

Steharbeitsplätze mit Lastenhandhabung: Einfluss des Belastungswechsels auf Muskelbeanspruchung und Beschwerdeempfinden

Christiane KAMUSELLA, Martin SCHMAUDER

*Professur für Arbeitswissenschaft,
Institut für Technische Logistik und Arbeitssysteme,
Fakultät Maschinenwesen, Technische Universität Dresden
D-01062 Dresden*

Kurzfassung: Um Beanspruchungseffekten körperlich anstrengender Tätigkeiten zu begegnen, stellen Belastungswechsel mögliche arbeitsorganisatorische Lösungsansätze dar.

Bisherige Ergonomieverfahren berücksichtigen zeitliche Wechsel von Belastungsmerkmalen nicht, so dass sich mögliche Effekte nicht abbilden lassen. In einer Studie wurde die Wirkung der Belastungswechsel Stehen incl. Lastenhandhabung mit reinem Stehen analysiert. Untersucht wurde hauptsächlich das muskuläre Aktivitätsniveau der dynamischen Lastenhandhabung im Vergleich zur statischen Stehbelastung. Sofern Einflüsse der Periodendauer von Belastungswechseln relevant sind, können diese in künftige präventive Gestaltungsmodelle und zur Erweiterung des ergonomischen Methodeninventars einfließen.

Schlüsselwörter: Ödembildung, BORG-Skala, Muskelermüdung, Stehen, Lastenhandhabung, Oberflächenelektromyographie

1. Hintergrund und Zielsetzung

Etwa 50 % aller erwerbsfähigen Männer und Frauen arbeiten im Stehen, ca. 25 % mit Lastenhandhabung (BAuA 2017). Physische Belastungen wirken auf die Energieversorgung der Muskulatur. Versorgungsdefizite führen zu erhöhter individueller Beanspruchung, die als lokale Muskelermüdung mit zeitweiligen Beschwerden und zunehmend als globale körperliche Ermüdung erlebt wird. In Folge können gesundheitliche Störungen und Schädigungen entstehen. I. Allg. verschlechtert sich im Alter die physische Leistungsfähigkeit, was bei gleicher Belastung aus der Arbeitsaufgabe zu einer höheren Beanspruchung führen und dieser Effekt durch körperlich anstrengende Tätigkeiten verstärkt werden kann. In der Praxis versucht man, dem über eine vorwiegend technische Ausgestaltung der Arbeitsbedingungen am Arbeitsplatz zu begegnen, stößt jedoch bei einer optimalen ergonomischen Planung an Grenzen. Neben Primärmaßnahmen der Arbeitsplatzgestaltung spielen demnach arbeitsorganisatorische Konzepte eine Rolle, die Belastungen begrenzen bzw. muskuläre Ermüdung über entsprechende Erholungsphasen durch Belastungswechsel im gewissen Grad kompensieren helfen.

Die nach Beurteilungsniveau einzuordnenden Screening- oder Expertenverfahren zur Bewertung physischer Belastungen liefern Punktwerte für das Gesundheitsrisiko einer gegebenen Gestaltungssituation. Dafür werden den Belastungsmerkmalen Risikofaktoren zugeordnet. Werden wirksame Gestaltungsansätze gesucht, stellen die Belastungsmerkmale in ihren zu beeinflussenden Ausprägungen Stellschrauben zur

Veränderung der Belastungssituation dar. Lösungsansätze werden dann gezielt für eine Merkmalsausprägung gesucht, die das Gesamtergebnis positiv beeinflusst, d.h. den Gesamtrisikowert senkt. Belastungsmerkmale sind dabei Belastungshöhe und Belastungsdauer (in Form von Zeit und Häufigkeit der Einzelereignisse). Insbesondere die Belastungsdauer bildet bislang in Ergonomiebewertungsverfahren noch ungenügend die Wirkung von Belastungswechseln, basierend auf Beanspruchungsparametern, ab. Die Verfahren werten eine Belastungssituation, bei der 500 Lasten zeitlich kompakt hintereinander oder über den Tag verteilt gehandhabt werden, gleich. Screeningverfahren für einzelne Belastungsarten bewerten vorwiegend homogen auftretende Belastungsmerkmale. Für heterogene Prozessabläufe existieren in Expertenverfahren Regeln für deren Zusammenfassung zu einem Risikowert. Regelgrößen zur beanspruchungsgerechten Beeinflussung von Belastungsmerkmalen fehlen darin.

Vergleiche zwischen der Muskelbeanspruchung bei reiner Steharbeit und bei Steharbeit mit Lastenhandhabung sind nicht bekannt. Bislang ist nicht ausreichend geklärt, wie sich zusätzliche Lastenhandhabung (LHH) während einer Stehexposition und bestimmte Belastungs-Wechsel während dieser Exposition und im Vergleich zu reiner Stehexposition auf die Beanspruchung auswirken. Das Ziel ist es daher, verschiedene Belastungswechsel-Situationen in einer Studie unter Laborbedingungen zu untersuchen und Erkenntnisse zur Beanspruchungswirkung zu gewinnen. Die unabhängigen Variablen sind dabei der zeitliche Steh- und Lastenhandhabungsanteil und dessen Verteilung (Periodendauer) in der Gesamtexposition sowie Alter und Geschlecht der Probanden.

2. Untersuchungsmethoden

Physiologische Wirkungen von Risikofaktoren wie prolongiertes Stehen, Lastenhandhabung in ungünstigen Körperhaltungen und in entsprechenden Häufigkeiten sind u.a. Ermüdung des aktiven Muskelsystems, Auswirkung auf das Nervensystem mit subjektiven Symptomen wie Schmerzen und Anstrengung sowie chronisches Ödem und Varizen, s. Liebers et al. 2016; Arbeitsmedizinische S1-Leitlinie 2013).

Daher können diese Wirkungskriterien für eine Untersuchung unter standardisierten Bedingungen als Ersatzkenngrößen für ein erhöhtes Risiko von Muskel-Skelett-Beschwerden angesehen werden. In der konzipierten Laborstudie wurden die in Tabelle 1 genannten Surrogatparameter als Kenngrößen verwendet. Zu deren Erfassung sind die ebenfalls in Tabelle 1 gelisteten Messmethoden und Messgrößen verwendet worden, um daran die Wirkung der Studienergebnisse zu werten und zu interpretieren.

An der Studie nahmen insgesamt 16 männliche gesunde Probanden (Studenten der TU Dresden, 18 bis 30 Jahre) teil. Je Proband wurden drei Versuchstage mit verschiedenen Belastungswechsel-Situationen zu je zwei Stunden durchgeführt.

Zur Messung der Muskeleigenaktivität kam die bipolare Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) mittels Klebeelektroden zum Einsatz, die für die Ableitung der myoelektrischen Aktivität oberflächennaher Muskeln geeignet ist. In der Laborstudie erfolgte eine symmetrische Muskelmessung an drei Muskelpaaren.

Diese waren:

- innerer Wadenmuskel *Musculus gastrocnemius medialis* (rechts & links)
Dieser eignet sich besonders gut für die Untersuchung der Stehphasen und lässt Schlüsse über Zusammenhänge zwischen Muskelermüdung und

Ödembildung zu. Außerdem soll beobachtet werden, welchen Einfluss die Lastenhandhabung, die zwar primär den Oberkörper betrifft, auch auf die Beanspruchung der Muskulatur der unteren Extremitäten während der Ausbalancierung des Körpers hat.

- wirbelsäulennahe Muskulatur (Musculus longissimus) in Höhe Pars thoraci-ca 5 -6 sowie Pars lumbalis 1 (beide jeweils rechts und links)
 Hierfür sprechen deren intensive Beanspruchung während der Lastenhandhabung und deren physiologische Besonderheit. Während Flexion und Extension des Oberkörpers wirken die antagonistischen Bauchmuskeln nur sehr indirekt über ihren Ursprung am unteren Thorax, was quantitative eA-Werte des vom Kreuzbein bis zum Kopf reichenden Musculus longissimus gegenüber anderen beteiligten Muskeln erwarten lässt (Valerius et al., 2014).

Tabelle 1: Surrogatparameter sowie entsprechende Messmethode und -größe

Surrogatparameter	Messmethode und Messgröße
Muskuläre Aktivität und Ermüdung	Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) <ul style="list-style-type: none"> ▪ Elektrische Aktivität eA (in μV) ▪ Medianfrequenz (in Hz)
subjektive Beschwerden: Schmerzen Anstrengung	BORG-Skala <ul style="list-style-type: none"> ▪ psychophysische Anstrengung (Beanspruchungsempfinden) mit RPE-Wert von 1-10 RPE-Skala = ratings of perceived exertion ▪ Schmerzempfinden mittels CR-wert von 1-10 CR-Skala = category rating
Ödembildung in den unteren Extremitäten	Wasserplethysmographie <ul style="list-style-type: none"> ▪ Volumen des Unterschenkels (Wasserverdrängung in ml)
Bewegungsverhalten (Beschleunigungsveränderung des Oberkörpers)	Beschleunigungssensor <ul style="list-style-type: none"> ▪ Beschleunigung (in mm/s^2)

Um Vergleiche zwischen verschiedenen Probanden, Muskeln bzw. Untersuchungstagen zu ermöglichen, waren die zu erfassenden Messgrößen auf einen definierten Referenzwert zu kalibrieren. Dazu fanden an allen Versuchstagen Normalisierungsmessungen für die einzelnen Muskeln statt. Dabei wurde das OEMG-Signal während isometrischer submaximaler Muskelkontraktionen über eine Dauer von 15 s und in drei Wiederholungen bestimmt.

Zur Erfassung der Beschleunigungsänderung während der Rumpfflexion bei Lastenhandhabung wurde weiterhin ein eindimensional sensitiv messender Beschleunigungssensor mittig auf der Wirbelsäule in Höhe Pars thoracica 3 angebracht.

Um die subjektiv wahrgenommene Intensität von Beschwerden zu erheben, bewerteten die Probanden auf einer numerischen Skala von Null bis zehn sowohl den Anstrengungsgrad anhand der BORG-Skala und dem Wert ratings of perceived exertion (Borg, 2004) als auch mögliche Schmerzen für die Körperregionen Füße, Unterschenkel, Oberschenkel, Lenden- und Brustwirbelsäulenbereich mittels BORG-Skala

und dem Wert category rating (Borg, 1998). Die Befragung fand in festgelegten zeitlichen Abständen während der verschiedenen Expositionsphasen statt.

Um eine mögliche Volumenänderung des Unterschenkels während des Versuches zu erkennen, wurde dieses vor, während und nach den Expositionsphasen über die Methode der Wasserplethysmographie bestimmt. Der Proband stellt dazu sein rechtes Bein unter standardisierten Bedingungen (Beinstellung, Füllstand und Temperatur des Wassers, Behältergröße) in ein Wasserbecken und es wird die verdrängte Wassermenge gemessen (Noppeney & Nüllen, 2010).

3. Versuchsszenarien

Die Studie bestand aus drei 120-minütigen Expositionen:

Exposition 1: Stehen ohne LHH (100% Stehen).

In Exposition 2 und 3 wurden 12,5 kg für 350-mal (6-mal 50 Vorgänge innerhalb von 2 Stunden, danach nochmals 50 Vorgänge) gehoben von körpernah gebeugt nach körperfern leicht gebeugt. Nach der Leitmerkmalmethode (BAuA 2001) entspricht das Gesundheitsrisiko einer Ampelfarbe gelb (erhöhte Belastung).

Exposition 2: zweistündiges Stehen mit temporär zusätzlicher, auf zwei Segmente verteilter LHH (89 % Stehen, 11 % Stehen mi LHH), d.h. es traten wenige längere Unterbrechungen der LHH auf. Dabei wurden die Lasten 150-mal mit kleinen Unterbrechungen nach je 50 Vorgängen gehandhabt, diese Phase wiederholte sich.

Exposition 3: zweistündiges Stehen mit temporär zusätzlicher, auf sechs Segmente verteilter LHH (89 % Stehen, 11 % Stehen mi LHH), d.h. es traten mehrere, kürzere Unterbrechungen der LHH auf. Dabei wurden die Lasten zu je 50 Vorgängen mit dazwischen gleich verteilt liegenden Stehphasen gehoben.

4. Auswertungsvorbereitungen

Bei OEMG-Messung fallen eine Fülle an Messdaten an. Für die Studie wurde im Rahmen einer Diplomarbeit (Seidler 2017) ein Programm entwickelt, welches die Auswertung durch automatisierte Programmroutinen und formale Regeln erleichtert.

Die Expositionen der Versuchstage bestehen aus dem Wechsel von Belastungsphasen. Im Auswerteprogramm können bis zu 16 Phasen nach verschiedenen Kriterien zusammengestellt werden. Diese Auswahl betrifft im Wesentlichen die gewünschte Exposition, die Messgröße, den Muskel, die Ordnung der zentrierten Mittelwertglättung, zeitabhängige Einstellgrößen sowie die Auswertungsart der Messgröße (absolute oder referenzierte Messwerte). Für die vorausgewählten Phasen lassen sich die elektrische Aktivität, die Medianfrequenz, die zentrierte Mittelwertglättung sowie die Regressionsgerade grafisch anzeigen. Skalar berechnet werden der Mittelwert, der Median und die relative Abweichung des Medians zum Mittelwert. Im Zusammenhang mit der Regressionsgeraden sind es deren Anfangszeit und -wert, Endzeit und -wert sowie Steigung, die mittlere absolute bzw. relative Abweichung der Messkurve zur Regressionsgeraden und die mittlere absolute bzw. relative Abweichung der Mittelwertglättung zur Regressionsgeraden.

Beispielhaft sei eine mögliche Fragestellung aufgezeigt: Welche muskuläre Aktivität tritt bei reinem Stehen im Vergleich zu den Stehphasen bei verteilter Handhabung von Lasten auf? Es sollen die Stehphasen zwischen den Lastenhandhabungen mit den zeitgleichen Stehphasen beim reinen Stehen verglichen werden. In Abbildung 1

ist jeweils oben und unten die referenzierte elektrische Aktivität über die Zeit der ausgewählten Stehphasen qualitativ aufgetragen. Der Mittelwert der Stehphase zwischen den LHH zu Beginn der Exposition (Stehen 1) unterscheidet sich unwesentlich von dem der letzten Stehphase (Stehen 6). Dagegen ist in der 100 %-Stehexposition der Mittelwert der letzten Stehphase (Stehen 6) höher als in der ersten Stehphase (Stehen 1).

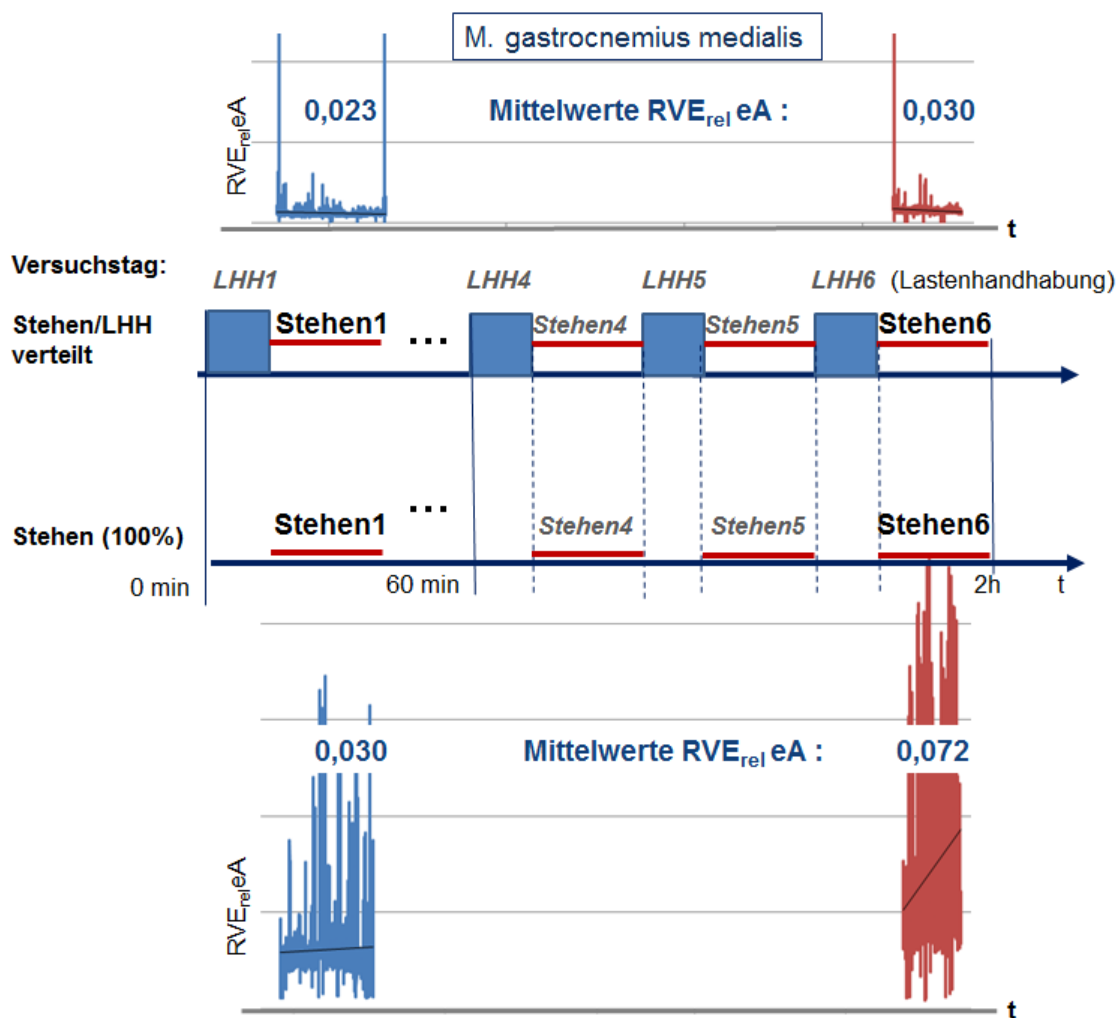


Abbildung 1: Mittelwerte der referenzierten elektrischen Aktivität eA für Stehphasen verschiedener Expositionen im Vergleich

Vergleicht man nachfolgend für die letzten drei Stehphasen (Stehen 4 bis 6) der reinen Stehexposition die zeitliche Veränderung von elektrischer Aktivität und Medianfrequenz (JASA-Analyse, Luttmann et al. 1996) miteinander, zeigt sich ein Anstieg der linearen Regression für die elektrische Aktivität um 107 % pro Stunde und ein Abfall der Medianfrequenz um 11 % pro Stunde. Das wird im JASA-Diagramm durch die Einordnung im 4. Quadranten als muskuläre Ermüdung gewertet. JASA steht für "joint analysis of the spectrum and amplitude".

Das heißt, Stehen über einen längeren Zeitbereich ohne Lastenhandhabung ist offenbar für den Wadenmuskel für diesen beispielhaft betrachteten Probanden ermüdender als das durch Lastenhandhabung unterbrochene Stehen.

5. Diskussion

Derzeitig erfolgt die Auswertung aller objektiven und subjektiven Versuchsdaten. Der Schwerpunkt liegt dabei auf dem Vergleich verschiedener Belastungsphasen der Expositionen. Es werden Auswertungsstrategien entwickelt, um die Wirkung der Belastungswechselsituationen auf die betrachteten Körperregionen zu analysieren.

Wesentlichen Fragestellungen sind u.a. dabei:

- Welchen Einfluss hat die Lastenhandhabung auf nachfolgendes Stehen?
- Wie verhält sich der Belastungswechsel Stehen mit Lastenhandhabung zu reinem Stehen?
- Wie wirken sich Wechsel und Zeitanteil der Belastungsabschnitte dabei auf die betrachteten Muskeln aus?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen Anstrengung/ Schmerzempfindung und der muskulären Aktivität?
- Welcher Zusammenhang besteht zwischen orthostatischem Ödem und dem Belastungswechsel?
- Ist Stehen mit Unterbrechung durch Lastenhandhabung anstrengender als reines Stehen?

Mit den Erkenntnissen der Pilotstudie können erste Ansätze zur Wichtung von Belastungswechseln erarbeitet und dafür Modelle entwickelt werden.

6. Literatur

- Arbeitsmedizinische S1-Leitlinie (2013) Körperliche Belastungen des Rückens durch Lastenhandhabung und Zwangshaltungen im Arbeitsprozess. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM) und Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA). November 19, 2013. <http://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/002-029.html>.
- BAuA (2001): Leitmerkalmethode zur Beurteilung von Heben, Halten, Tragen (Formblatt). <https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeitsgestaltung-im-Betrieb/Physische-Belastung/Leitmerkalmethode/pdf/LMM-Heben-Halten-Tragen.pdf>. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin BAuA. Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik (Hrsg.)
- BAuA (2017): Arbeitswelt im Wandel: Zahlen – Daten – Fakten. 1. Ausgabe 2017. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin BAuA (Hrsg.). 1. Auflage. Dortmund 2017. <https://www.baua.de/DE/Angebote/Publikationen/Praxis/A97.html>
- Borg, G (1998): Borg's perceived exertion and pain scales. Champaign: Human Kinetics
- Borg, G (2004): Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. Deutsches Ärzteblatt. 101/15: 1016-1021
- Liebers F, Brendler C, Latza U (2016): Berufsspezifisches Risiko für das Auftreten von Arbeitsunfähigkeit durch Muskel-Skelett-Erkrankungen und Krankheiten des Herz-Kreislauf-Systems. Bestimmung von Berufen mit hoher Relevanz für die Prävention. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.).
- Luttman A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W (1996): Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. Ergonomics 39-2
- Noppeney T, Nüllen H (2010): Varikose – Diagnostik, Therapie, Begutachtung. Springer Medizin, Heidelberg
- Seidler L (2017): Untersuchung verschiedener Wechselprogramme zwischen reiner Stehexposition und stehender Lastenhandhabung mithilfe von Oberflächen-Elektromyographie (OEMG)- sowie Wasserplethysmographie-Messungen. Diplomarbeit Professur für Arbeitswissenschaft TU Dresden. 2017
- Valerius KP, Frank A, Kolster BC, Hamilton C, Alexandre-Lafont E, Kreutzer R (2014): Das Muskelbuch - Anatomie, Untersuchung, Bewegung. 7. überarb. u. erw. Auflage. Quintessenz Verlagsgruppe. Berlin



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

ARBEIT(s).WISSEN.SCHAF(F)T
Grundlage für Management & Kompetenzentwicklung

64. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

FOM Hochschule für
Oekonomie & Management gGmbH

21. – 23. Februar 2018

GfA Press

Bericht zum 64. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 21. – 23. Februar 2018

FOM Hochschule für Oekonomie & Management

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Dortmund: GfA-Press, 2018

ISBN 978-3-936804-24-9

NE: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: Jahresdokumentation

Als Manuskript zusammengestellt. Diese Jahresdokumentation ist nur in der Geschäftsstelle erhältlich.

Alle Rechte vorbehalten.

© **GfA-Press, Dortmund**

Schriftleitung: Matthias Jäger

im Auftrag der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Ohne ausdrückliche Genehmigung der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V. ist es nicht gestattet, den Kongressband oder Teile daraus in irgendeiner Form (durch Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) zu vervielfältigen.

Die Verantwortung für die Inhalte der Beiträge tragen alleine die jeweiligen Verfasser; die GfA haftet nicht für die weitere Verwendung der darin enthaltenen Angaben.

USB-Print:

Prof. Dr. Thomas Heupel, FOM Prorektor Forschung, thomas.heupel@fom.de

Screen design und Umsetzung

© 2018 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de