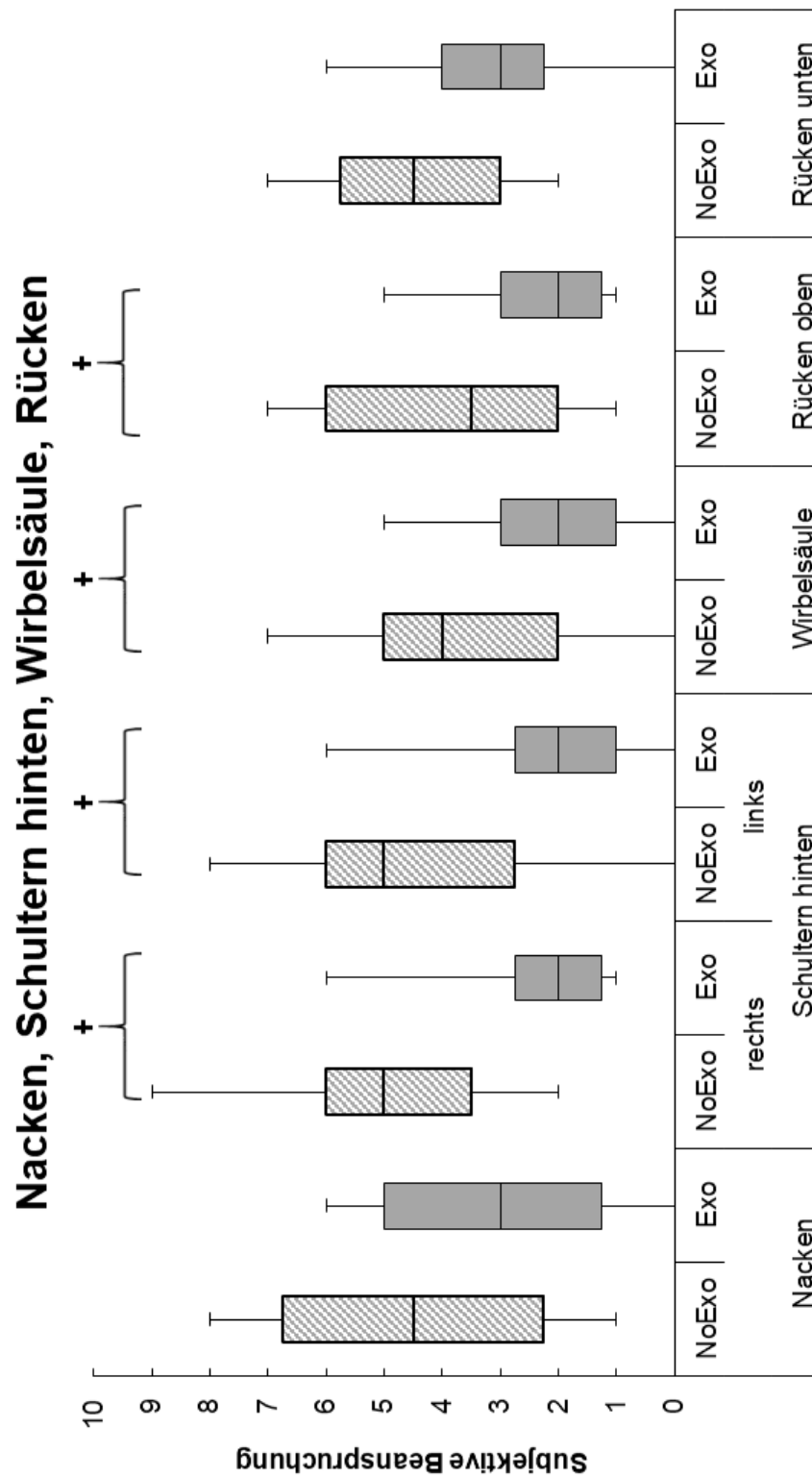


Abbildung Anhang 55: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

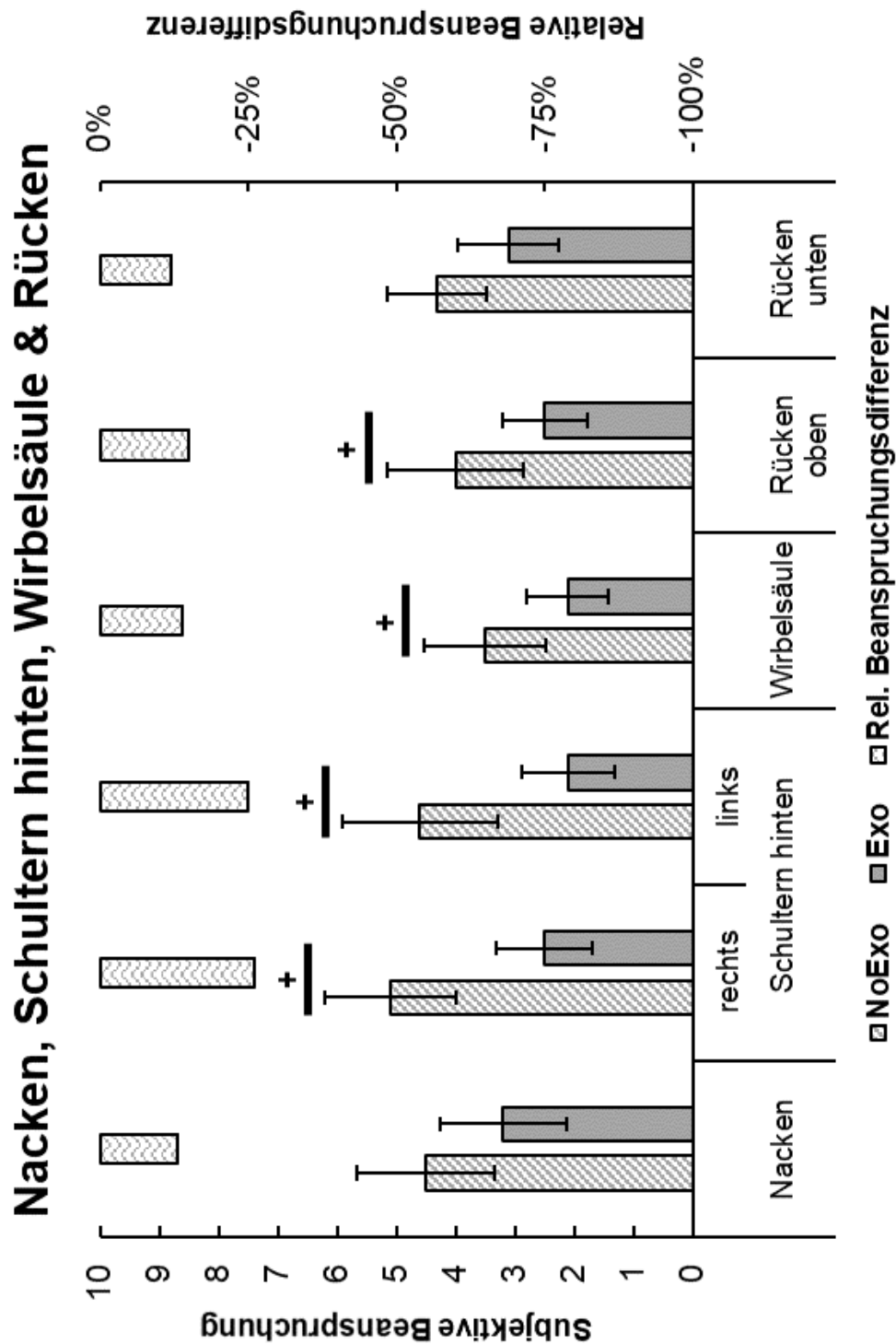


Abbildung Anhang 56: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

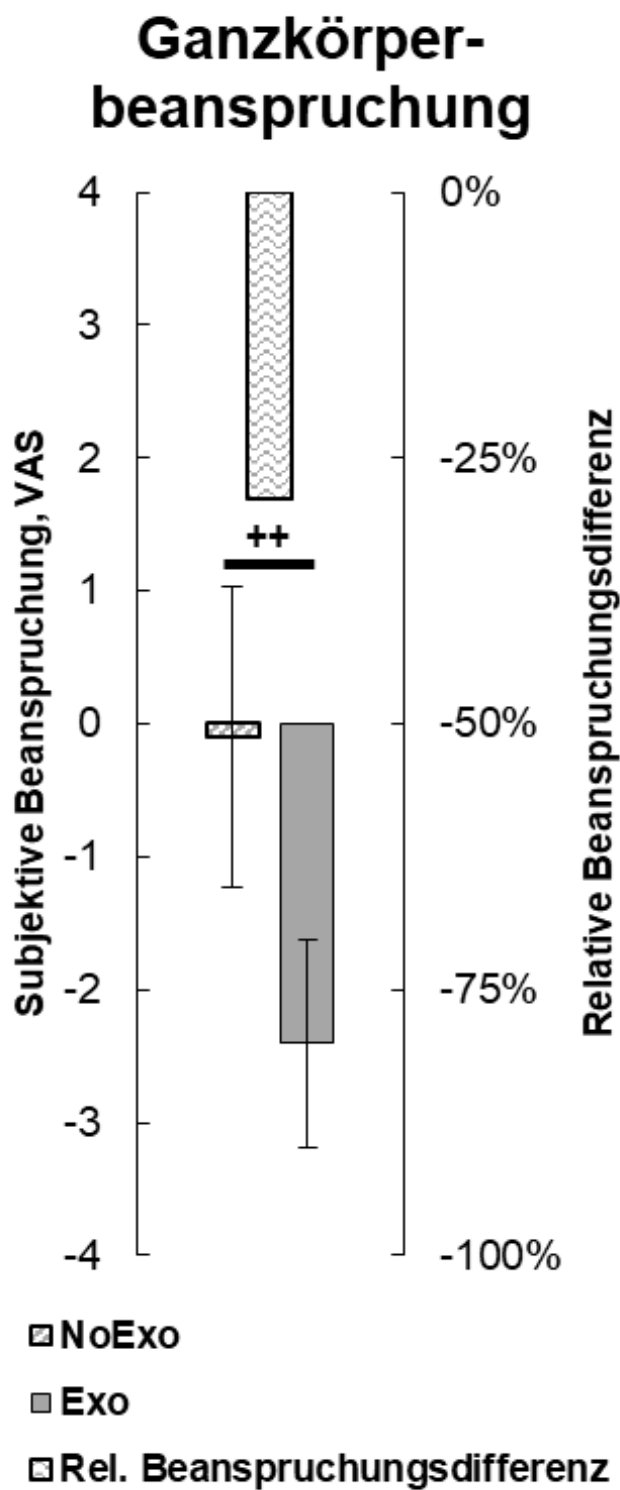


Abbildung Anhang 57: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Ergebnisse der subj. Evaluierung des Arbeitsplatzes: PVC-Verstrich

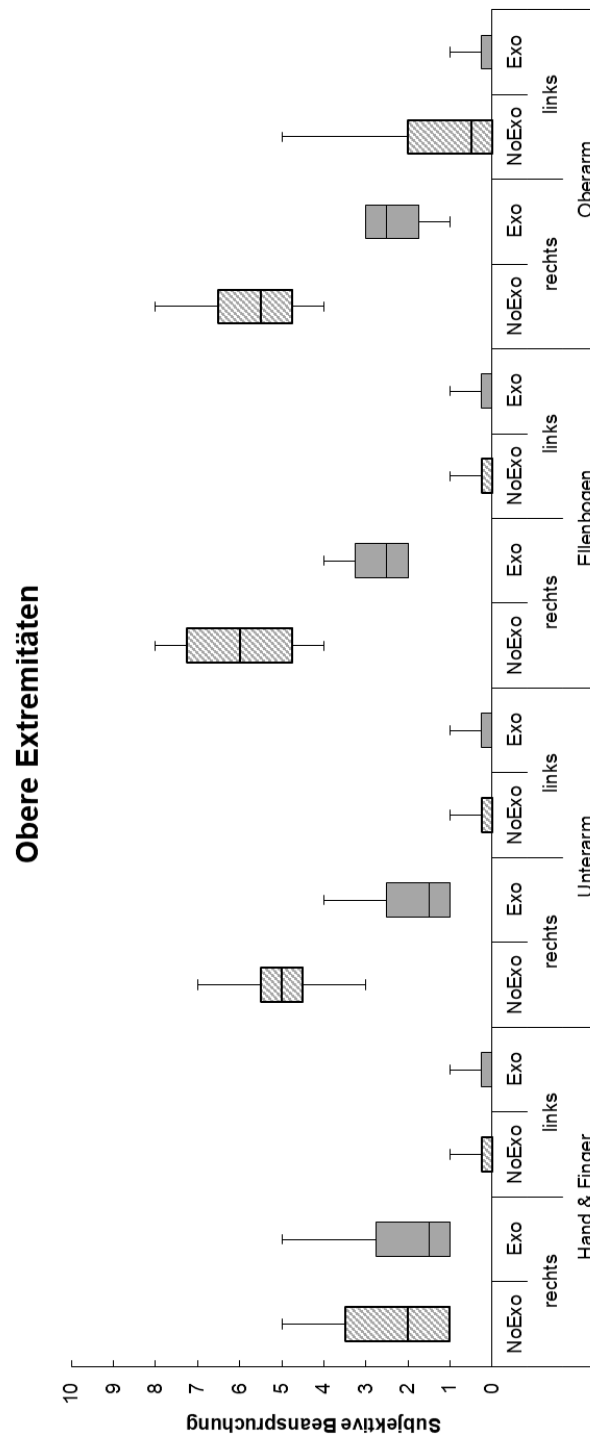


Abbildung Anhang 58: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

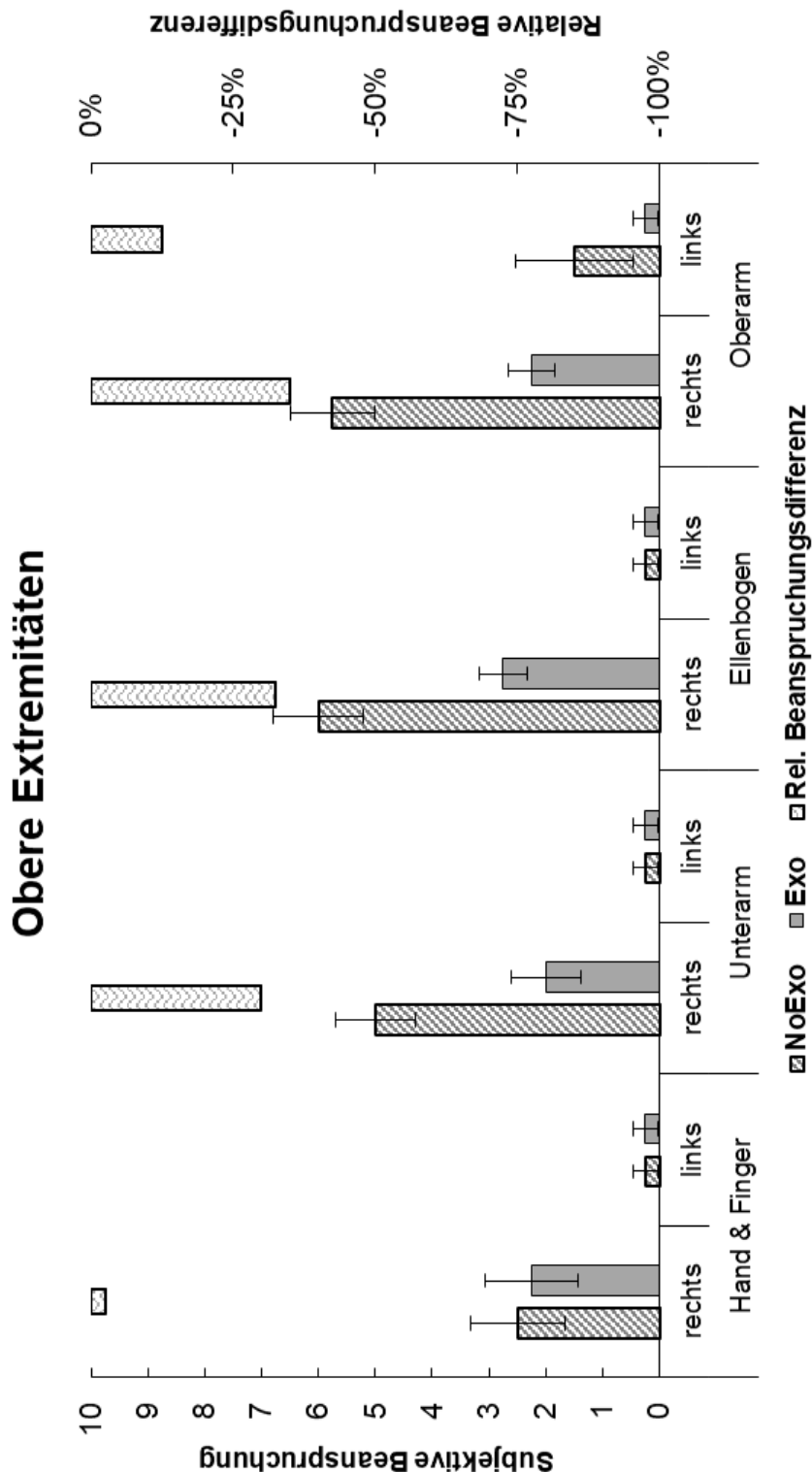


Abbildung Anhang 59: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

## Schultern vorne & Rumpf

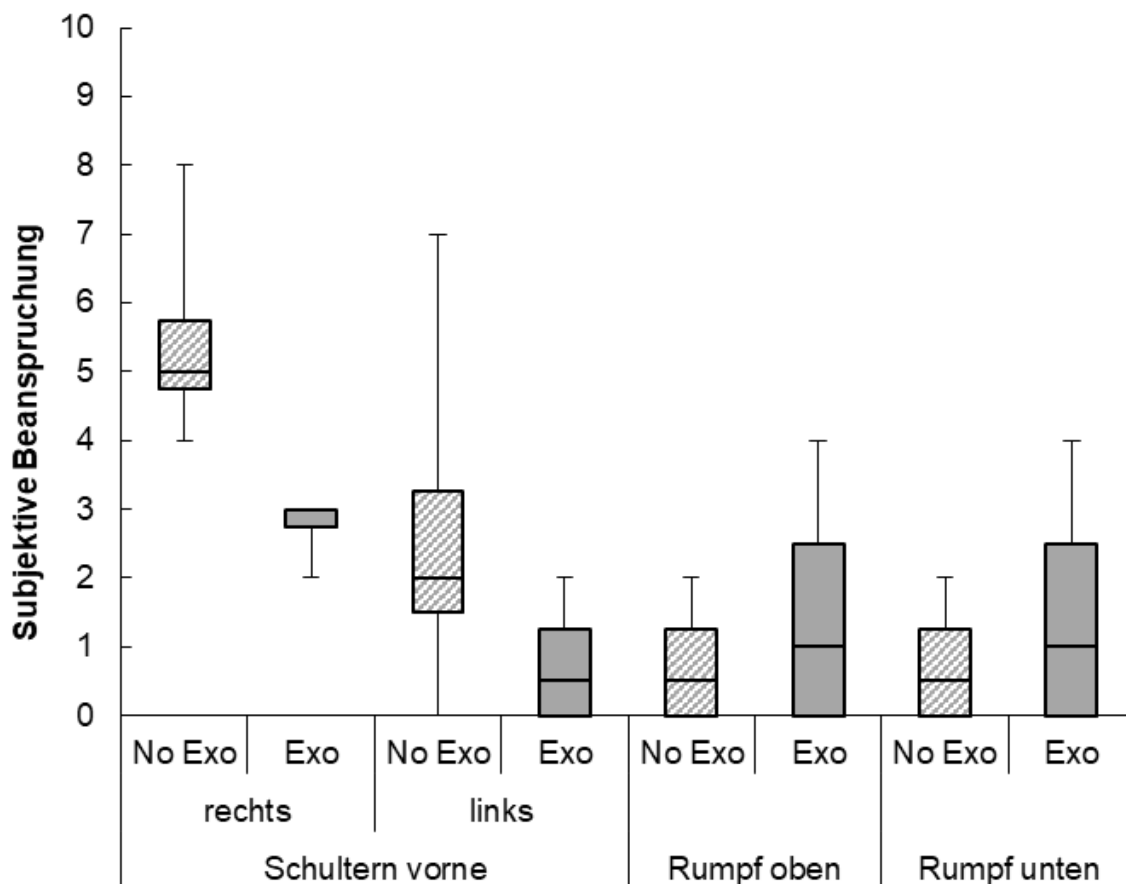


Abbildung Anhang 60: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

## Schultern vorne & Rumpf

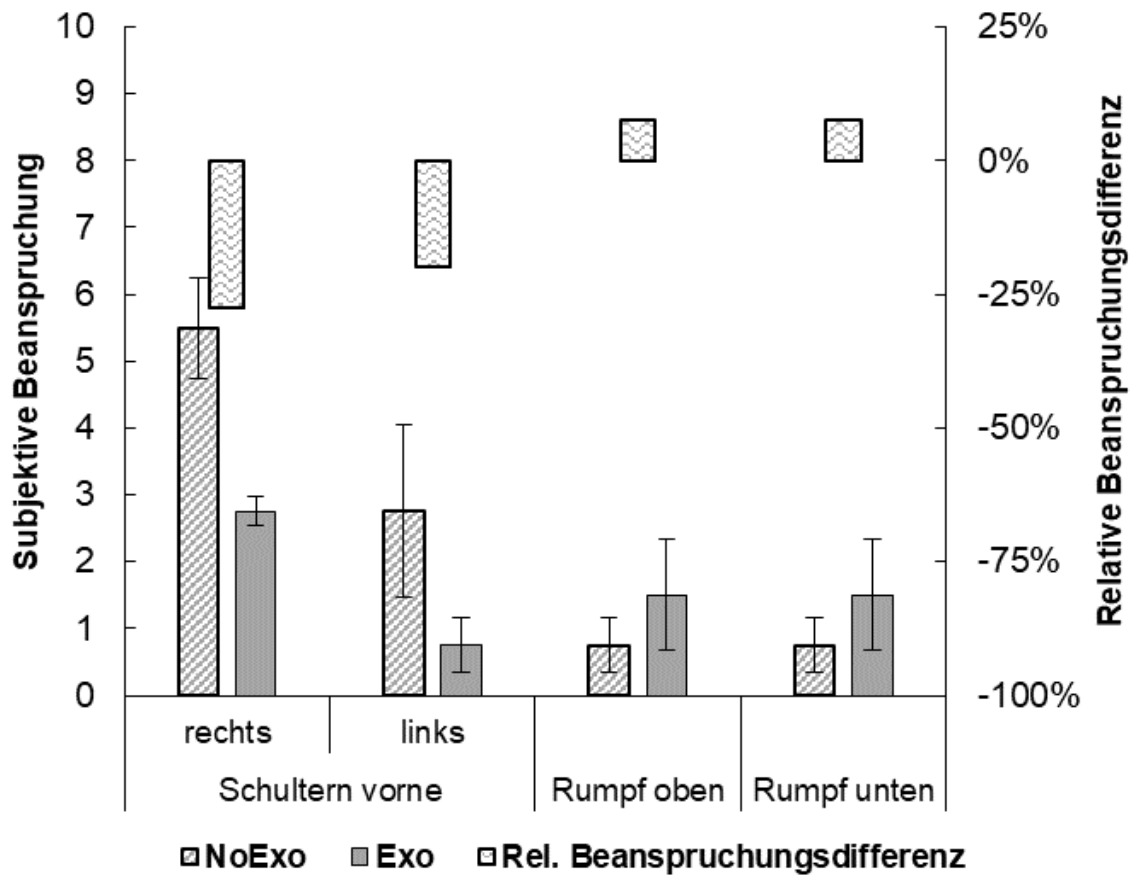


Abbildung Anhang 61: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



**Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule, Rücken**

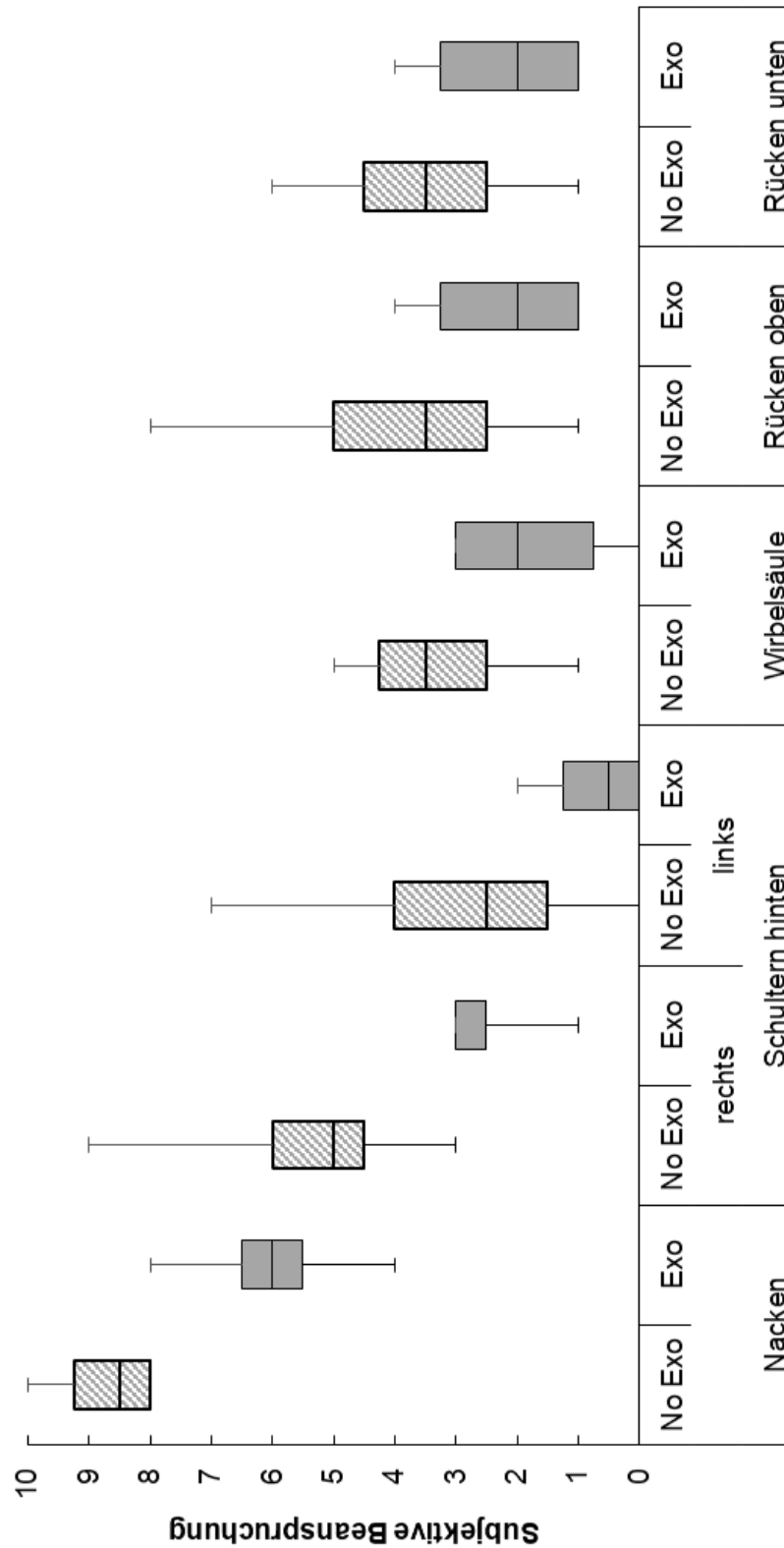


Abbildung Anhang 62: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

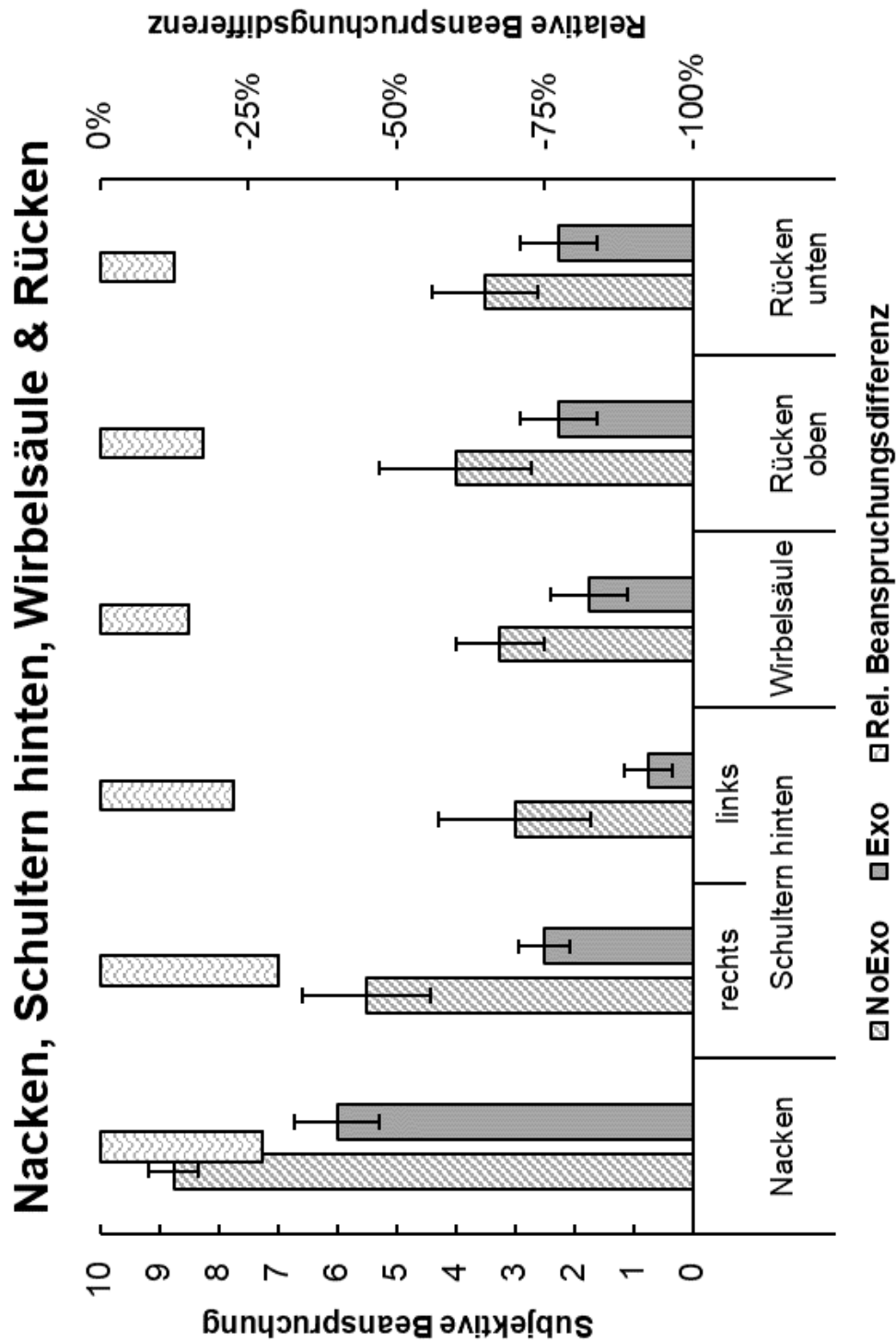


Abbildung Anhang 63: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

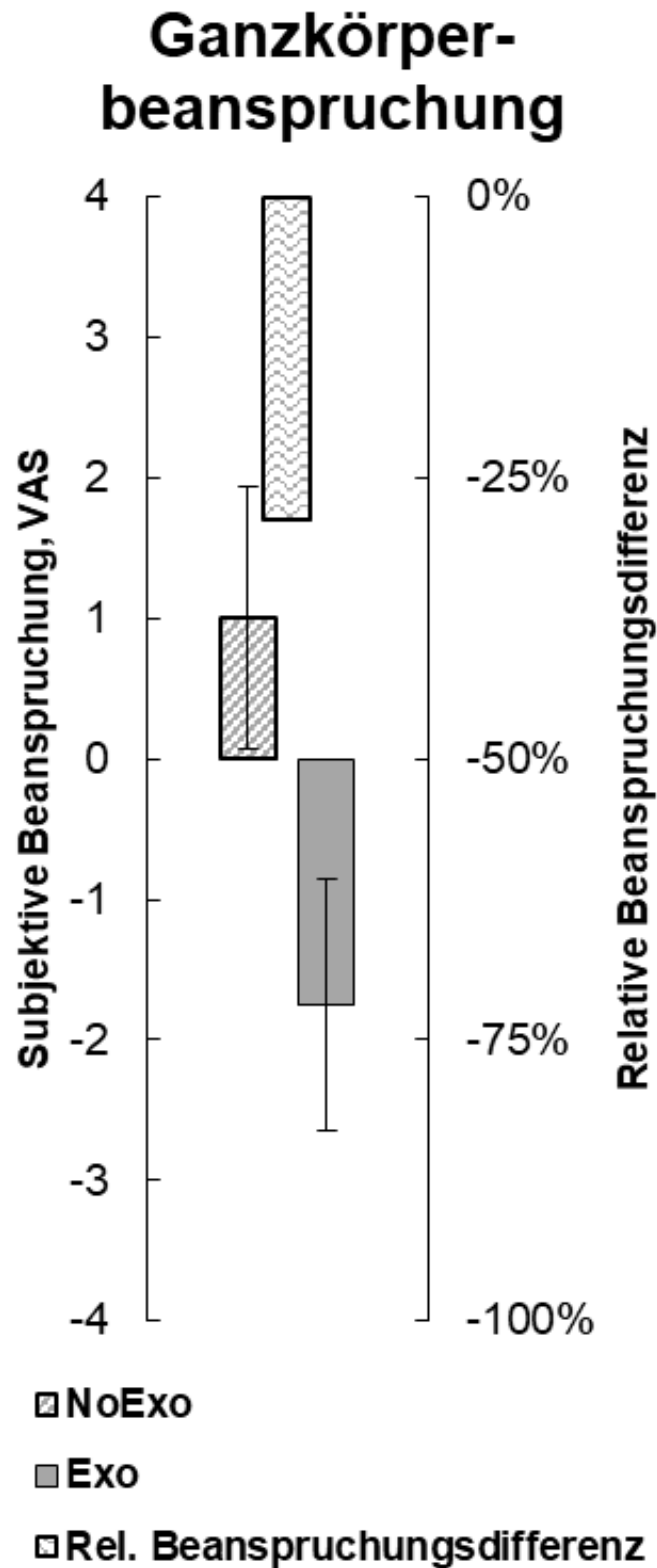


Abbildung Anhang 64: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Ergebnisse der obj. Evaluierung des Arbeitsplatzes: Unterbodenstopfen

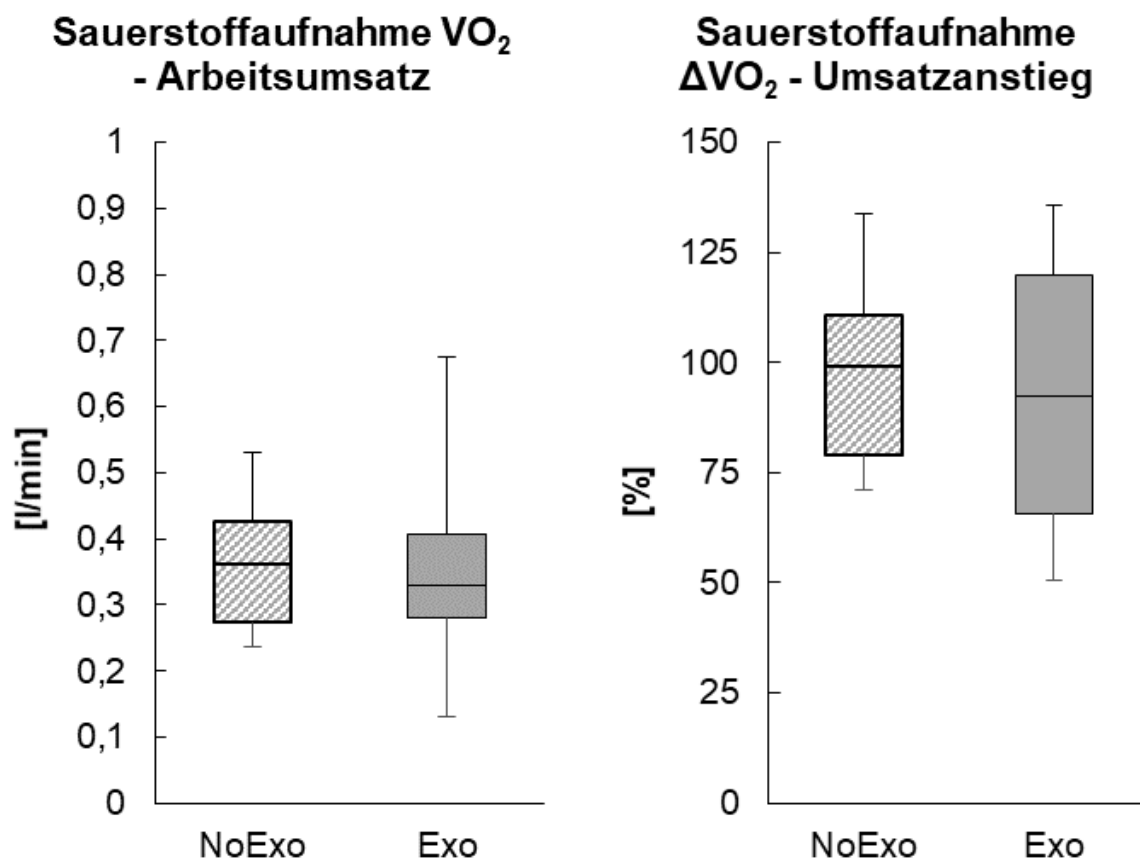


Abbildung Anhang 65: Absolute Sauerstoffaufnahme, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

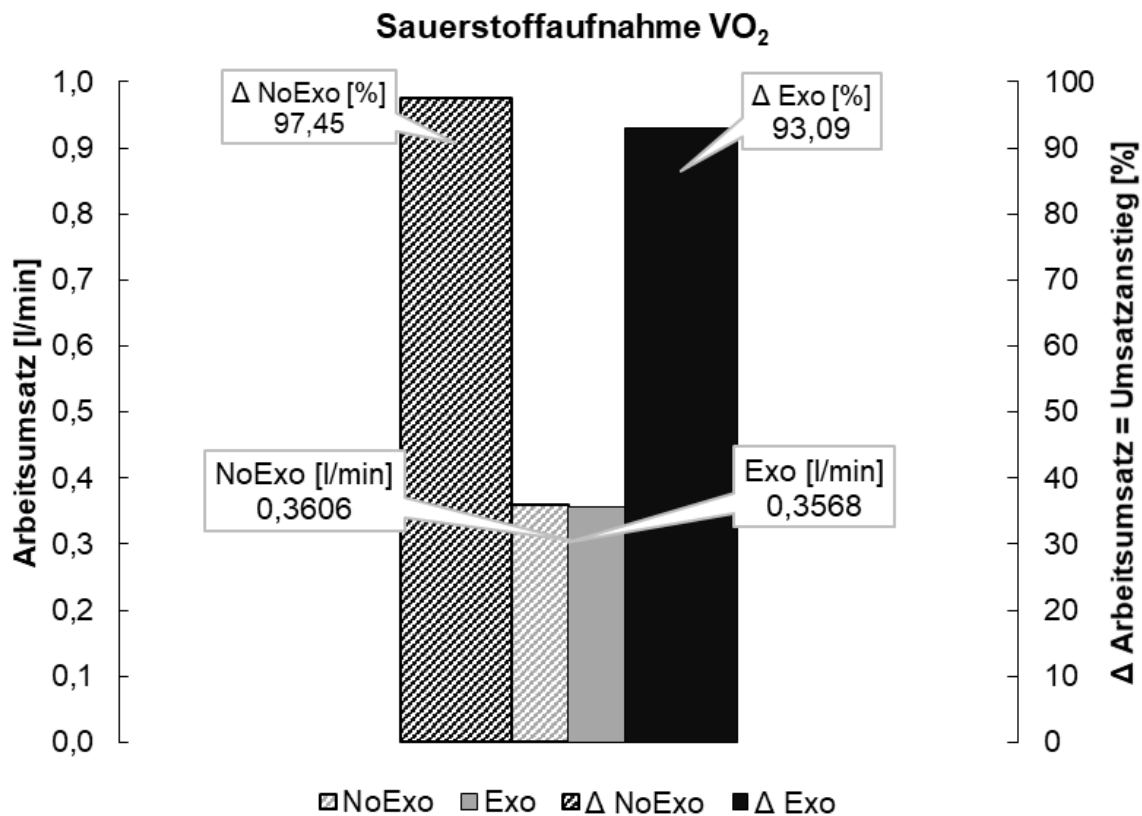


Abbildung Anhang 66: Absolute Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

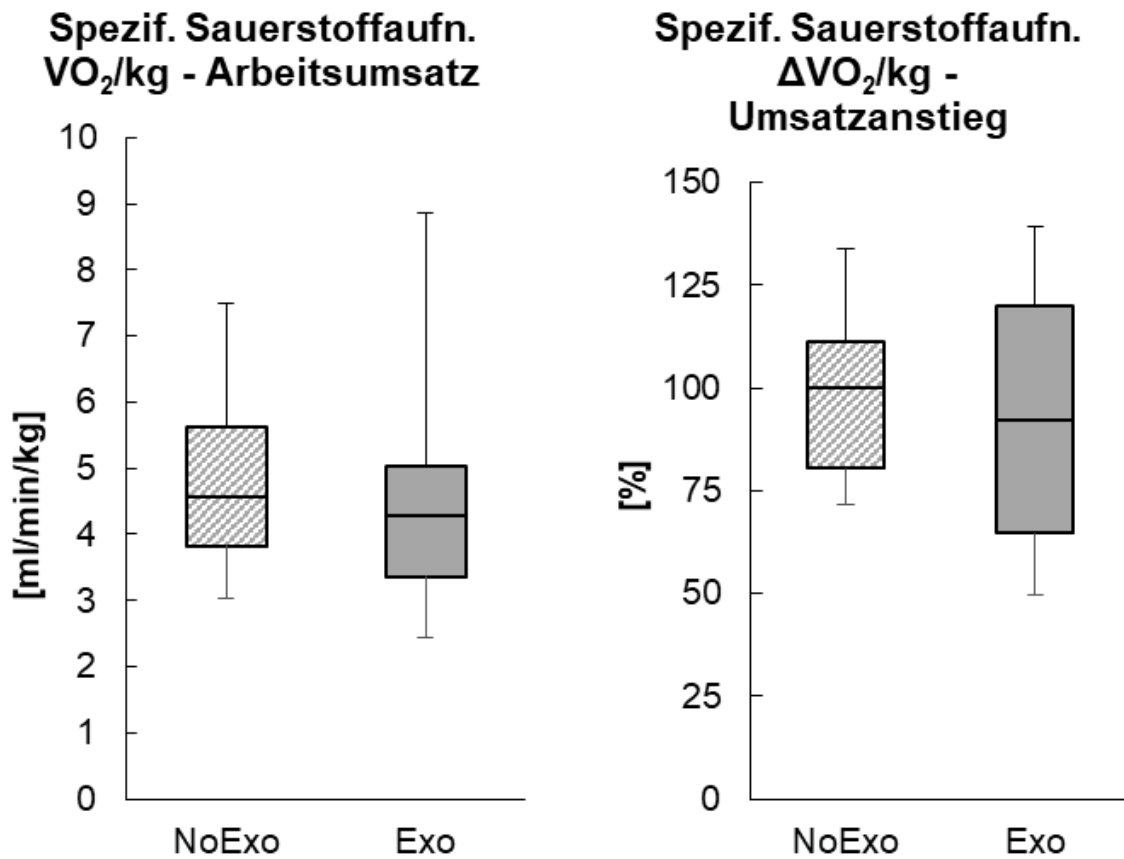


Abbildung Anhang 67: Spezifische Sauerstoffaufnahme, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

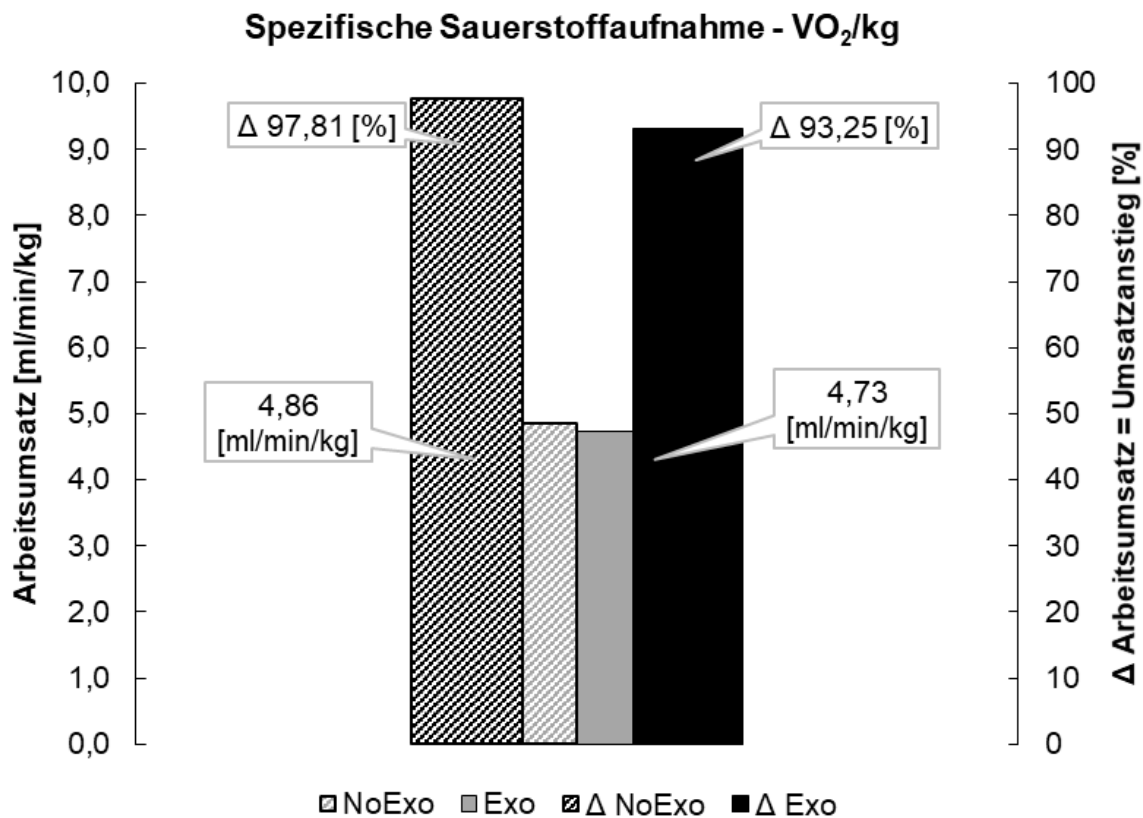


Abbildung Anhang 68: Spezifische Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

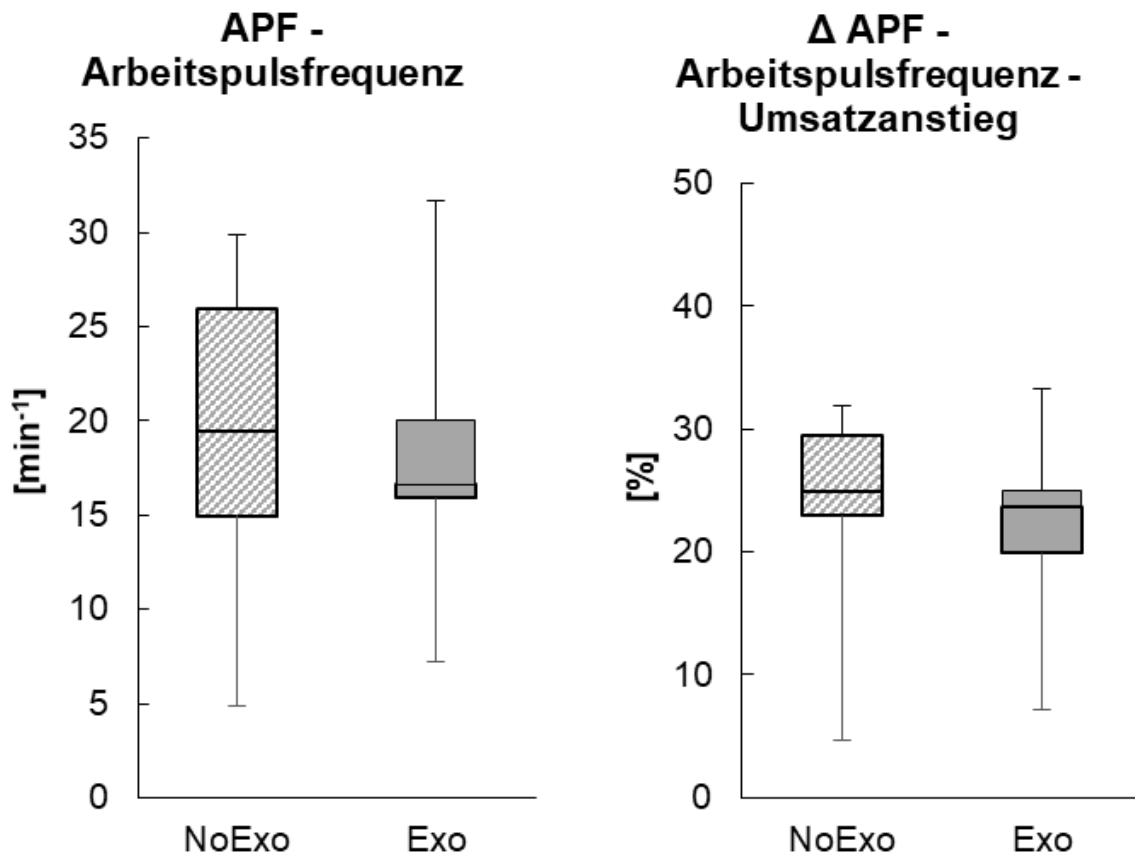


Abbildung Anhang 69: Arbeitspulsfrequenz, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



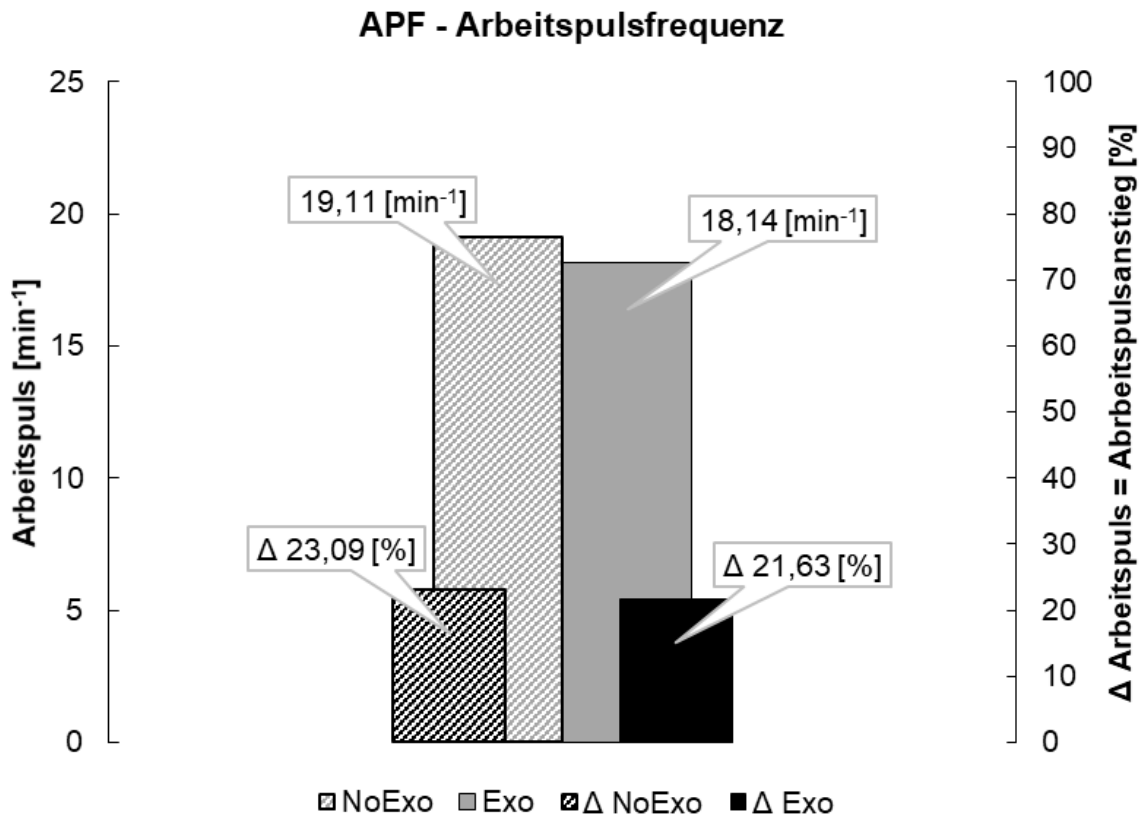


Abbildung Anhang 70: Arbeitspulsfrequenz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

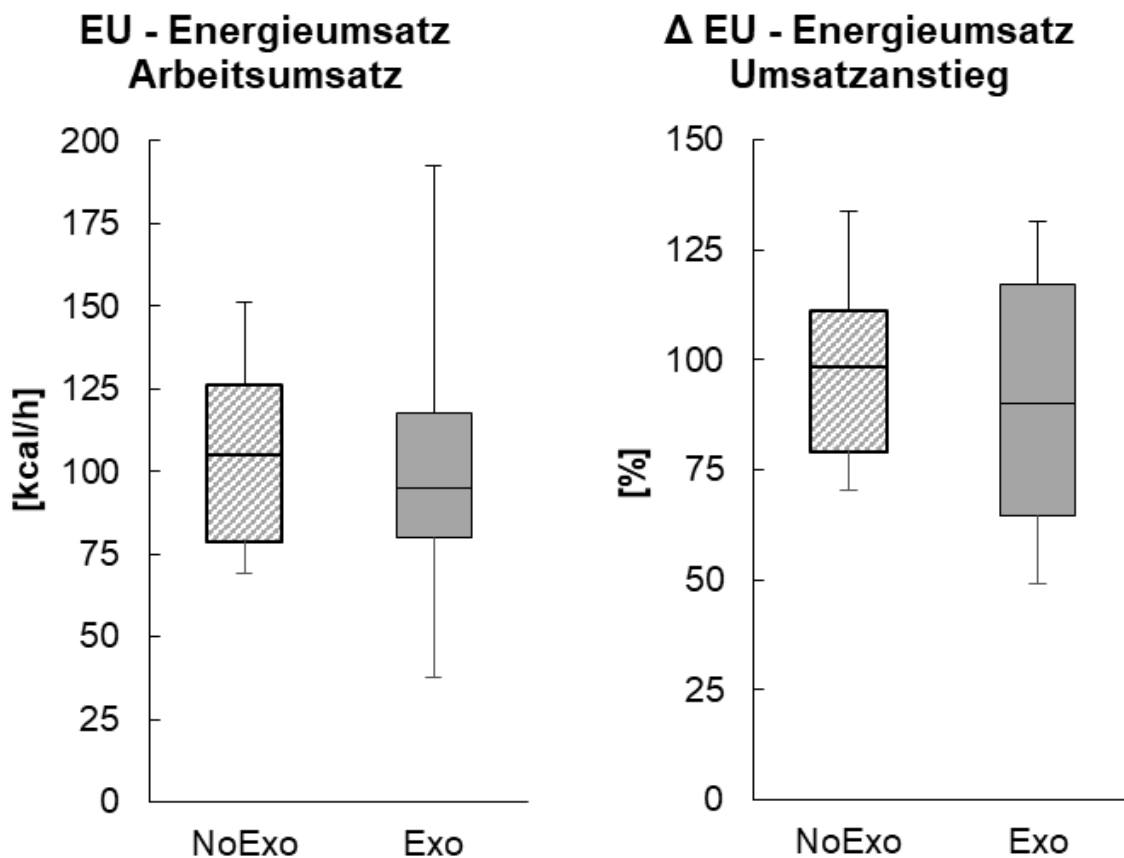


Abbildung Anhang 71: Energieumsatz, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

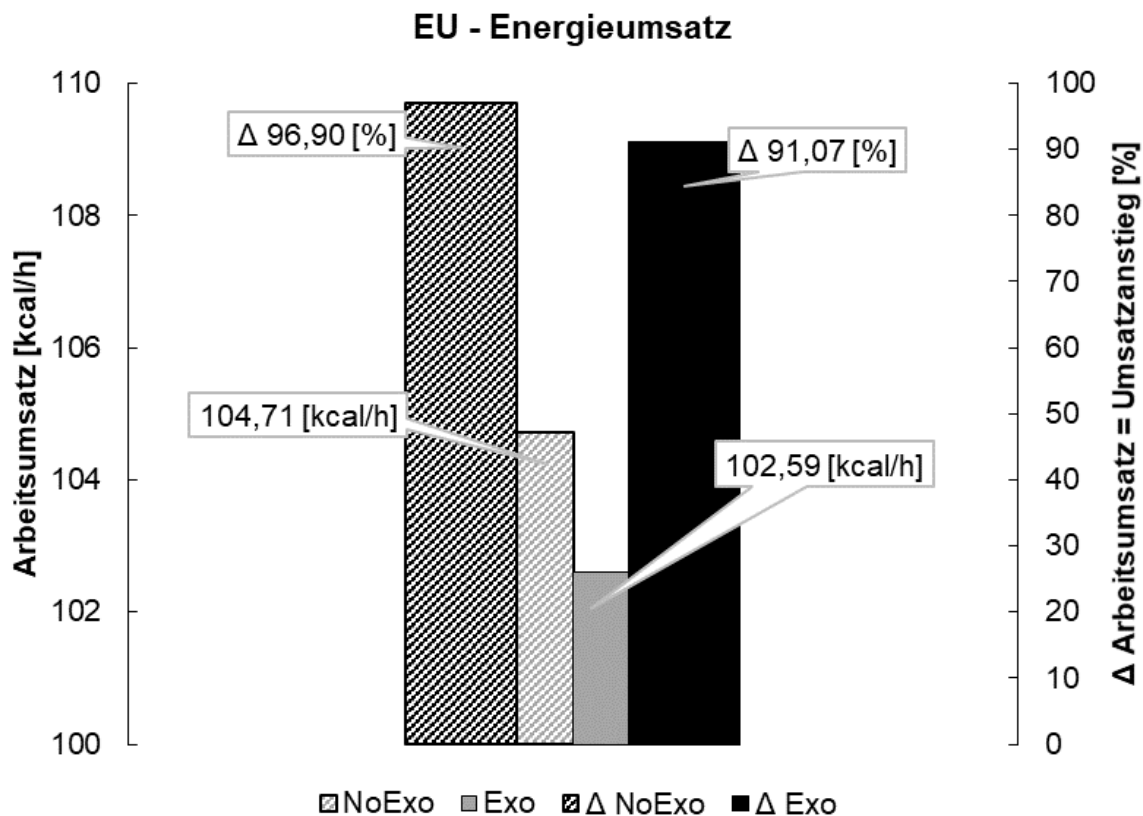


Abbildung Anhang 72: Energieumsatz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Ergebnisse der obj. Evaluierung des Arbeitsplatzes: PVC-Verstrich

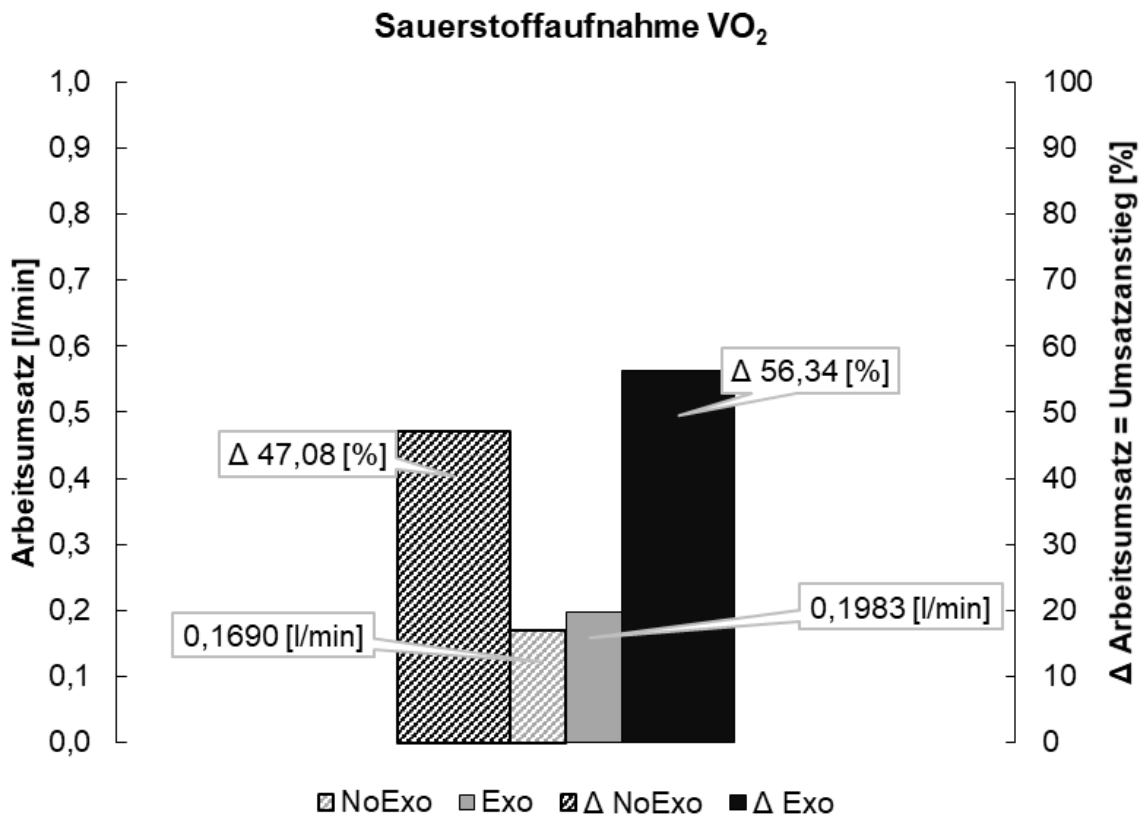


Abbildung Anhang 73: Absolute Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

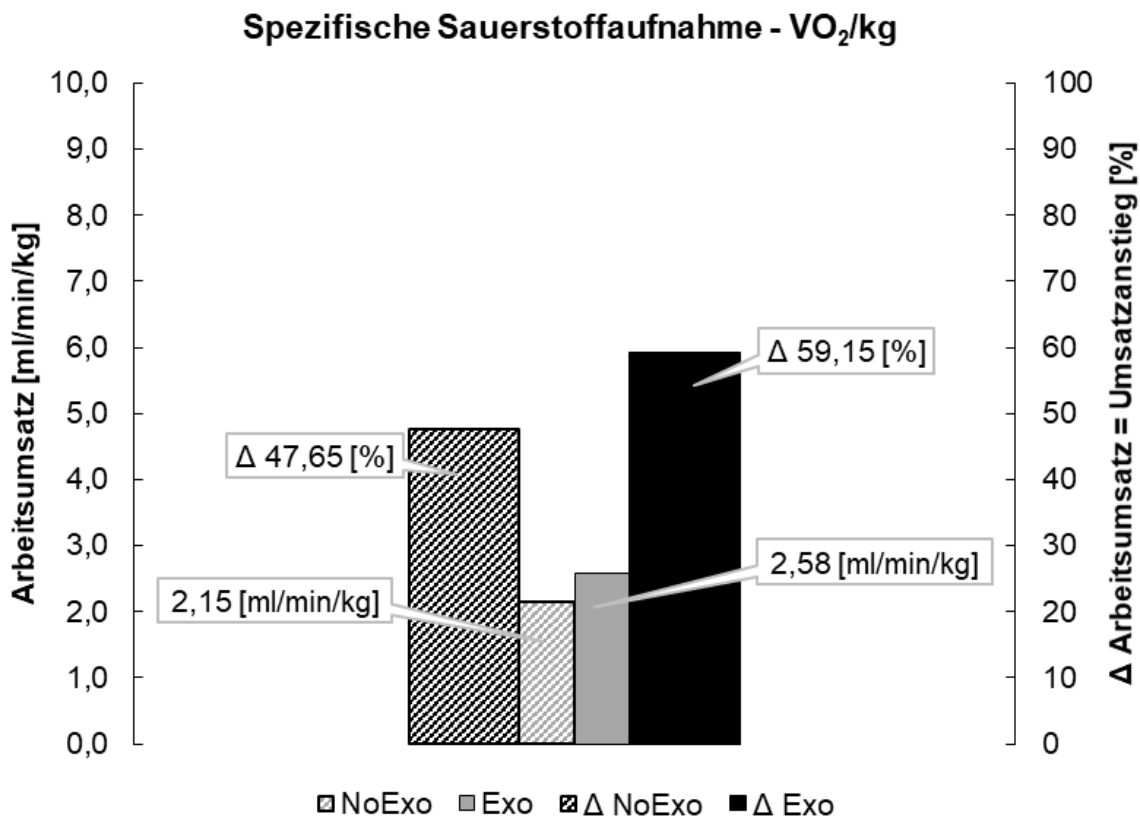


Abbildung Anhang 74: Spezifische Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

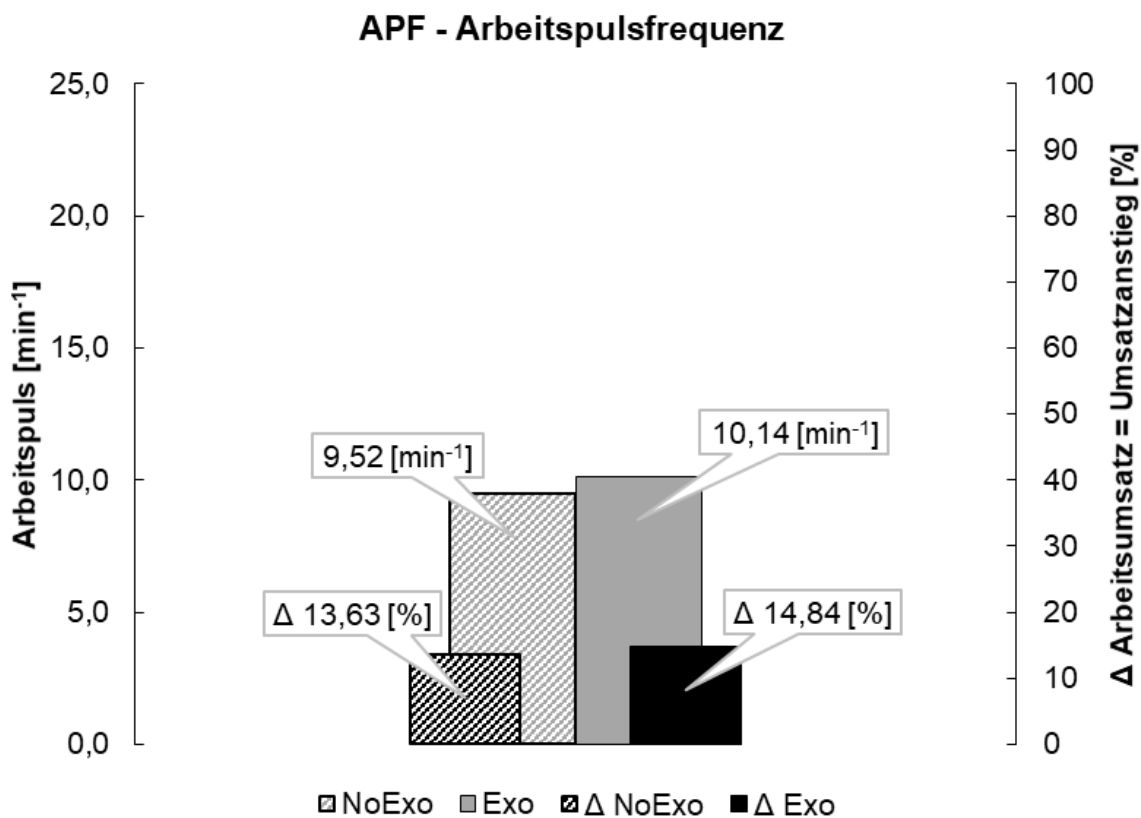


Abbildung Anhang 75: Arbeitspulsfrequenz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

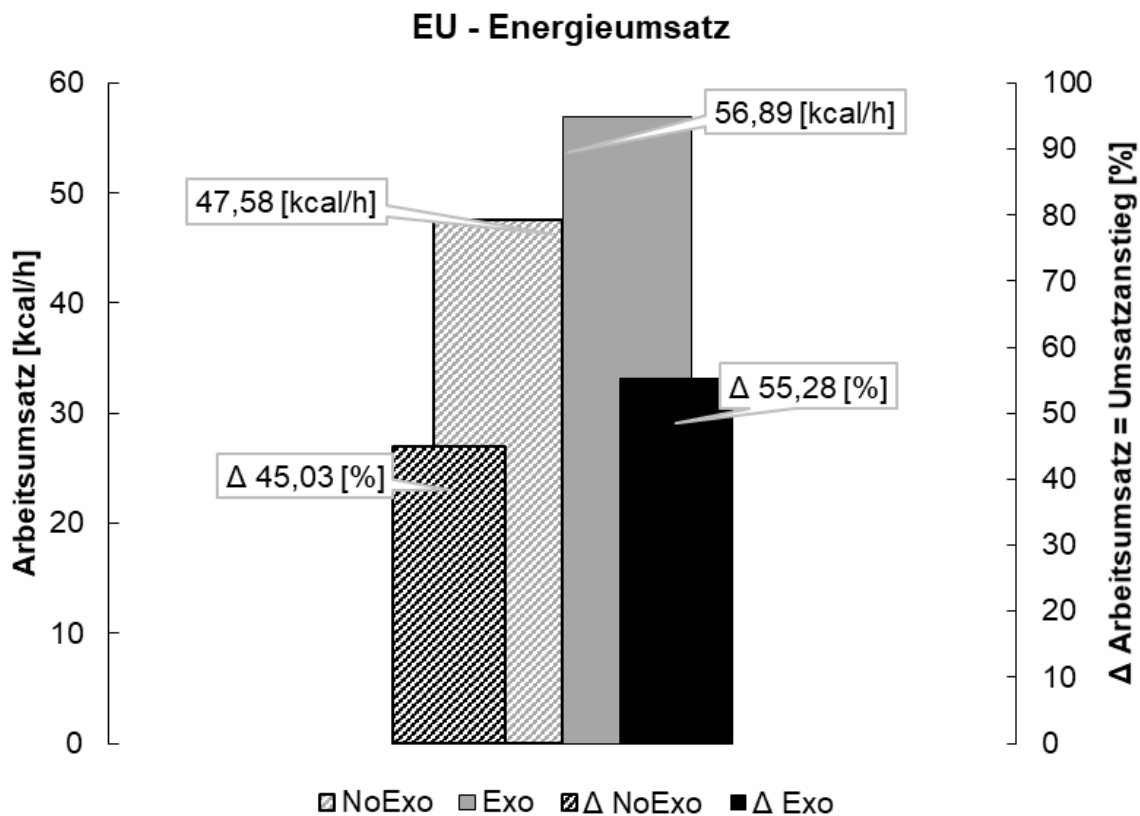
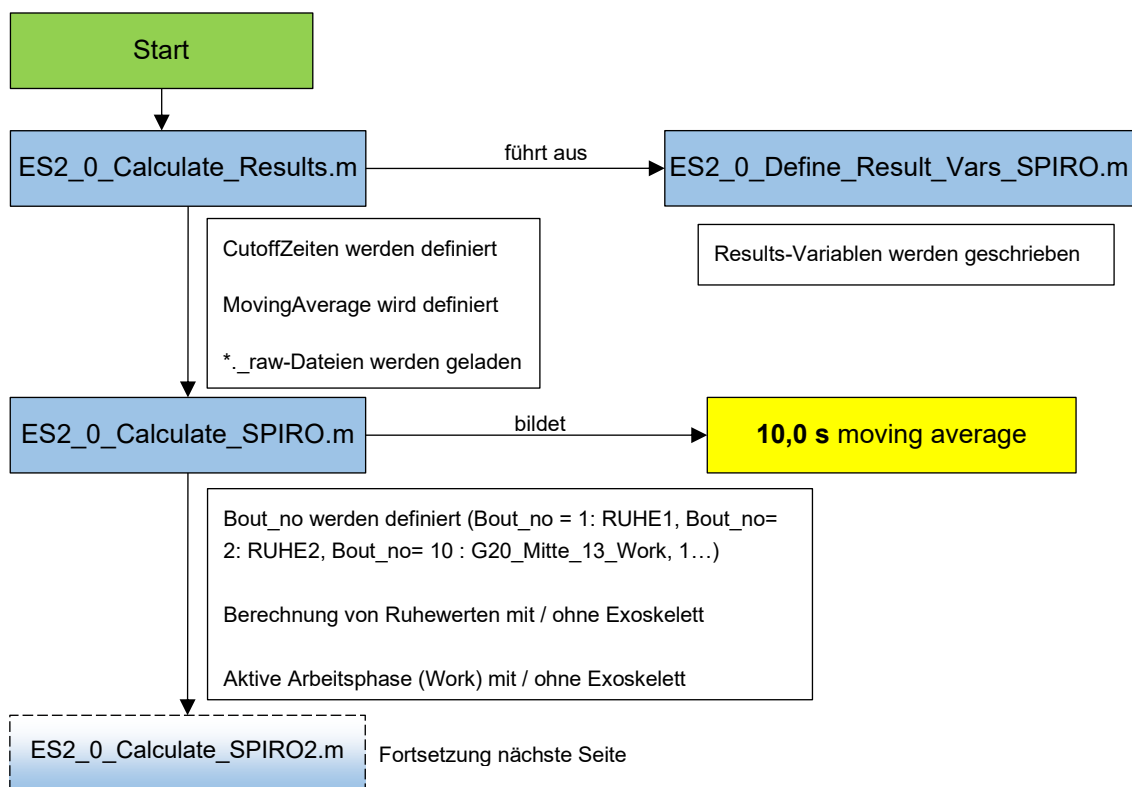
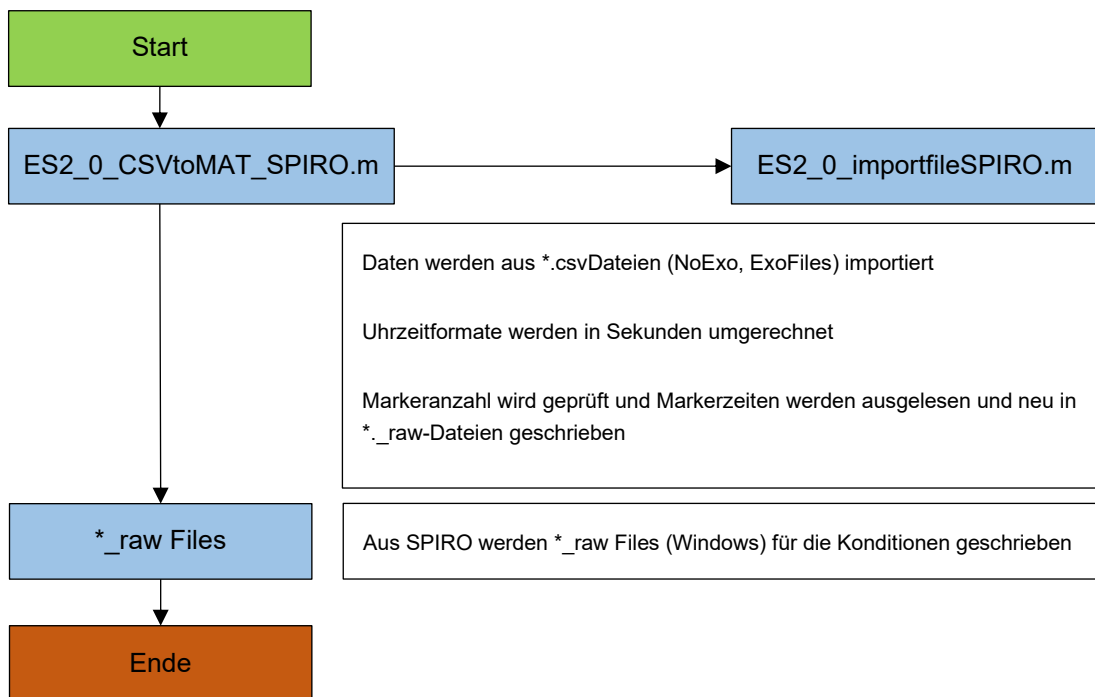


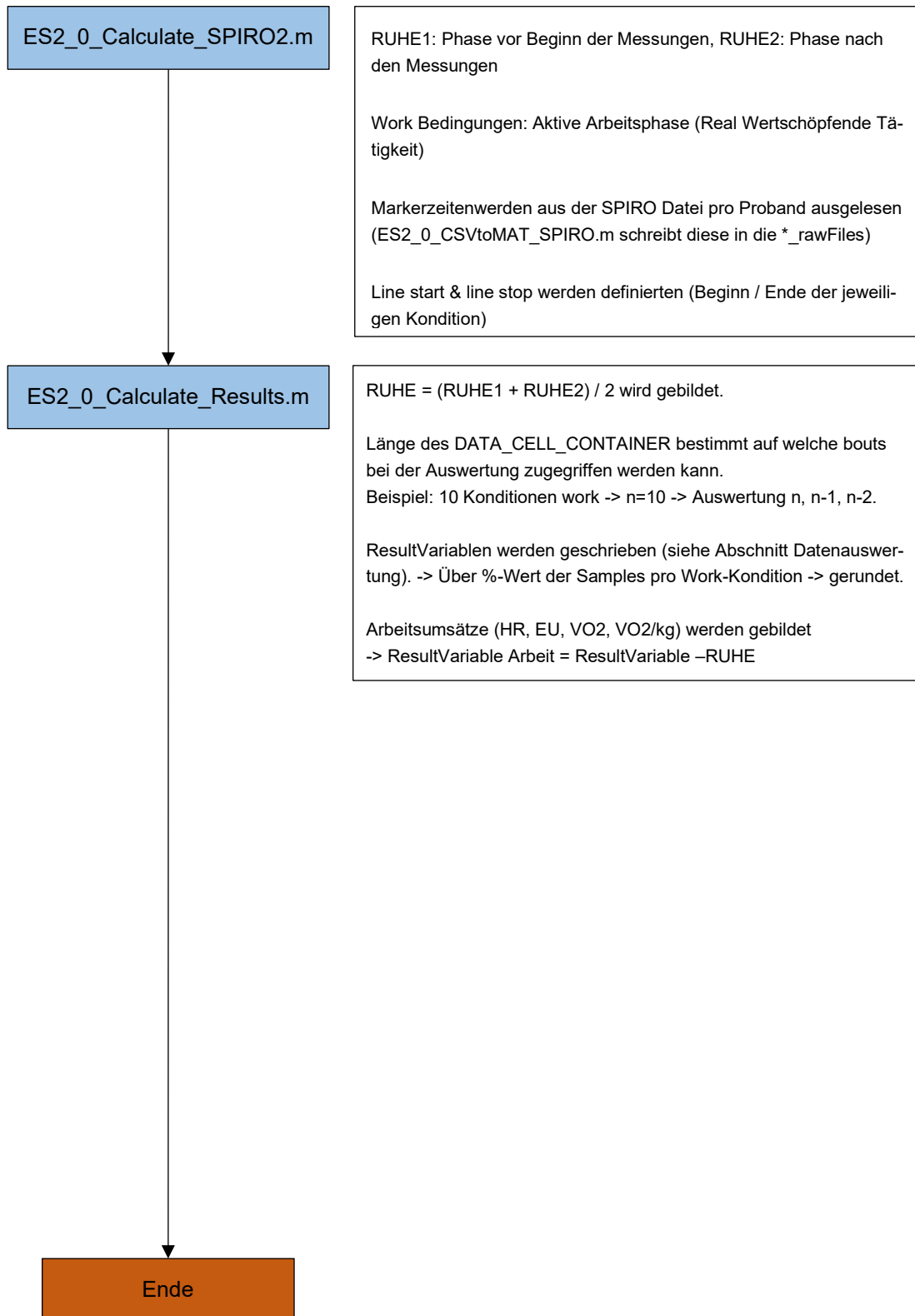
Abbildung Anhang 76: Energieumsatz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

APP-ES20-2: Evaluationsstudie 2.0 MATLAB Flussdiagramme

Ergospirometrie- und HF-Auswertung







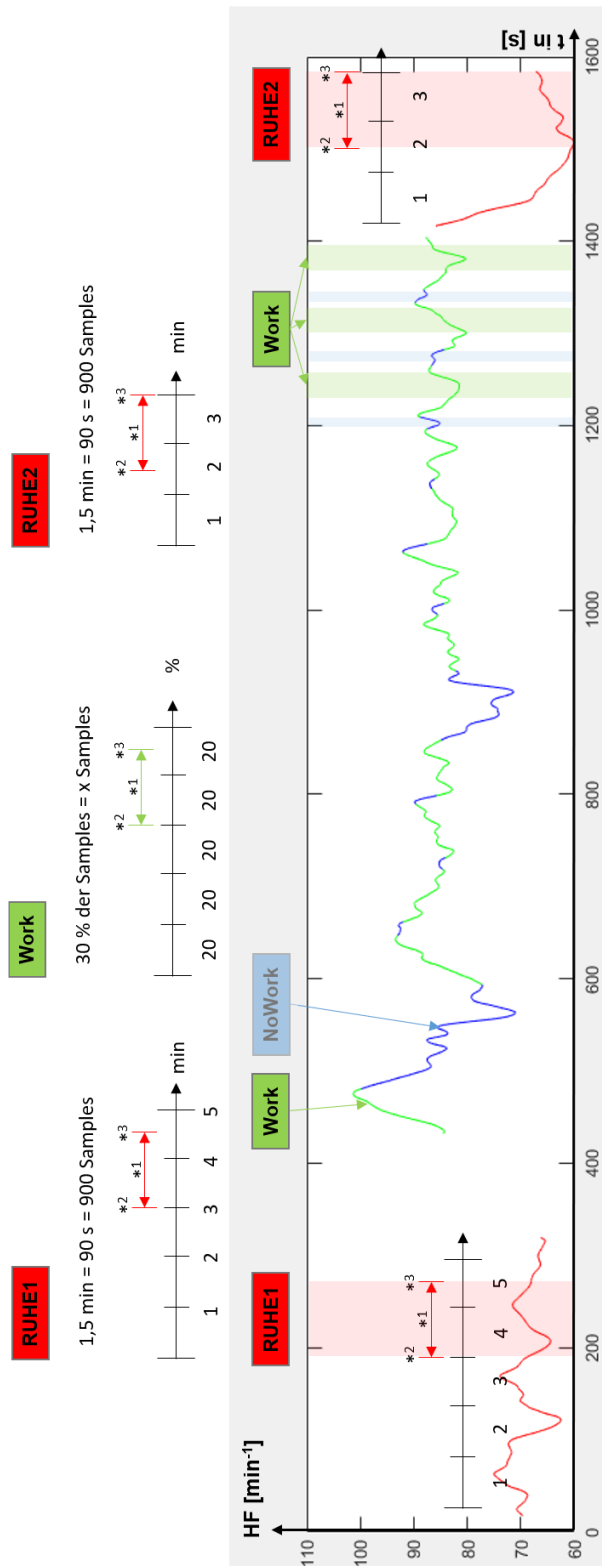


Abbildung Anhang 77: Schematische Darstellung des Datenfensters der RUHE1-/RUHE2-Bedingung (ROT) sowie der Arbeitsphase „Work“ (GRÜN); „NoWork“-Versuchsbedingung (BLAU) wird in der Auswertung nicht berücksichtigt (blassiert)

APP-ES21-1: Evaluationsstudie 2.1 Datenanalyse und Ergebnisse

Datenanalyse – Steady-State Zustand

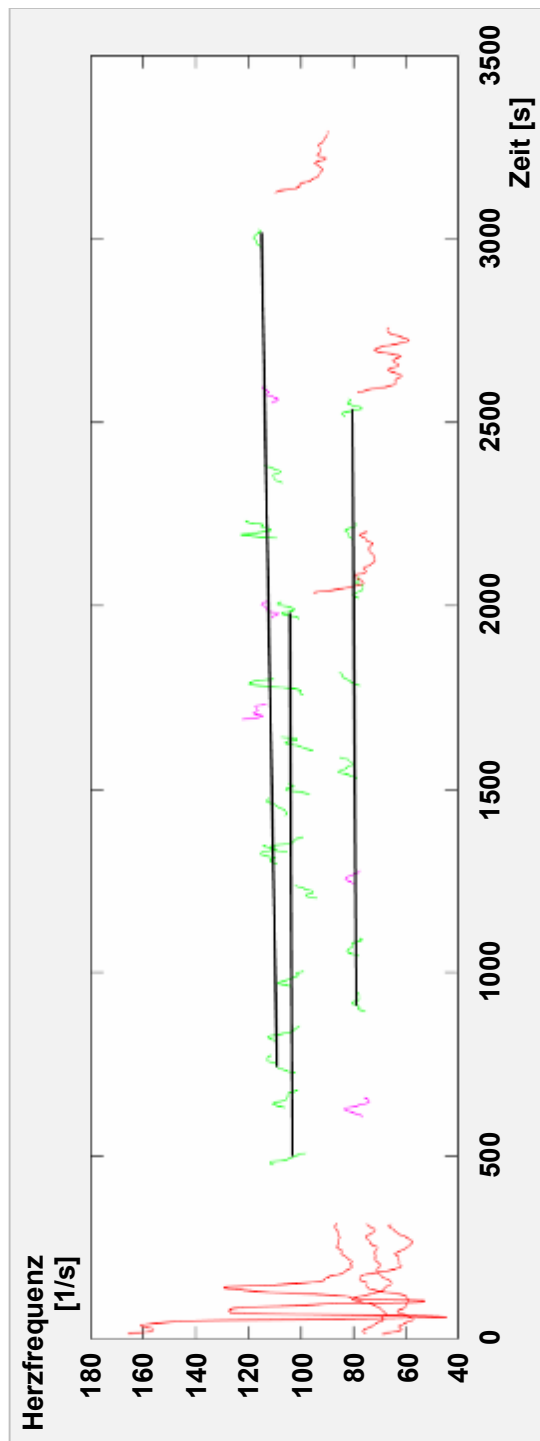


Abbildung Anhang 78: Beispielhafte Überprüfung des Steady-State Zustandes anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse) in der Versuchsbedingung NoExo für die Probanden VP06, VP07, VP08. Ruhephase im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min) (ROT); Aktive Arbeitsphase „Work“: Fahrzeugtyp 1 (GRÜN), Fahrzeugtyp 2 (MAGENTA)

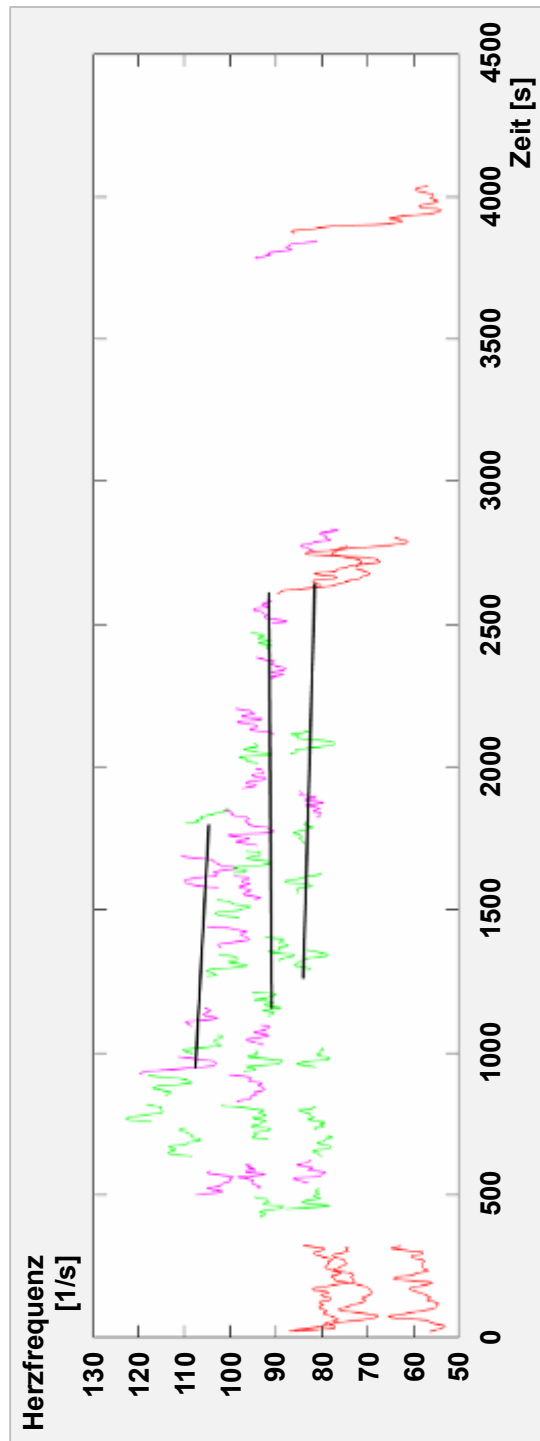


Abbildung Anhang 79: Beispielhafte Überprüfung des Steady-State Zustandes anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse) in der Versuchsbedingung NoExo für die Probanden VP03, VP04, VP05. Ruhephase im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min) (ROT); Aktive Arbeitsphase „Work“: Fahrzeugtyp 1 (GRÜN), Fahrzeugtyp 2 (MAGENTA)

# Anhang

## Datenanalyse – Methodik zur Auswertung

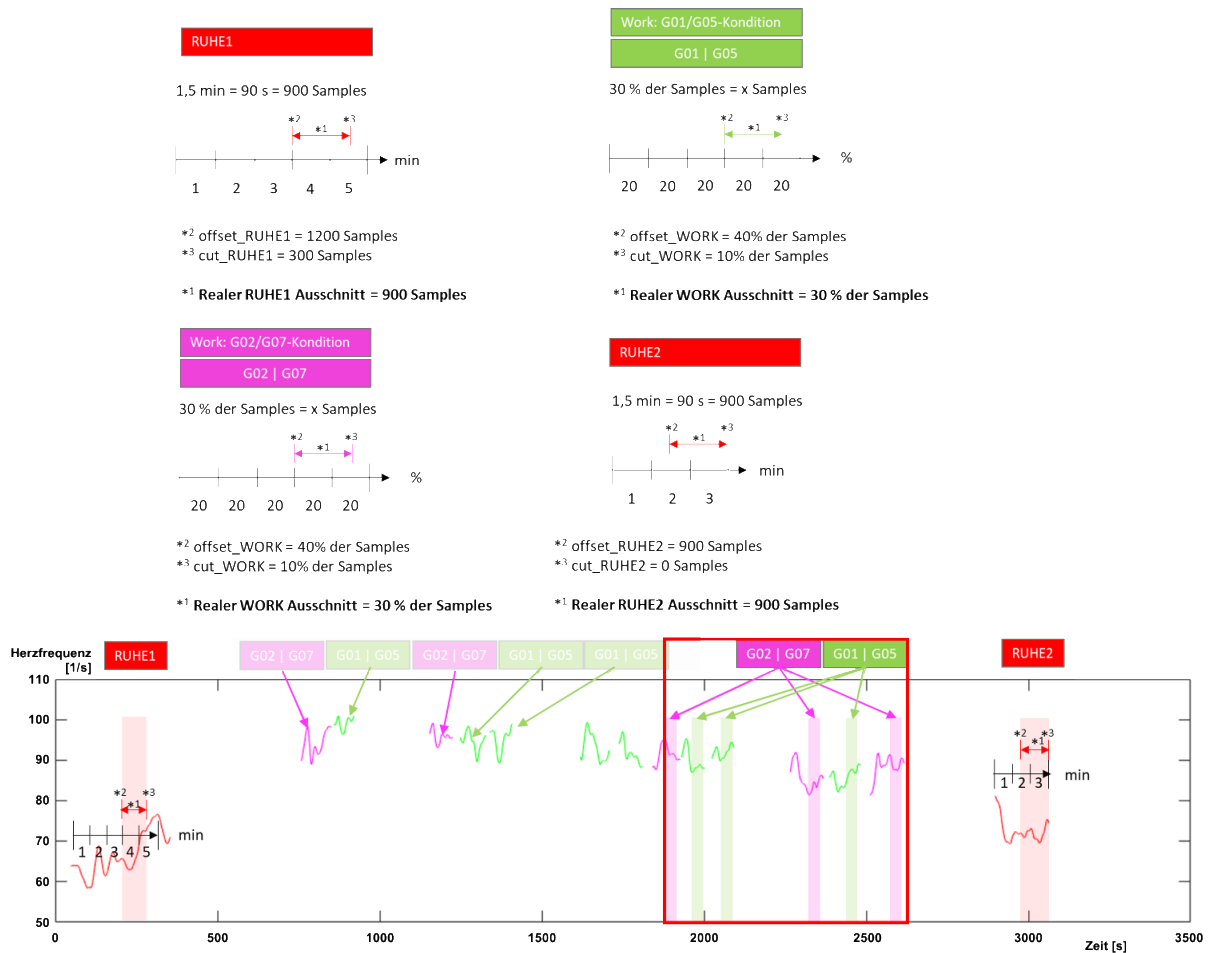


Abbildung Anhang 80: Auswertemethodik anhand der Herzfrequenz (Ordinate) über der Zeit (bzw. Datensamples, Abszisse). (ROT: Ruhephasen im Sitzen, Anfang (5 min) und Ende (3 min)); GRÜN: Aktive Arbeitsphase Work, Fahrzeugtyp 1: G01|G05; MAGENTA: Aktive Arbeitsphase Work, Fahrzeugtyp 2: G02|G07; Roter Kasten = Für die Auswertung betrachteter Bereich)

Ergebnisse der subj. Evaluierung

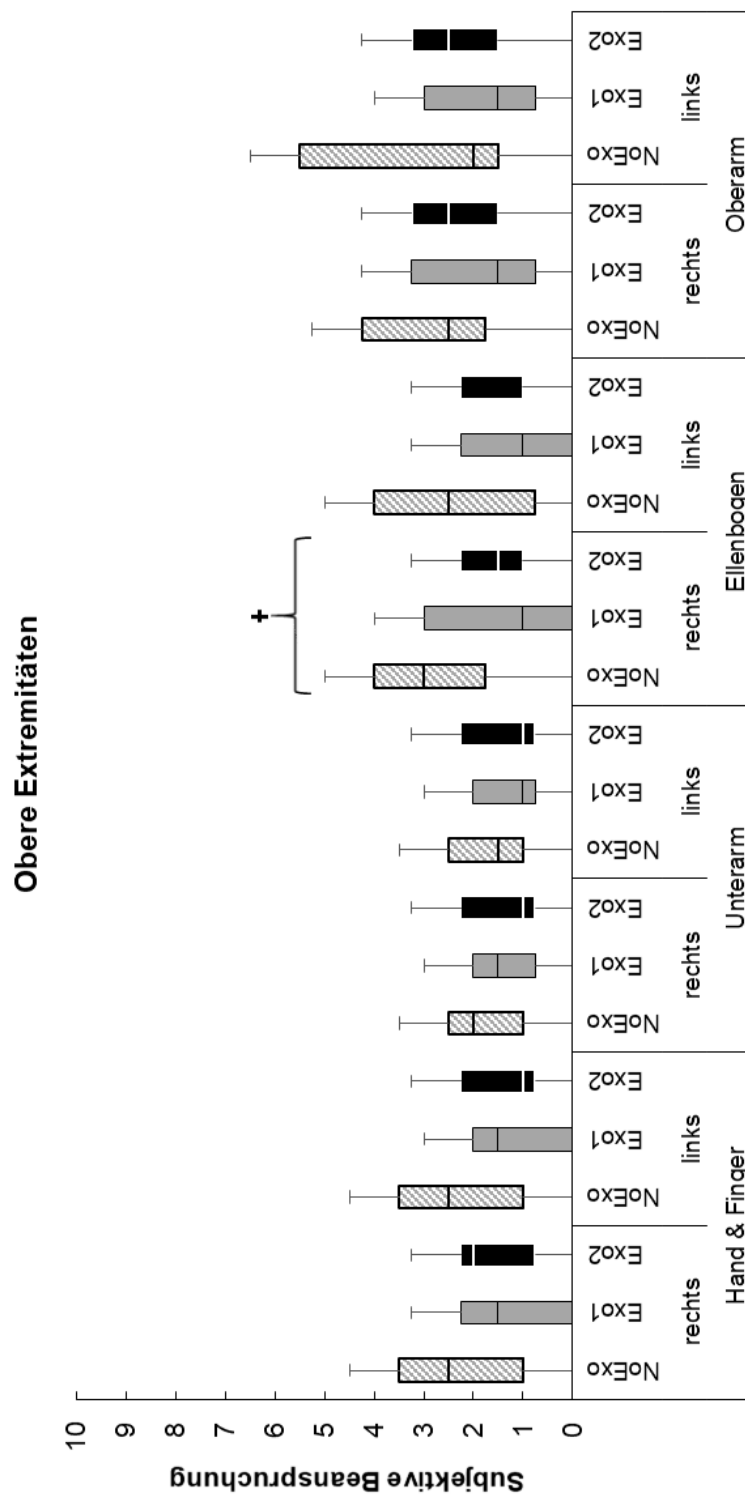


Abbildung Anhang 81: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

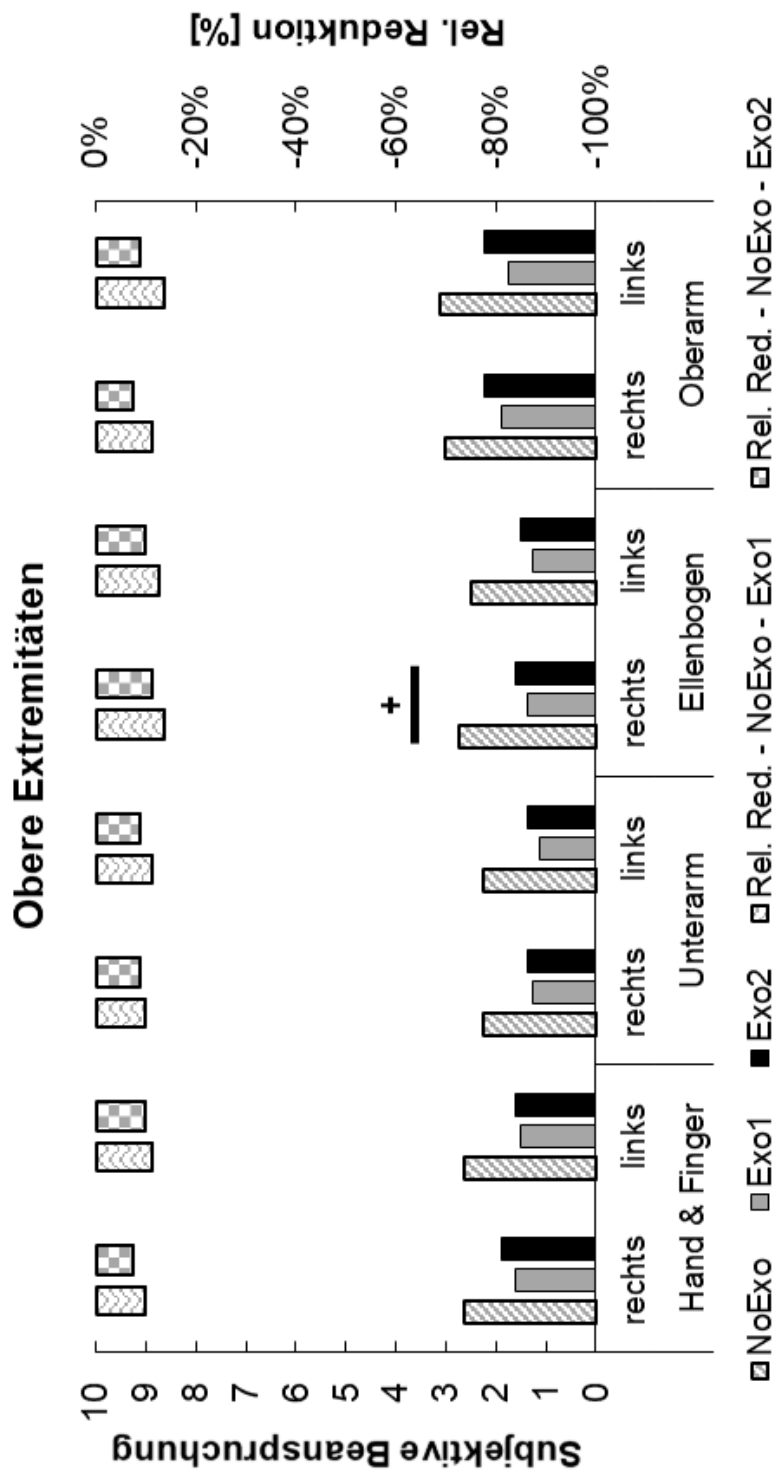


Abbildung Anhang 82: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Hand & Finger, Unterarm, Ellenbogen und Oberarm (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

### Schultern vorne, Rumpf

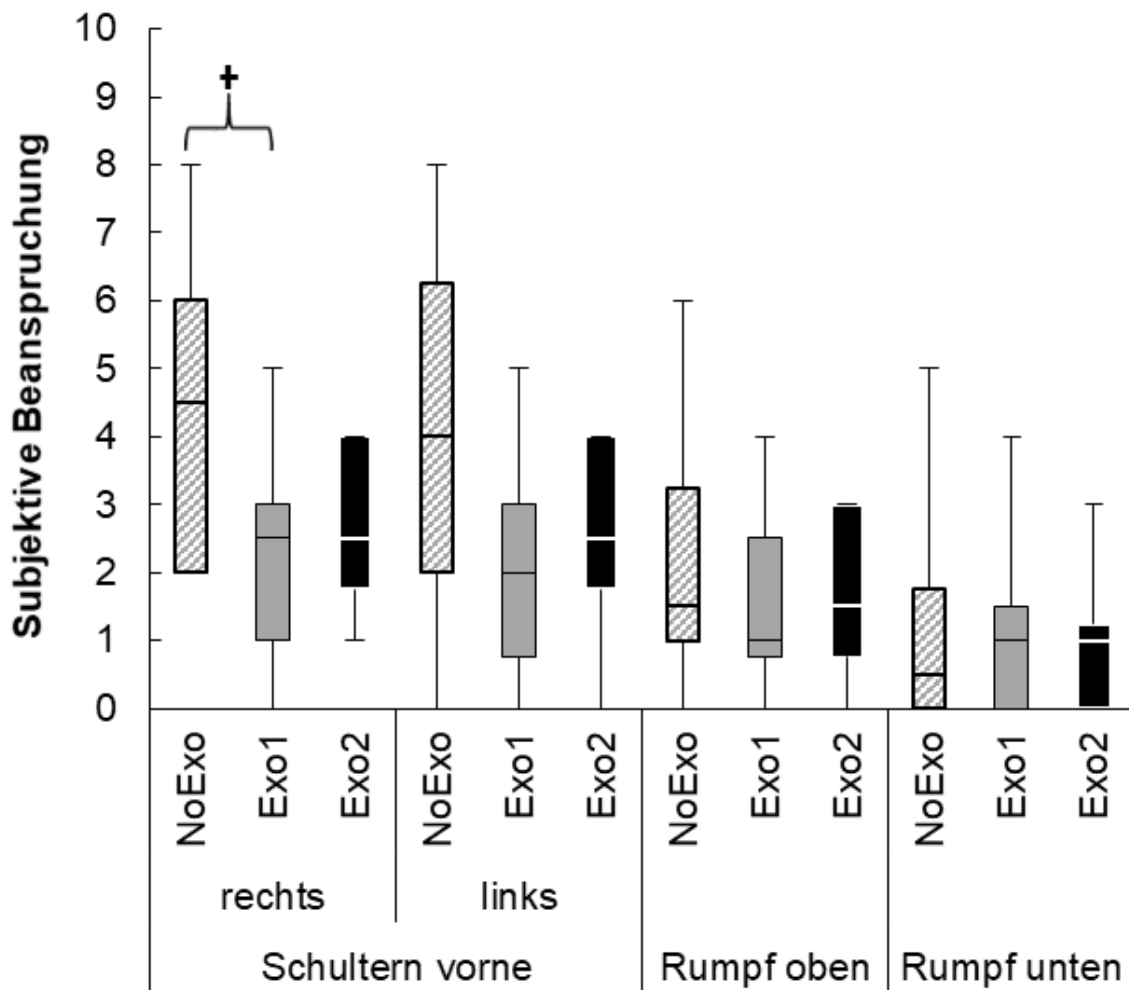


Abbildung Anhang 83: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



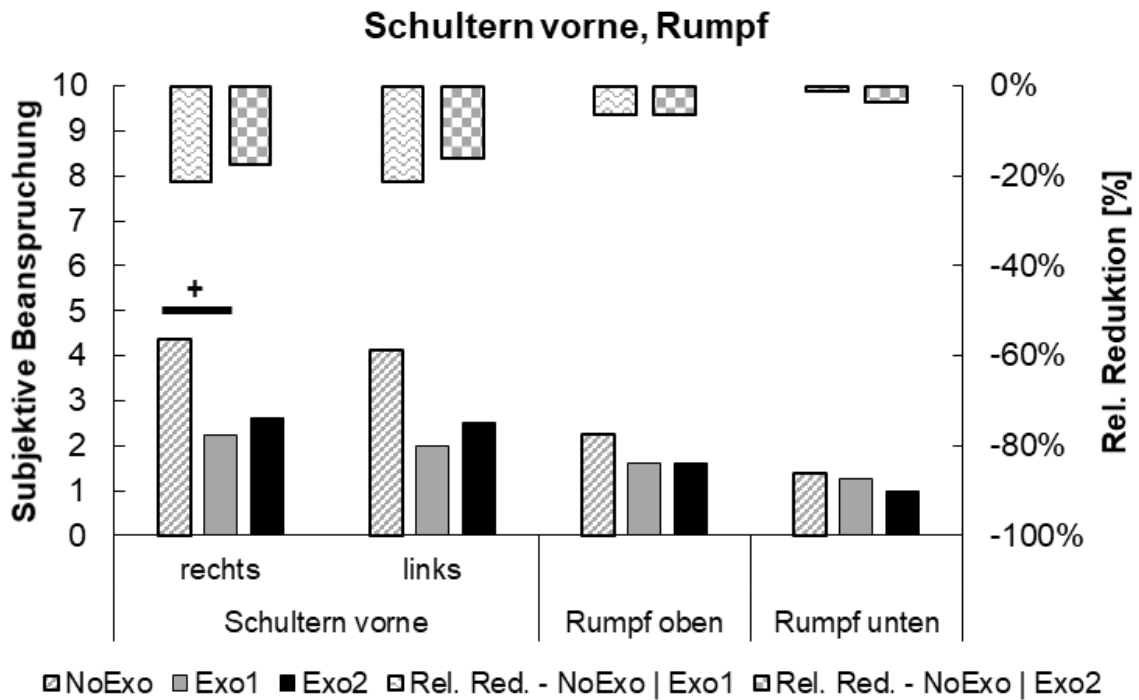


Abbildung Anhang 84: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Schultern vorne und Rumpf (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

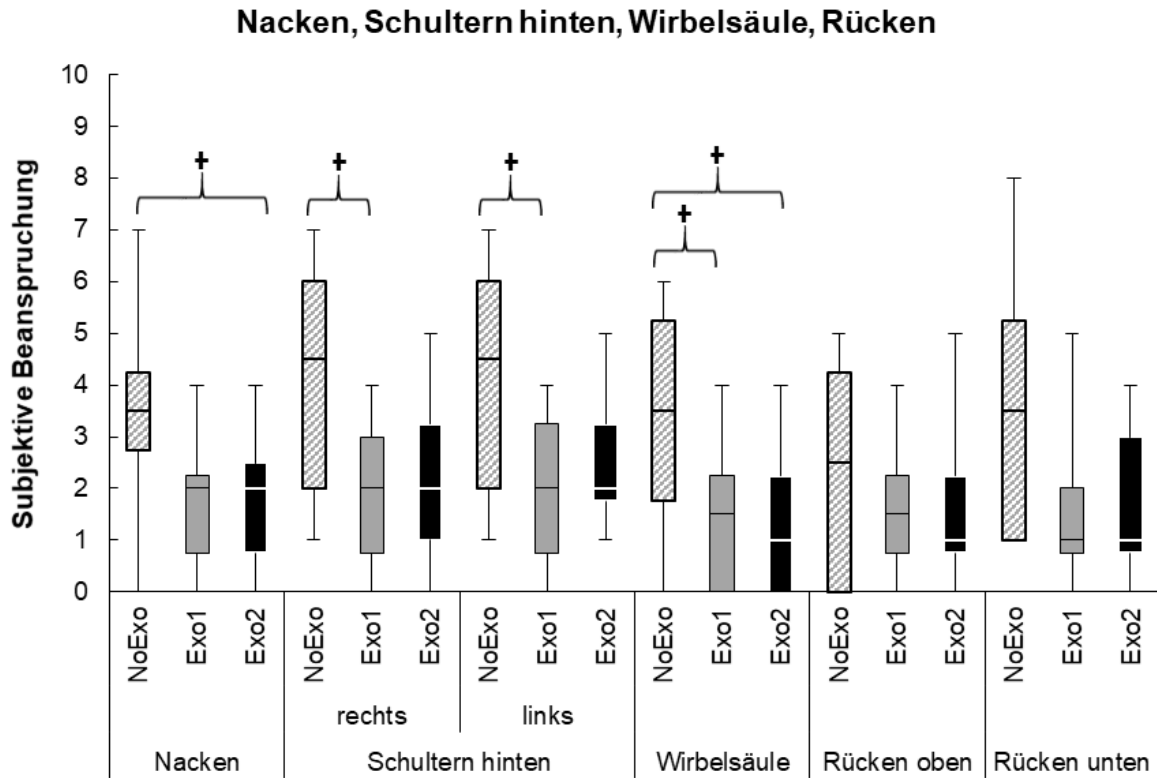


Abbildung Anhang 85: Subjektive Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

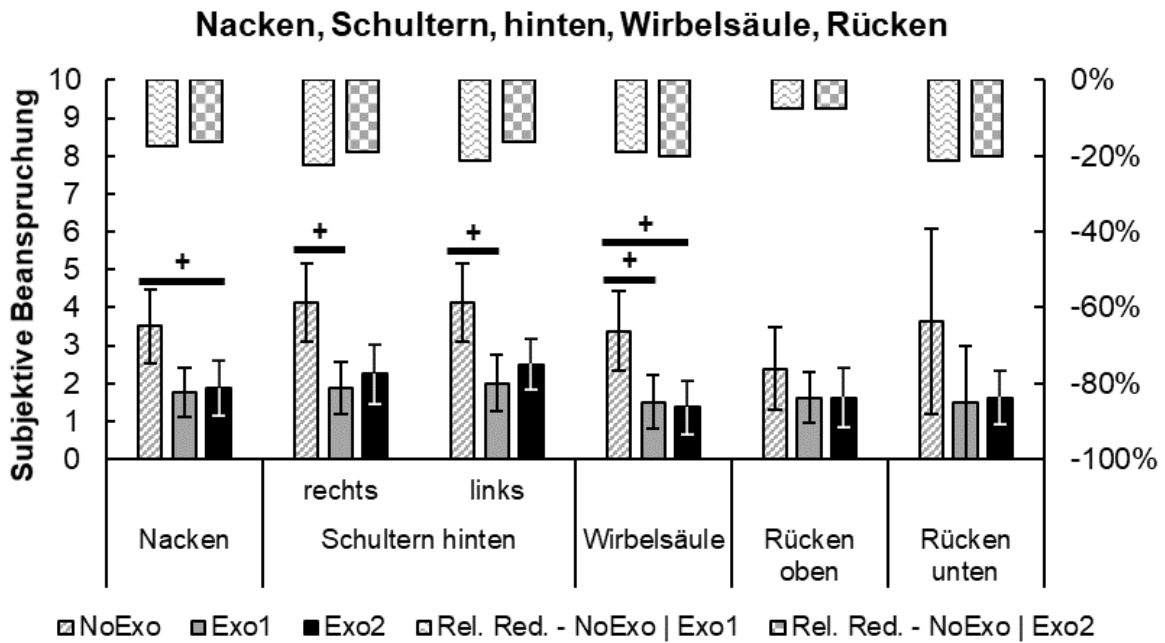


Abbildung Anhang 86: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Beanspruchung für die Körperregion Nacken, Schultern hinten, Wirbelsäule und Rücken (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant).

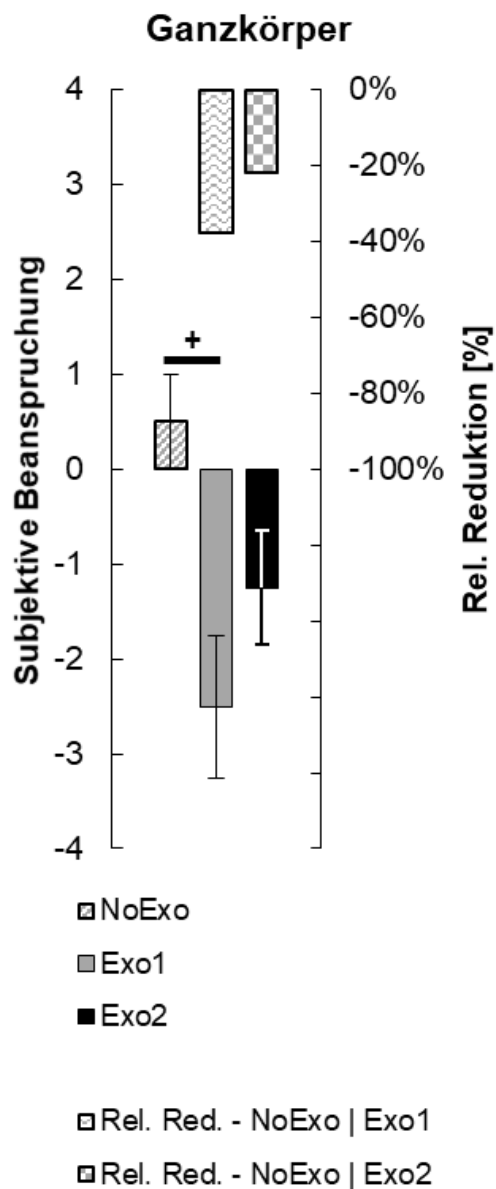


Abbildung Anhang 87: Mittelwerte, Standardabweichung und relative Differenz der subjektiven Ganzkörperbeanspruchung (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, +:  $p < 0,05$  signifikant, ++:  $p < 0,01$  hoch signifikant, +++:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

Ergebnisse der obj. Evaluierung

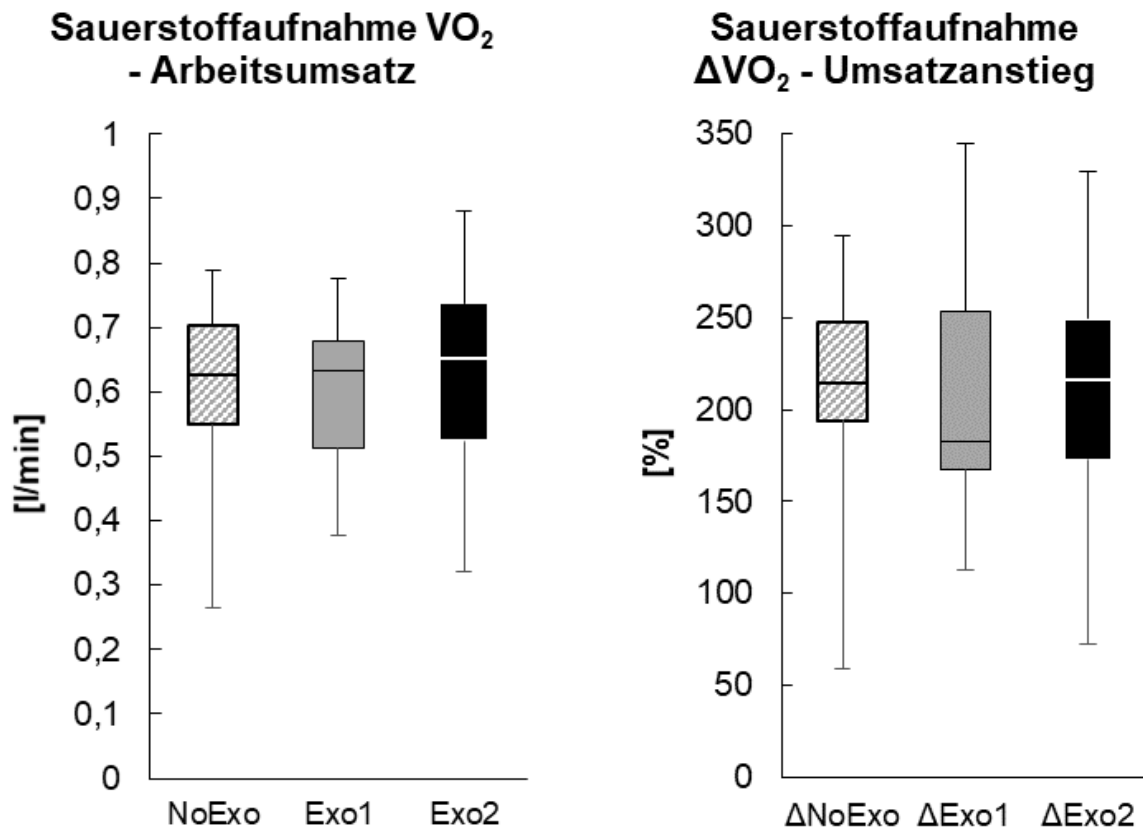


Abbildung Anhang 88: Absolute Sauerstoffaufnahme, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

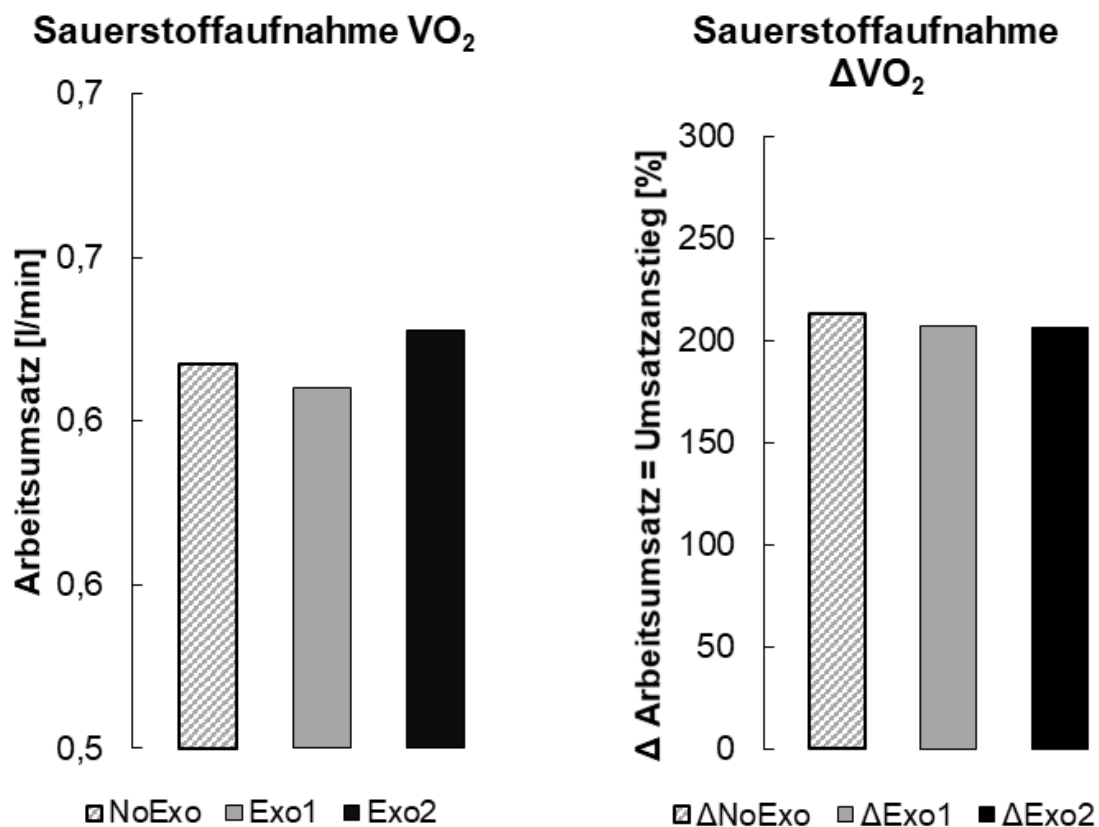


Abbildung Anhang 89: Absolute Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

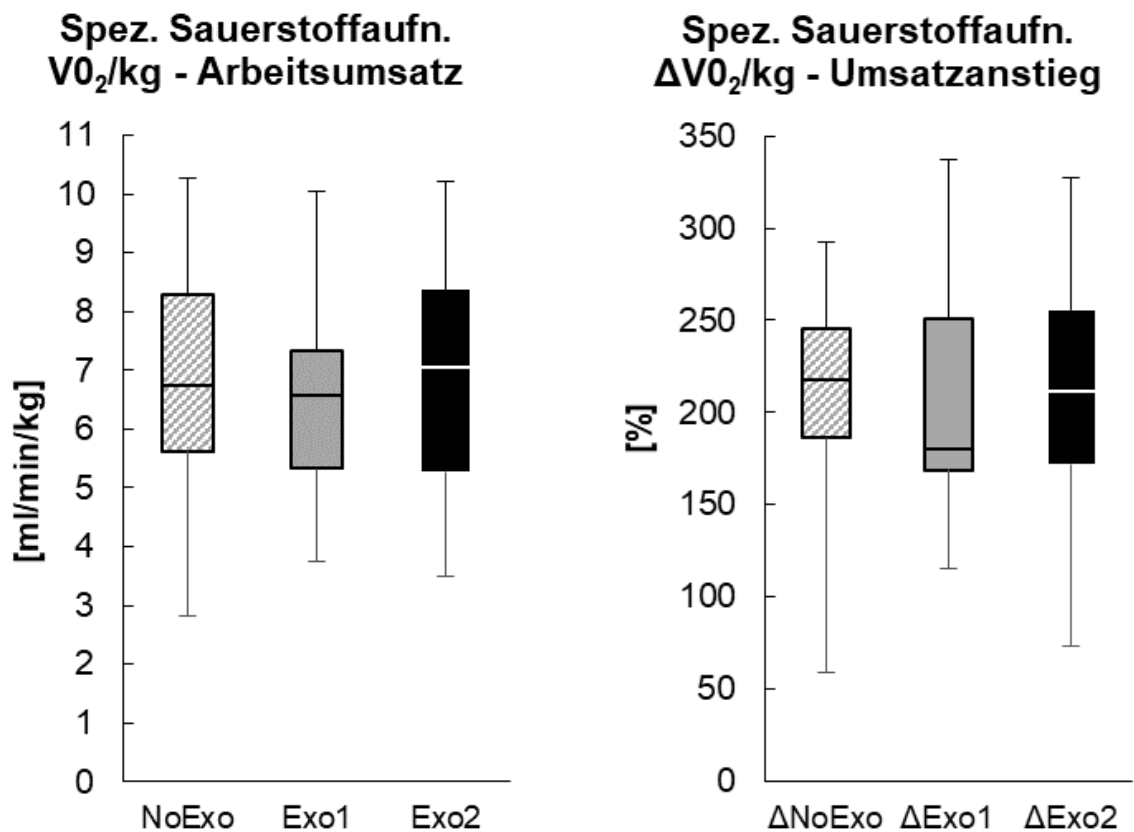


Abbildung Anhang 90: Spezifische Sauerstoffaufnahme, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

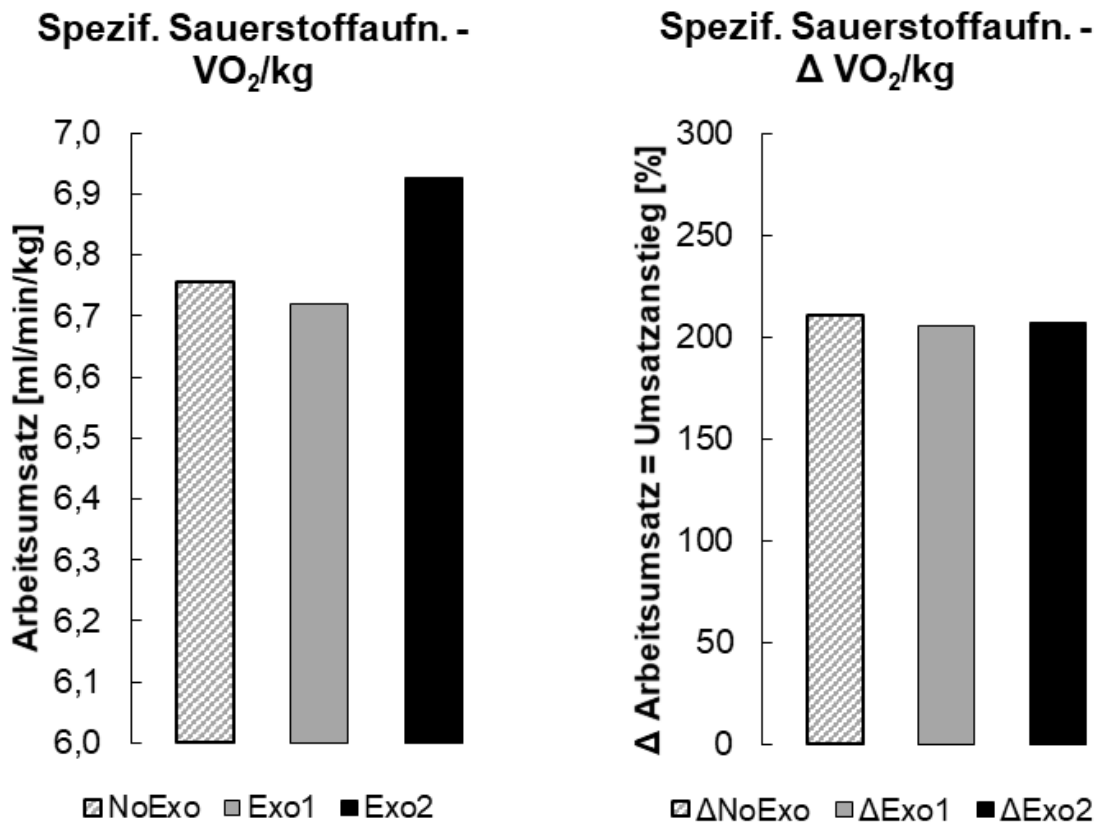


Abbildung Anhang 91: Spezifische Sauerstoffaufnahme, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)



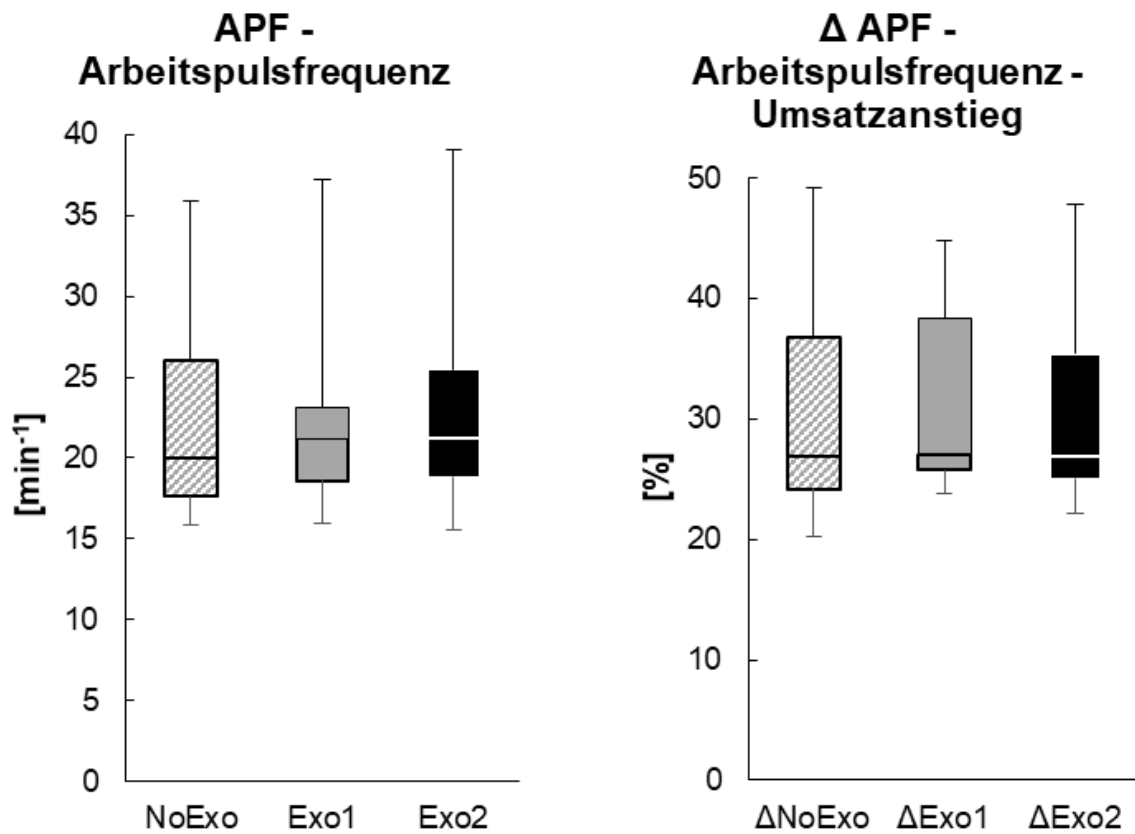


Abbildung Anhang 92: Arbeitspulsfrequenz, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

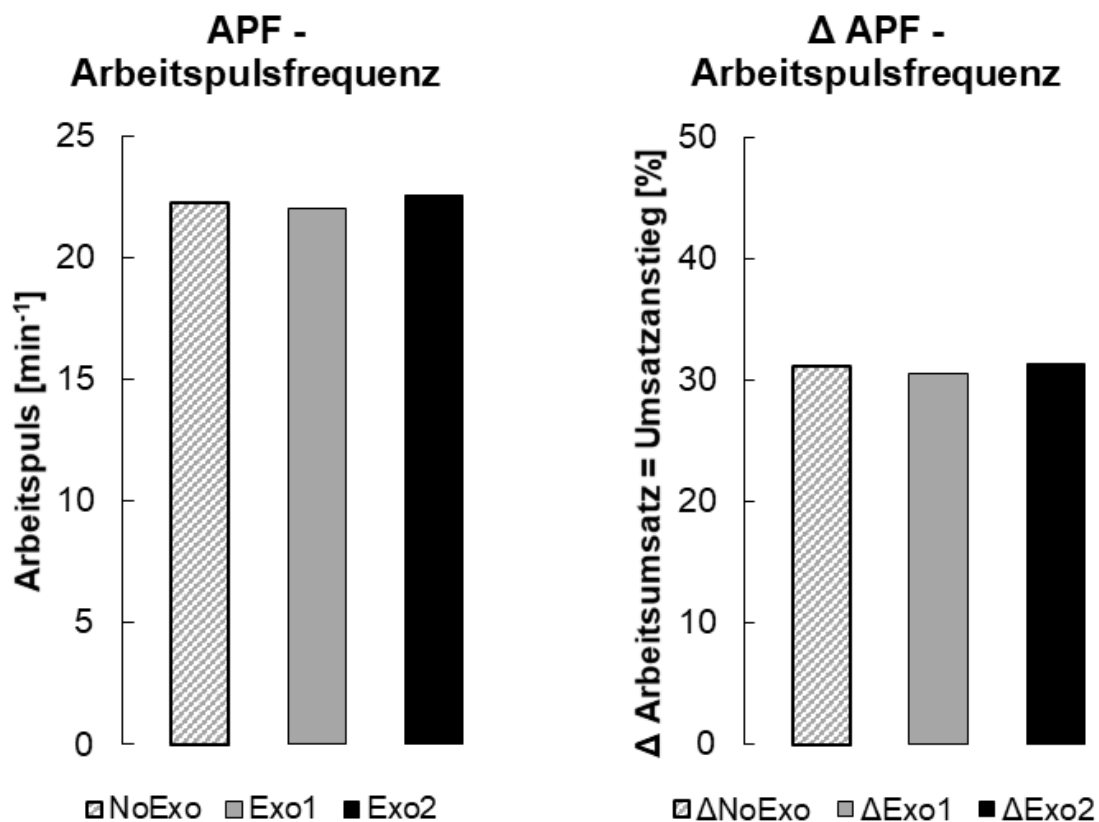


Abbildung Anhang 93: Arbeitspulsfrequenz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

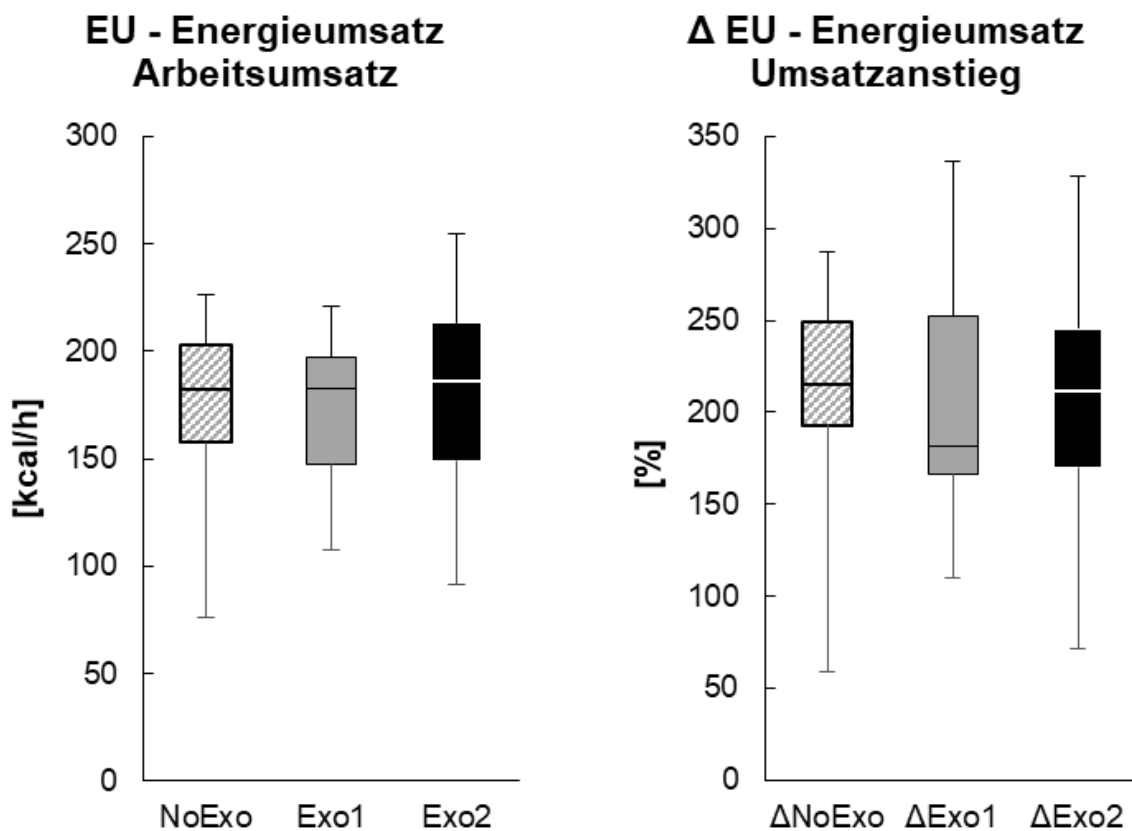


Abbildung Anhang 94: Energieumsatz, Arbeitsumsatz (links) und Umsatzanstieg (rechts) (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

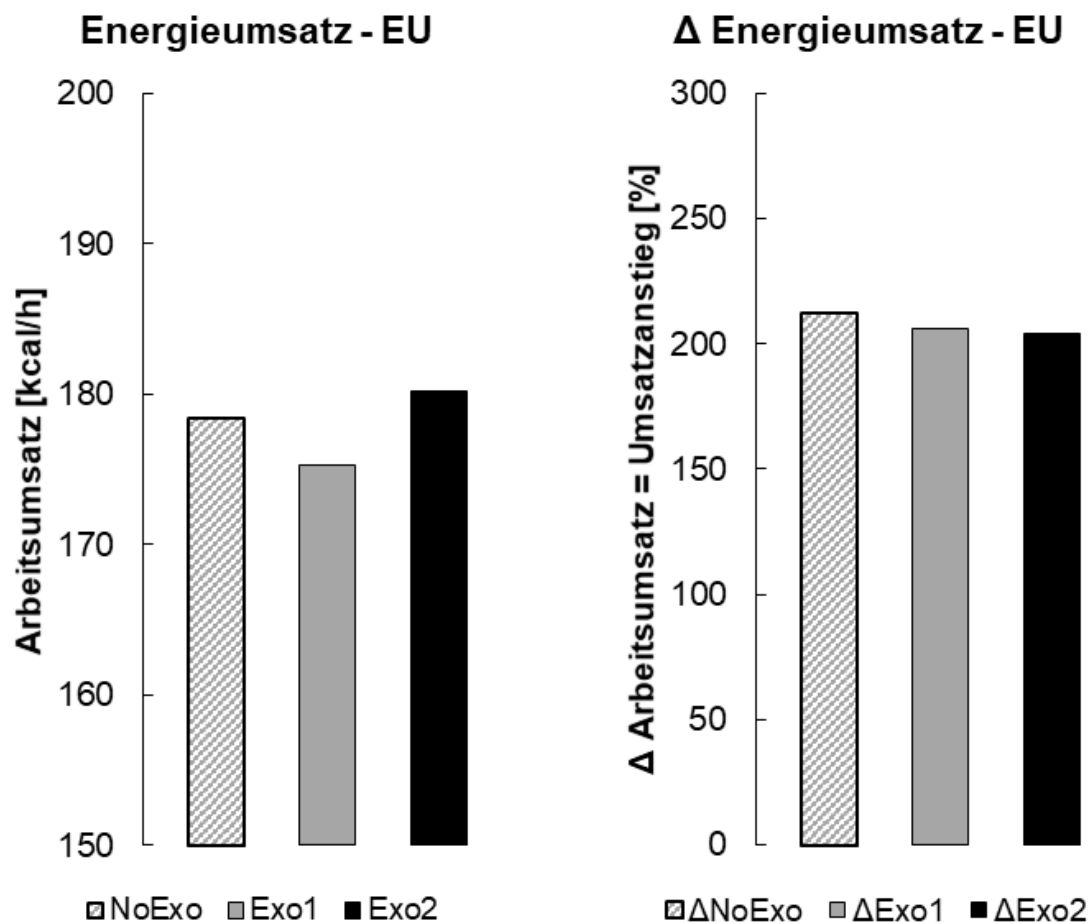
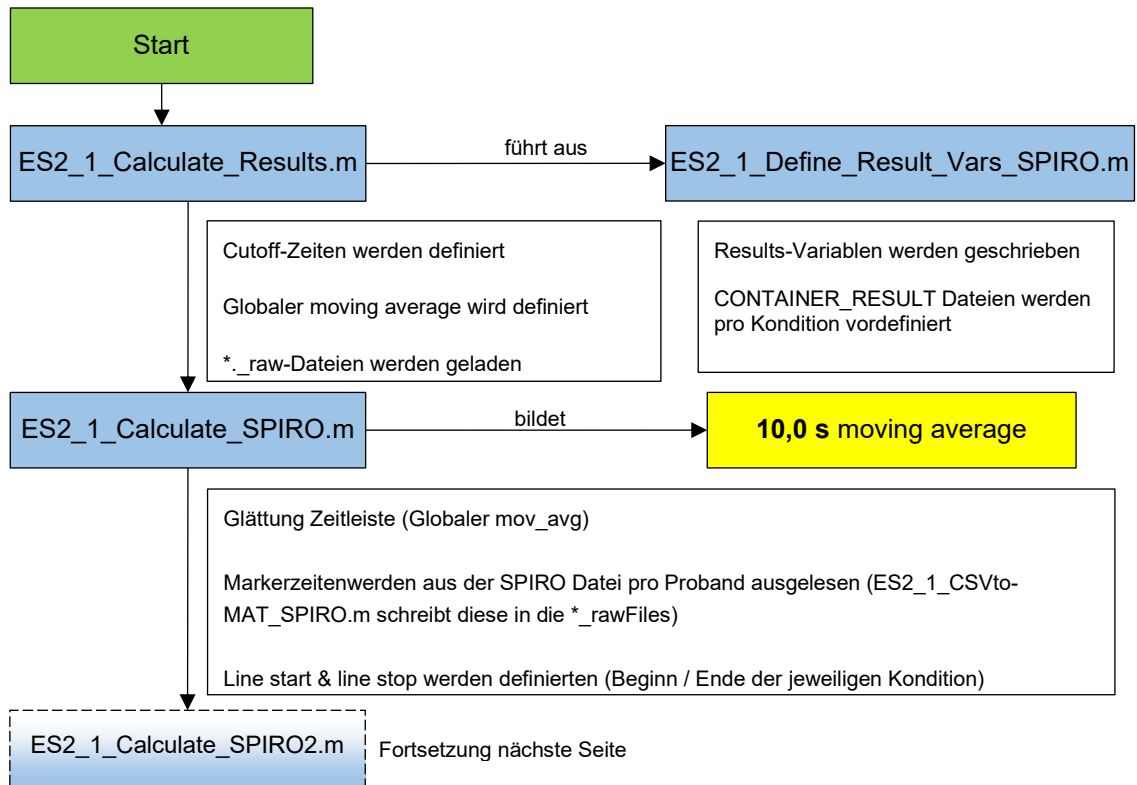
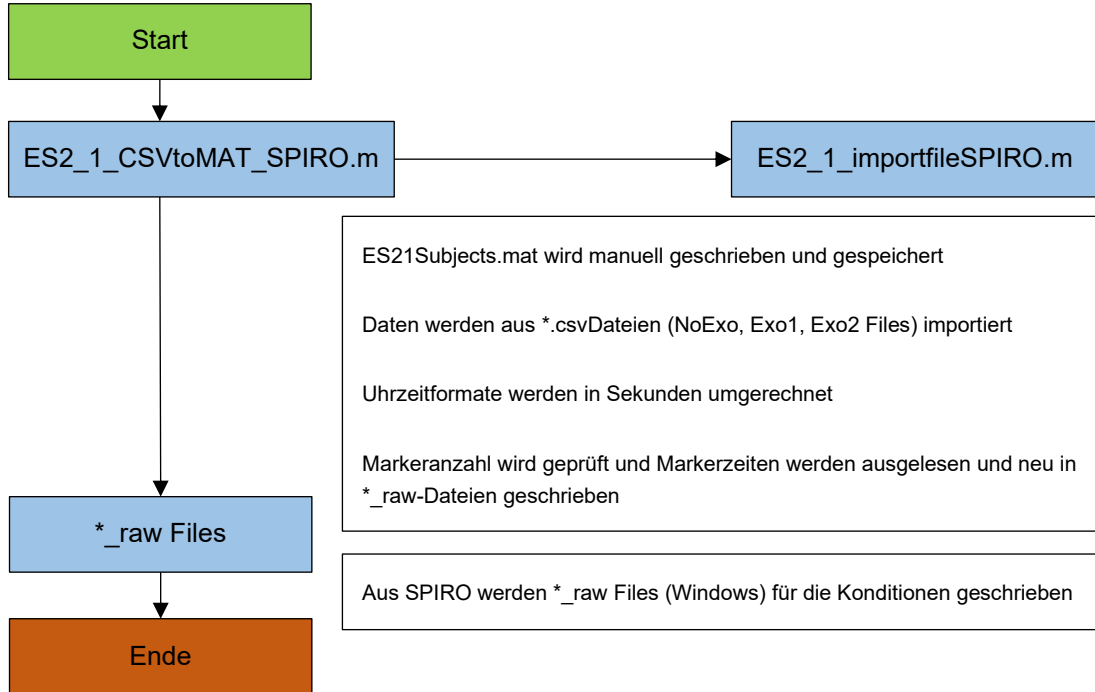
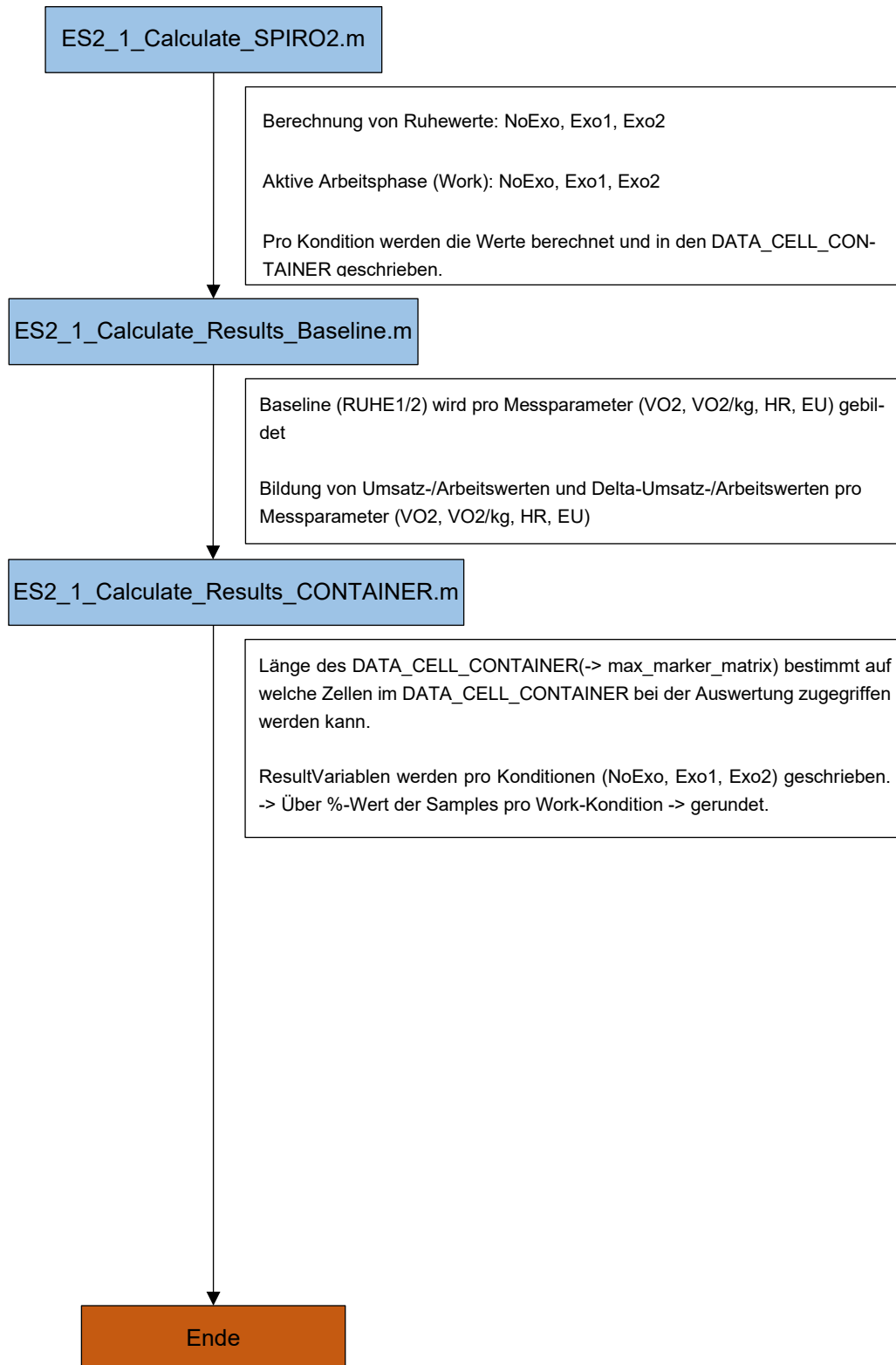


Abbildung Anhang 95: Energieumsatz, Werte für Arbeitsumsatz und Umsatzanstieg (nicht markiert:  $p \geq 0,05$  nicht signifikant, \*:  $p < 0,05$  signifikant, \*\*:  $p < 0,01$  hoch signifikant, \*\*\*:  $p < 0,001$  höchst signifikant)

APP-ES21-2: MATLAB Flussdiagramme

Ergospirometrie- und HF-Auswertung





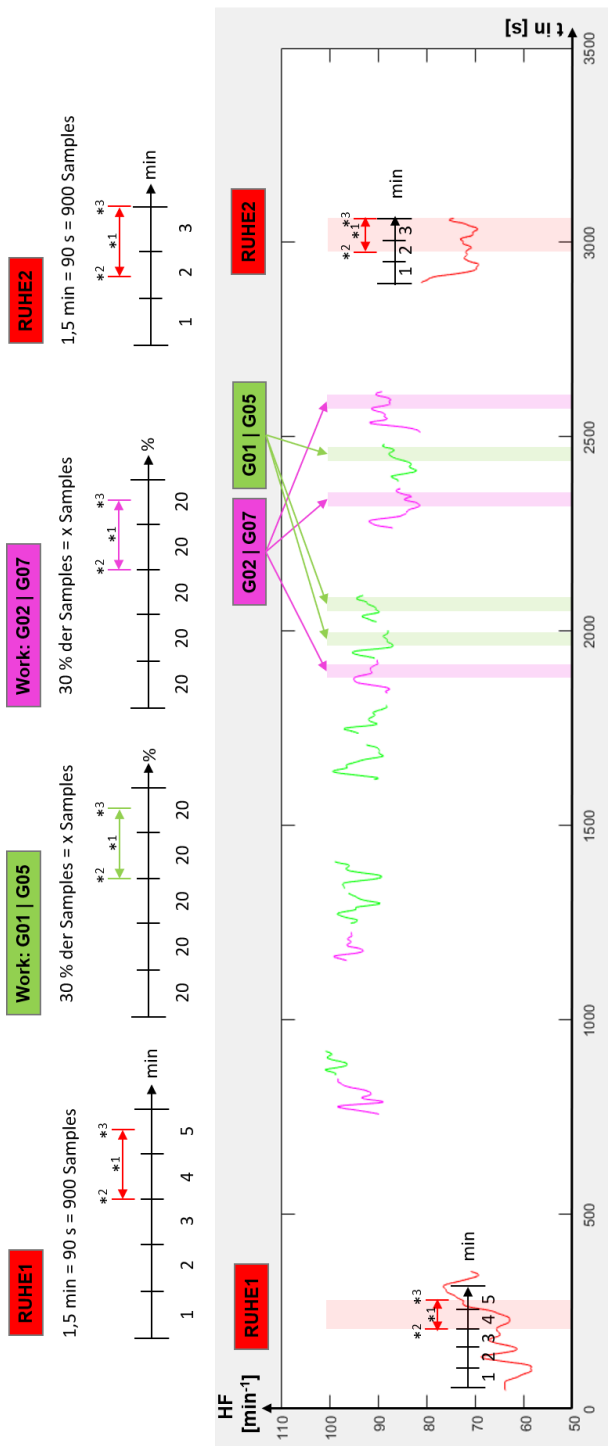


Abbildung Anhang 96: Schematische Darstellung des Datenfensters der RUHE1-/RUHE2-Bedingung (ROT) sowie der sowie der Arbeitsphase „Work“ (GRÜN/MAGENTA)

Elektronischer Anhang



*Elektronischer Anhang der Arbeit.  
QR-Code (Nutzung z.B. per Smartphone)  
oder Hyperlink:*

*<http://dx.doi.org/10.25819/fodasi/5>*