

Sonderdruck aus: ORTHOPÄDIE TECHNIK 06/19 –
Verlag Orthopädie-Technik, Dortmund

Th. Schmalz, J. Bornmann, B. Schirrmeister, J. Schändlinger,
M. Schuler

Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exoskeletts bei Überkopfarbeit

Mit freundlicher Empfehlung

ottobock.

Für weiterführende Informationen besuchen Sie: ottobock.com/industrials

Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exosketts bei Überkopfarbeit

Principle Study of the Effect of an Industrial Exoskeleton on Overhead Work

Arbeitsbedingte muskuloskeletale Erkrankungen zählen in Deutschland und Europa zu den häufigsten Gründen für Arbeitsunfähigkeit und sind ein bedeutender Kostenfaktor für Unternehmen und Gesundheitssysteme. Mit der Einführung von Exoskeletten wird angestrebt, arbeitsbedingte Überlastungen des Bewegungsapparats zu verringern. In diesem Kontext verbessert das Exoskelett „Paexo“ den Komfort bei Überkopftätigkeiten. In der hier vorgestellten Prinzipstudie werden in einer Laborsituation metabolische und elektromyografische Parameter während einer typischen Überkopfarbeit erhoben, um die Wirkung des Exosketts objektiv zu bewerten. Aus den Resultaten folgt, dass die Anwendung des Exosketts den metabolischen Aufwand des Nutzers signifikant verringert. Die elektromyografische Analyse belegt, dass mit dem Exoskelett insbesondere die Belastung der Schulterregion deutlich reduziert wird.

Schlüsselwörter: Exoskelett, Oberkörper-Exoskelett, Belastung des Bewegungsapparats, muskuloskeletale Erkrankungen

Work-related musculoskeletal disorders are some of the most common reasons for work disability in Germany and Europe and are a considerable cost factor for companies and healthcare systems. Exoskeletons have been developed in an attempt to minimise work-related stress of the musculoskeletal system. In this context, the „Paexo“ exoskeleton improves comfort during overhead work. In this principle study, metabolic and electromyographic parameters during typical overhead work were

measured in a laboratory situation in order to objectively evaluate the effect of the exoskeleton. The results showed that the use of the exoskeleton significantly reduces the metabolic cost of the user. The electromyographic analysis proves that strain in the shoulder region in particular is reduced by the exoskeleton.

Key words: exoskeleton, upper body exoskeleton, musculoskeletal stress, musculoskeletal disorders

Einleitung

Arbeitsbedingte muskuloskeletale Erkrankungen (MSE) sind in Deutschland und Europa der häufigste Grund für Arbeitsunfähigkeit und damit ein bedeutender Kostenfaktor für Unternehmen und Gesundheitssysteme [1]. Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin beziffert die Produktionsausfallkosten durch Krankheiten des Bewegungsapparats im Jahr 2016 für Deutschland auf 17,2 Mrd. Euro [2]. Überkopfarbeit kann dabei eine Ursache von MSE sein, die oft von Schmerzen begleitet sind. Dies gilt insbesondere, wenn Zusatzgewichte in Form von Werkzeugen gehalten werden müssen [3, 4, 5]. Bei Arbeiten mit erhobenen Armen über 90° Anteversion, die einen Anteil von mehr als 10 % der Arbeitszeit einnehmen, zeigt sich ein bis zu zwei Drittel erhöhtes Risiko von MSE im Schulterbereich. Hieraus kann man folgern, dass diese Haltungen im direkten Zusammenhang mit extrem erhöhten Belastungen des Schultergelenks stehen [6]. Ergonomische Maßnahmen wie der Einsatz von Handhabungshilfsmitteln (z. B. handgeführte Manipulatoren) haben sich in einigen Bereichen als vorteilhaft erwiesen. Jedoch

sind die geringe Nutzerakzeptanz aufgrund von Zeitverzögerungen, des erhöhten „Bewegungsaufwandes“ sowie der Mangel an notwendiger Flexibilität bei der Arbeitsausführung ein großer Nachteil [7]. Somit können diese industriellen Roboter die notwendige Flexibilität menschlicher Bewegungen in der Produktion momentan nicht adäquat ersetzen.

Eine Alternative zur Unterstützung von Überkopfarbeiten stellt die Nutzung von Exoskeletten dar. Exoskelette sind am Körper getragene externe Strukturen, die bei einer Vielzahl von Aufgaben unterstützend wirken können und somit in der Lage sind, die Leistung des Nutzers zu verbessern. Individuell an den Menschen angepasste Exoskelette haben das Potenzial, die beschriebenen Nachteile bisheriger Robotersysteme zu reduzieren. Dabei müssen sie den hohen Ansprüchen an Funktionalität, Sicherheit und Komfort im Arbeitsalltag entsprechen und zu einer hohen Akzeptanz führen. In diesem Kontext kommt dem objektiven Nachweis des Anwendernutzens eine große Bedeutung zu. Im vorliegenden Beitrag werden erste Untersuchungen vorgestellt, mit denen der Effekt eines passiven Exosketts bei einer typischen Überkopfarbeit messtechnisch erfasst und geprüft wird. Im Mittelpunkt stehen dabei sowohl die Erfassung metabolischer Parameter als auch die muskulär bedingte Belastung des Schultergelenks.

Methoden

Verwendetes Exoskelett

„Paexo“ (Abb. 1) ist ein neuartiges passives Exoskelett, das mit 1,9 kg äußerst leicht im Vergleich mit funktionell ähnlichen Systemen ist [8, 9].



Abb. 1a u. b Das verwendete Exoskelett in der vor- und rückseitigen Ansicht (a) und bei Arbeitsabläufen in der Automobilindustrie (b).

Die passiven Aktuatoren speichern die Energie aus der Bewegung und geben sie ab, wenn sie benötigt wird. Beim Tragen des Exosketts erfährt der Nutzer während des Arbeitens mit erhobenen Armen (Überkopftätigkeiten) eine spürbare Entlastung des Schultergelenks, indem das Armgewicht abhängig von der Haltung des Oberarms kompensiert wird. Die Oberarme sind dazu in einer Armschale gelagert, die über eine Schiene mit einem Gelenk verbunden ist. Dieses Gelenk ist mit einer beweglichen Strebe verbunden und kann sich ähnlich dem Schulterblatt über den Rücken bewegen. Die Kraft wird über einen Gurt in die Hüftregion eingeleitet (Prinzip Wanderrucksack). Die Streben auf dem Rücken können sich unabhängig voneinander bewegen und erlauben so eine vollständige Bewegungsfreiheit des Oberarms und des Rückens. Das Gelenk ist vollständig frei beweglich und befindet sich in Höhe des Schulterblattes. Über verschiedene Einstellmöglichkeiten kann das Exoskelett individuell an den Nutzer angepasst werden. Dabei sind in erster Linie die Einstellung anthropometrischer Größen sowie die Anpassung der Unterstützungskraft wichtig. Ist das Exoskelett bereits an den Nutzer angepasst, kann es in weniger als 20 Sekunden wie ein Wanderrucksack angelegt werden. „Paexo“ wurde zusammen mit Anwendern der Automobilindustrie entwickelt und in der Serienfertigung getestet [10].

Simulation einer typischen Überkopfarbeit unter Laborbedingungen

Zur Simulation einer typischen Überkopfarbeitssituation (Abb. 1) wurde im Biomechaniklabor ein modifiziertes Regal mit einem höhenverstellbaren Aufgabenmodul ausgestattet (Abb. 2a). Auf dem Modul befinden sich die Adaptionen für die über Kopf auszuführenden Aufgaben. Zur Schaffung gleicher Voraussetzungen für jeden Probanden wurden die Ösenhaken des Moduls auf Augenhöhe positioniert (Abb. 2b). Die Testaufgabe für die Probanden be-

stand darin, mit einem Akkuschrubber (1,5 kg) während der gesamten Messzeit mit der rechten oberen Extremität über Kopfhöhe zu arbeiten; die linke obere Extremität fungierte unterstützend (Aus- und Einschrauben von Schrauben, Abb. 3).

Probandengruppe

Als Probanden wurde eine Gruppe von 12 Personen ohne bekannte orthopädische oder neurologische Erkrankungen rekrutiert (24 ± 3 Jahre, 176 ± 15 cm, 73 ± 15 kg, 6 männlich, 6 weiblich). Die Probanden hatten keinerlei Vorerfahrung in der Nutzung von Exosketten.

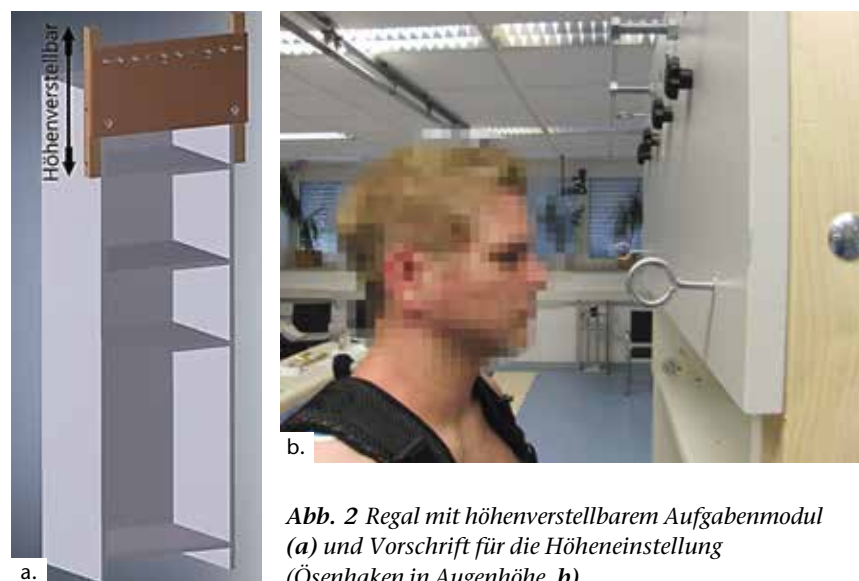


Abb. 2 Regal mit höhenverstellbarem Aufgabenmodul (a) und Vorschrift für die Höheneinstellung (Ösenhaken in Augenhöhe, b).



a.



b.



c.



d.

Abb. 3a-d Ausführung der Arbeitsaufgabe ohne (a, b) und mit (c, d) Exoskelett.

Versuchsdurchführung

Nach einer Erläuterung des Studiendesigns wurden alle Probanden in die korrekte Ausführung der Messaufgabe eingewiesen, einschließlich eines ca. 20-minütigen „Trainings“ mit komplett angelegter Messtechnik.

Für den eigentlichen Messablauf wurden die Probanden in zwei Gruppen eingeteilt: Die erste Gruppe führte die Aufgabe zweimal mit Exoskelett und einmal ohne Exoskelett (A-B-A) aus, die zweite Gruppe zweimal ohne Exoskelett und einmal mit Exoskelett (B-A-B). Hierdurch sollte die Auswirkung von Adaptationseffekten auf die Resultate minimiert werden. Die Messdauer jeder Ausführung betrug fünf Minuten, um das Erreichen des physiologischen „Steady-State“ zu gewährleisten. Die Pausenzeit zwischen jeder Einzelausführung betrug ca. 20 Minuten. Vor jeder Ausführung wurden in einer zweiminütigen sitzenden Position die Ruhewerte der metabolischen Parameter erfasst. Nach der Belastung erfolgte die Wertermittlung für weitere zwei Minuten ebenfalls in sitzender Position.

Die elektromyografischen Signale wurden von den Anteilen des M. deltoideus (acromialis, clavicularis und spinalis) und des M. trapezius (ascen-

dens, transversa und descendens) sowie des M. biceps brachii gemessen. Dies ermöglicht die Erfassung eines detaillierten Bildes der Aktivität der Schultermuskulatur während der Durchführung der Arbeitsaufgabe. Die Messung des M. triceps brachii war aufgrund der Armschalen nicht möglich.

Messtechnik

Metabolische Parameter

Die Messung der Sauerstoffaufnahme („O₂ rate“, Breath-by-Breath-Methode) erfolgte mit dem mobilen Ergospirometrysystem „MetaMax[®]3B“ (Cortex Biophysik GmbH, Leipzig, Deutschland). Bei dieser Messung ist die simultane Erfassung der Herzfrequenz mit einem Sporttester „T31“ integriert (Polar Electro GmbH, Büttelborn, Deutschland).

Elektromyografische Parameter

Zur Erfassung der elektromyografischen Parameter wurde das kabellose System „Noraxon Telemetry DTS“ (Noraxon, Scottsdale, USA; Messfrequenz 1000 Hz) genutzt. Dabei wurden Elektroden vom Typ „Blue Sensor P“ (Ambu GmbH, Frankfurt, Deutschland) verwendet.

Datenaufbereitung

Metabolische Parameter

Zur Bestimmung der Ruhewerte (Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz) wurden alle Werte der jeweils letzten Minute vor der Ausführung der Messaufgabe gemittelt. Aus den Daten der fünfminütigen Messaufgabe wurden ebenfalls die Mittelwerte der letzten Minute, also im anzunehmenden „Steady-State“, berechnet. In der letzten Minute der abschließenden Ruhemessung erfolgte eine weitere Datenerhebung. Die beschriebene Parameterermittlung wurde für die Messdurchgänge mit und ohne Exoskelett gleichermaßen angewendet. Die Werte aller Probanden bildeten die Grundlage für die Errechnung der Gruppenmittelwerte beider Messsituationen.

Elektromyografische Parameter

Die Rohsignale der EMG-Werte wurden gleichgerichtet und Artefakte (u. a. „Übersprechen“ von EKG-Signalen) durch spezielle Algorithmen eliminiert [11]. Abschließend erfolgte eine Signalglättung mit einem RMS-Filter (Fenstergröße 100 ms). Aus den fünfminütigen Aufzeichnungen wurde ein Amplitudenmittelwert für jeden Muskel gebildet, Basis für die Gruppenmittelwerte der beiden zu vergleichenden Situationen.

Zur Bestimmung der Muskelermüdung wurde der „Muscle Fatigue Index“ (MFI) bestimmt [12]. Dieser Index beschreibt eine Verschiebung der mittleren Frequenz des elektromyografischen Signals in Richtung niedriger Frequenzen, wenn ein Muskel unter näherungsweise statischen Bedingungen ermüdet. Dazu wurde die gesamte Zeitreihe des Roh-EMG in zehnstufige Perioden (P) unterteilt und in jedem dieser Abschnitte die mittlere Frequenz bestimmt. Der Anstieg der Regressionsgeraden, die sich aus den mittleren Frequenzen im Zeitverlauf errechnen lässt, bildet den numerischen Wert des MFI. Der MFI wird dabei in der Einheit (s*P)⁻¹ angegeben. Negative Werte repräsentieren die Ermüdung eines Muskels.

Statistik

Zur Prüfung von Unterschieden zwischen den Gruppenmittelwerten wurde der nichtparametrische Wilcoxon-Test verwendet. Als Signifikanzniveau

wurden die Irrtumswahrscheinlichkeiten $p < 0.05$ (signifikante Differenz) und $p < 0.01$ (hochsignifikante Differenz) festgelegt.

Ergebnisse

Metabolische Parameter

Die gemessenen Ruhewerte vor und nach der Belastung zeigen für die Messdurchgänge mit und ohne Exoskelett sowohl für Sauerstoffaufnahme als auch Herzfrequenz keine signifikanten Differenzen. Während der Arbeitsaufgabe wurde eine signifikante Reduktion der Herzfrequenz um 7 % und für die Sauerstoffaufnahme um 11 % gemessen, wenn das Exoskelett genutzt wird (Abb. 4 u. 5).

Elektromyografische Parameter

Für die Parameter, die sich aus der mittleren EMG-Amplitude ableiten, ergeben sich ausnahmslos signifikante Effekte, deren Ausprägung muskelspezifisch ist. Die mittlere Amplitude sinkt bei Nutzung des Exosketts für alle Anteile des M. deltoideus und für den M. biceps brachii zwischen 40 und 48 %, für die Anteile des M. trapezius zwischen 18 und 34 % (Abb. 6).

Der Muskelermüdungsindex MFI beträgt ohne Exoskelett zwischen -0.44 und -0.62 (s^*P)⁻¹ für die Anteile des M. deltoideus sowie für den M. biceps brachii und sinkt für diese Muskeln signifikant auf Werte zwischen -0.08 und -0.21 (s^*P)⁻¹, wenn die Arbeitsaufgabe mit Exoskelett ausgeführt wird. Der MFI für die Anteile des M. trapezius ist ohne Exoskelett verglichen mit den anderen analysierten Muskelanteilen deutlich geringer. Mit Exoskelett wurde eine signifikante Reduktion des Parameters für den unteren Anteil dieses Muskels gemessen (Abb. 7).

Diskussion

Mit der vorliegenden Prinzipstudie soll die biomechanische Wirkung des Exosketts „Paexo“ im Rahmen einer Laborsituation, die den Bedingungen realer Arbeitsabläufe nahekommt, mit objektiven Messverfahren untersucht werden. In der Arbeitsmedizin gilt die (Oberflächen-)Elektromyografie als Standardverfahren, um die individuelle Muskelbeanspruchung und -ermüdung zu testen [13]. Der parallel

erfasste Sauerstoffverbrauch kann unter definierten Bedingungen (Belastungsintensität nicht im maximalen Bereich und Belastungszeit nicht über etwa 30 Minuten) als Indikator für den metabolischen Energieverbrauch angesehen werden [14]. Zusammen mit der Herzfrequenz ist die Sauerstoffaufnahme somit ein Maß für die Gesamtbeanspruchung des Organismus bei nichtmaximaler Arbeit, die aus physiologischer Sicht durch das Erreichen eines „Steady-State“-Niveaus gekennzeichnet ist [15].

Die nichtsignifikanten Differenzen der Ruhewerte der metabolischen Parameter belegen, dass die im Versuchsdesign festgelegten Pausenzeiten zu einer vollständigen Er-

holung der Probanden führen und dass somit die Vergleiche der Arbeitsaufgaben aussagekräftig sind. Die bei Nutzung des Exosketts ermittelten reduzierten Werte für Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme entsprechen einer Reduktion der Gesamtbeanspruchung des Organismus, die in ähnlicher Weise in einer früheren Studie ermittelt wurden [16]. Die Stärke des Effekts, der für den Nutzer des Systems deutlich positiv spürbar ist [16], wurde in einer solchen Größenordnung beispielsweise im Bereich orthetischer Hilfsmittel nur bei Vergleichen von Komponenten nachgewiesen, die extrem differente Funktionsprinzipien aufweisen [17, 18].

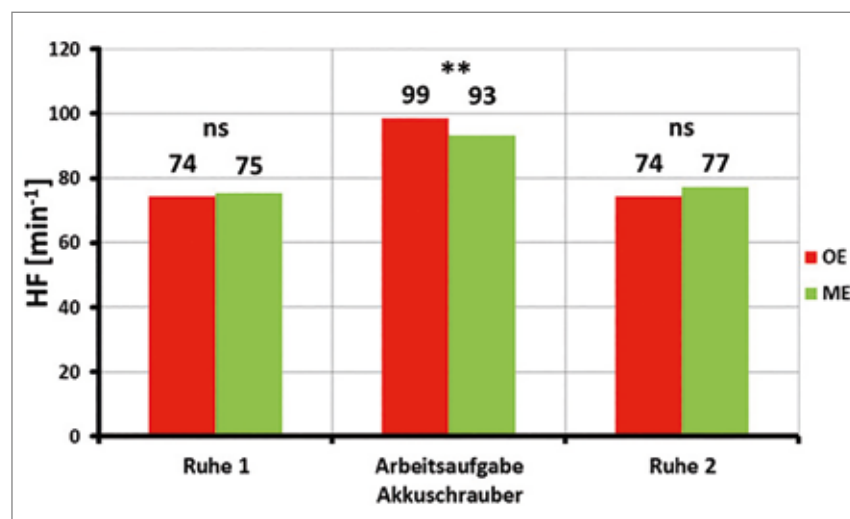


Abb. 4 Mittelwerte der Herzfrequenz (HF) für Ruhemessungen und Arbeitsaufgabe mit Exoskelett (ME) und ohne Exoskelett (OE; ns: nicht signifikant; **: signifikante Differenz mit $p < 0.01$).

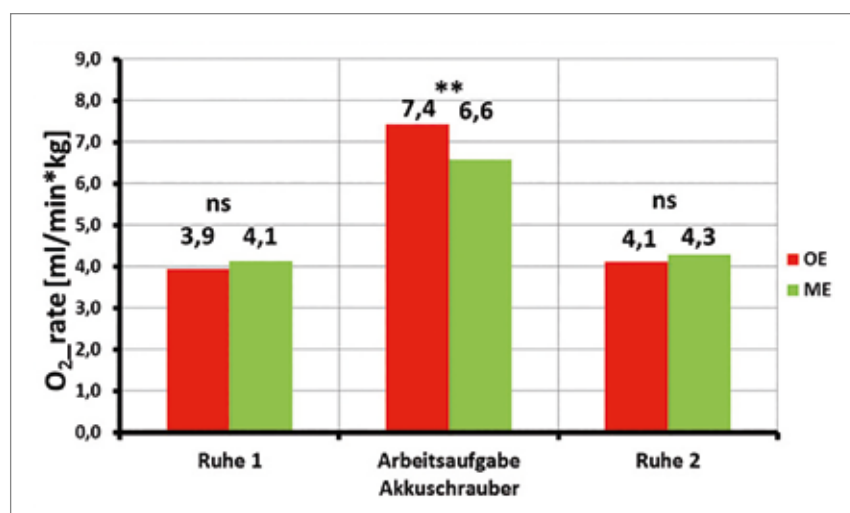


Abb. 5 Mittelwerte der Sauerstoffaufnahme (O_2_rate) der Ruhemessungen und Arbeitsaufgabe mit Exoskelett (ME) und ohne Exoskelett (OE).

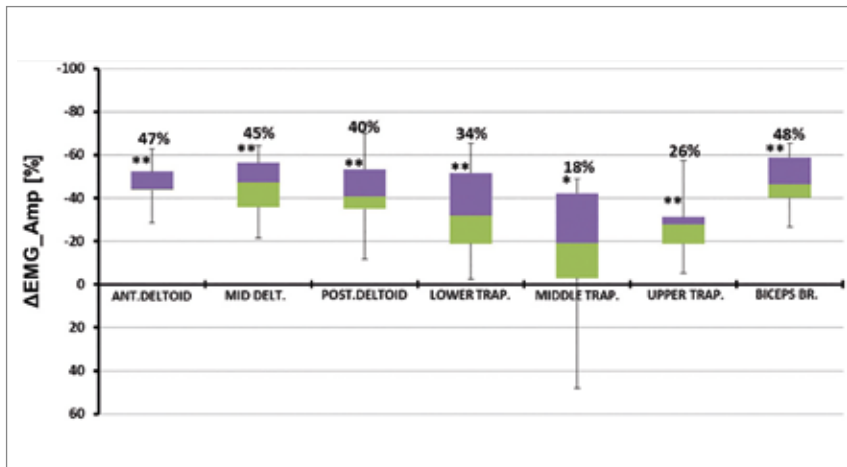


Abb. 6 Mittlere prozentuale Änderung der gemittelten EMG-Amplitude (ΔEMG_Amp) während der Arbeitsaufgabe durch das Tragen des Exoskeletts im Vergleich der beiden Situationen (negatives Vorzeichen: EMG-Amplitude sinkt durch die Nutzung des Exoskeletts; *, **: signifikante Differenz mit $p < 0.05$ bzw. $p < 0.01$).

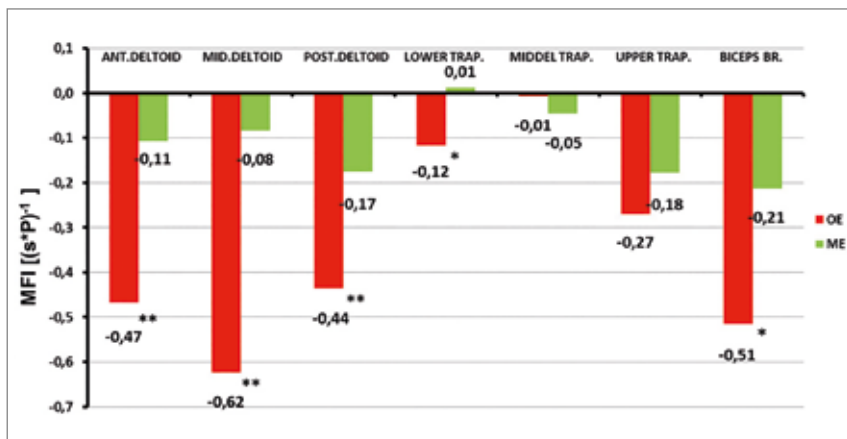


Abb. 7 Mittlerer Muskelermüdungsindex (MFI) während der Arbeitsaufgabe im Vergleich ohne Exoskelett (OE) und mit Exoskelett (ME; ns: Differenz ist nicht signifikant; *, **: signifikante Differenz mit $p < 0.05$ bzw. $p < 0.01$; PA: Periodenanzahl).

Die elektromyografischen Parameter dokumentieren in eindeutiger Weise die drastische Reduktion der muskulären Beanspruchung, wenn der Anwender das Exoskelett nutzt. Die Resultate korrelieren mit Befunden aus anderen Arbeiten, die ähnliche Effekte für einzelne Muskeln im Bereich der Schulter nachwiesen [16, 19]. Mit der vorliegenden Untersuchung ist aufgrund der komplexen Erfassung mehrerer Muskelgruppen erkennbar, dass die Reduktion der muskulären Beanspruchung in den Anteilen des M. deltoideus und im M. biceps brachii am stärksten ausgeprägt ist. Da zudem die beiden Arbeitsaufgaben in vergleichbaren Gelenkwinkelstellungen ausgeführt wurden (Abb. 3), kann aus den Befunden im Sinne

einer Plausibilitätsbetrachtung geschlossen werden, dass die notwendigen Muskelkräfte insbesondere im M. deltoideus beträchtlich reduziert sind [20]. Eine Folge der Reduktion von Muskelkräften ist die Reduktion der internen Gelenkkompressionskräfte, was aus prognostischer Sicht über längere Zeiträume zu verringerten Verschleißerscheinungen führen könnte [20, 21].

Bei der Analyse der Werte für den Muskelermüdungsindex ist zu beachten, dass die Bestimmung des MFI für statische Bedingungen gültig ist [13, 23]. Die hier untersuchte Arbeitsaufgabe kann näherungsweise als statisch beschrieben werden. Die ermittelte Reduktion des MFI, gleichbedeutend mit einer drastischen

Verringerung der lokalen Muskelermüdung bei Nutzung des Exoskeletts, ist wiederum muskelspezifisch (stärkste Effekte im M. deltoideus und im M. biceps brachii). Die Verringerung des MFI korreliert auch mit den metabolischen Werten, da unter aeroben Energiebereitstellungsprozessen eine verringerte Sauerstoffaufnahme ein Maß für eine verringerte notwendige Versorgung des Skelettmuskels mit Sauerstoff ist [14].

Fazit und Ausblick

Die Ergebnisse zeigen, dass die Verwendung des getesteten Exoskeletts prinzipiell zu einer Belastungsreduktion in der zu unterstützenden Schulterregion führt. Die auch unmittelbar positiv empfundene Wirkung ist demzufolge mit einer hohen Akzeptanz durch den Nutzer verbunden. Um zu testen, ob diese Belastungsreduktion auch für komplexe Anwendungsfälle und variierende Nutzergruppen als zutreffend anzunehmen ist, werden in Zukunft weitere wissenschaftliche Untersuchungen mit unterschiedlichen Probandengruppen und in Form von Feldstudien durchgeführt. Der heutige Wissens- und Forschungsstand lässt noch keine verlässlichen Aussagen hinsichtlich einer langjährigen generellen positiven gesundheitlichen Wirkung der Belastungsreduktion und der Umverteilung von Kräften im Kontext des Berufsalltags zu [23]. Dies unterstreicht ebenfalls die Notwendigkeit weiterer systematischer Untersuchungen. Dadurch wird auch sichergestellt, dass neue Erkenntnisse in die zukünftige Entwicklung industrieller Exoskelette einfließen können. Dabei ist der Dialog zwischen Anwendern, Arbeitswissenschaftlern und Herstellern essentiell. Der primäre Aspekt dabei ist das Wohl des Nutzers mit der bestmöglichen Entsprechung seiner Bedürfnisse, um eine möglichst hohe Anwenderakzeptanz sicherzustellen.

Für die Autoren:

Dr. Thomas Schmalz
 Ottobock SE & Co. KGaA, Bereich Clinical
 Research & Services/Biomechanics
 Hermann-Rein-Straße 2a
 37075 Göttingen
 schmalz@ottobock.de

Begutachteter Beitrag/reviewed paper

Literatur:

- [1] Podniece Z, Taylor TN. Work-related musculoskeletal disorders: prevention report (Hrsg.: European Agency for Safety and Health at Work). Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2008. https://osha.europa.eu/en/tools-and-publications/publications/reports/en_TE8107132ENC.pdf (Zugriff am 12.02.2019)
- [2] Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit – Berichtsjahr 2016. Unfallverhütungsbericht Arbeit. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, 2017. https://www.baua.de/DE/Angebote/Publikationen/Berichte/pdf/Suga-2016-barrierefrei.pdf?__blob=publicationFile&v=2 (Zugriff am 12.02.2019)
- [3] Walker-Bone KE, Palmer KT, Reading I, Cooper C. Soft-tissue rheumatic disorders of the neck and upper limb: prevalence and risk factors. *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 2003; 33 (3): 185–203
- [4] Frost P, Bonde JPE, Mikkelsen S, Andersen JH, Fallentin N, Kaergaard A, Thomsen JF. Risk of shoulder tendinitis in relation to shoulder loads in monotonous repetitive work. *Am J Ind Med*, 2002; 41 (1): 11–18
- [5] Lawaczeck M. Zur ergonomischen Beurteilung von Montagetätigkeiten in der Automobilindustrie. Stuttgart: Ergon, 2001
- [6] Grieve J, Dickerson C. Overhead work: Identification of evidence-based exposure guidelines. *Occupational Ergonomics*, 2008; 1: 53–66
- [7] Reinhart G, Prasch M, Loy M, Schur S. Ergonomie und Effizienz durch Manipulatoren: Kriterien zum Handhabungshilfsmittelinsatz in der Serienmontage bei geringen und mittleren Lasten. *wt-online*, 2006; 9: 569–574
- [8] Kim S, Nussbaum MA, Mokhlespour Esfahami M, Alemi MM, Alabdulkarim S, Rashedi E. 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. *Appl Ergon*, 2018; 70: 315–322
- [9] Van Engelhoven L, Poon N, Kazerooni H. Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. *Proc Hum Fact Ergonom Soc Ann Meet*, 2018; 62 (1): 804–808
- [10] Volkswagen AG. Produktion der Zukunft: Exoskelette unterstützen Mitarbeiter am Standort Bratislava [Video]. <https://www.youtube.com/watch?v=AyIgUcxBOHA> (Zugriff am 20.08.2018)
- [11] Hof AL. A simple method to remove ECG artifacts from trunk muscle EMG signals. *J Electromyogr Kinesiol*, 2009; 19: 554–555
- [12] DeLuca CJ, Knaflitz M. *Surface Electromyography: What's new?* Torino: CLUT, 1992
- [13] Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM). S2k-Leitlinie „Oberflächen-Elektromyografie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft“ (AWMF-Leitlinienregister Nr. 002-016). Stand: 31.03.2013 (in Überarbeitung), gültig bis 31.03.2018. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/002-016l_S2k_Oberfl%C3%A4chen_Elektromyographie_2013-03-abgelaufen.pdf (Zugriff am 12.02.2019)
- [14] deMaree H. *Sportphysiologie*. Hellenthal: Sportverlag Strauß, 2003
- [15] Schmidt R, Lang F, Heckmann M. *Physiologie des Menschen*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011
- [16] Rashedi E, Kim S, Nussbaum MA, Agnew MJ. Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics*, 2014; 57 (12): 1864–1874
- [17] Drewitz H, Schmalz T, Blumentritt S. Biomechanische Wirkung von dynamischen GRAFOs bei Patienten mit Kauergang. *Orthopädie Technik*, 2013; 64 (7): 1–10
- [18] Schmalz T, Pröbsting E. Mikroprozessorgesteuerte Komponenten in der Beinorthetik. *Medizintechnik*, 2016; 136 (2): 20–23
- [19] Spada S, Ghibaudo L, Carnazzo C, Gastaldi L, Cavatorta MP. Passive Upper Limb Exoskeletons: An Experimental Campaign with Workers. In: Bagnara S, Tartaglia R, Albolino S, Alexander T, Fujita Y (eds). *Proceedings of the 20th Congress of the International Ergonomics Association (IEA 2018)*. Cham: Springer, 2019: 230–239
- [20] Winter D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken: John Wiley & Sons, 2009
- [21] Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G, Drerup B. *Orthopädische Biomechanik*. 2., erweiterte Aufl. Münster: Monsenstein und Vannerdat, 2012. <http://www.nbn-resolving.de/urn:nbn:de:hbz:6-41489479306> (Zugriff am 12.02.2019)
- [22] Konrad P. *EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Version 1.1. Köln: Velamed GmbH, 2011. <http://www.velamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf> (Zugriff am 12.02.2019)
- [23] Steinhilber B, Seibt R, Luger T. Einsatz von Exoskeletten im beruflichen Kontext – Wirkung und Nebenwirkung. *ASU Arbeitsmed Sozialmed Umweltmed*, 2018; 53: 662–664

