

Steharbeit mit variierenden Gehanteilen – Einfluss auf Muskelaktivität und Volumenzunahme des Unterschenkels sowie subjektive Beschwerden

Lisa RÜCKER¹, Johannes BROMBACH², Klaus BENGLER¹

¹ *Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München
Boltzmannstraße 15, D-85747 Garching*

² *Hochschule für angewandte Wissenschaften München
Lothstraße 64, D-80335 München*

Kurzfassung: Mit 11 Probanden werden über jeweils 2,5h zwei Szenarien mit variierenden Steh-/Gehanteilen und unterschiedlicher Bewegungs-dynamik in einem 90s-Zyklus untersucht. In Summe erfolgt eine kombinierte Betrachtung der Ergebnisse der Elektromyographie (statische/dynamische Phasen) mit denen der Wasserplethysmographie sowie einer strukturierten Befragung. Im Ergebnis der EMG-Untersuchung zeigen sich dabei signifikant höhere dynamische Phasen der EA bei S2 gegenüber S1, während die statischen Anteile erwartungsgemäß keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Die Szenarien (S1, S2) führen stets zu einer Volumenzunahme und Stehen mit weniger Gehanteil (S1) zu einer höheren Zunahme als Stehen mit höherem Gehanteil und stärkerer dynamischer Bewegung (S2). Die Probanden geben in S2 (gegenüber S1) erst im späteren Zeitverlauf subjektive Beschwerden an, die zudem schwächer sind. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die Dynamik der Bewegung ein ausschlaggebendes Kriterium zur Beurteilung bei Stehtätigkeiten ist.

Schlüsselwörter: statisch/dynamische Muskelbeanspruchung, Wasserplethysmographie, Ermüdung, Elektromyographie

1. Aktuelle Empfehlungen zu andauernder Steharbeit

Steharbeit ist in der Industrie nach wie vor weit verbreitet. Empfehlungen zur ergonomischen Gestaltung von Steharbeit bietet die LV50 (vgl. LASI 2009). Sie stuft andauernde Steharbeit in verschiedene Risikostufen ein und empfiehlt jeweils bestimmte Anteile von „Sitzen zu Stehen zu Gehen“. So sieht Risikostufe 1 mit einer geringen Stehbelastung (bis 2,5h) ein Verhältnis von „60:30:1“ vor. Bereits in einer Vorstudie (vgl. Rücker et al. 2020) konnte jedoch gezeigt werden, dass u.a. auch die Wiederholungsrate (Taktung der Arbeit) und die Art der Dynamik (Art des Gehens) einen starken Einfluss auf die physische und subjektive Beanspruchung haben. Betrachtet wurden hier bei einer Versuchsdurchführung von 45min verschiedene Steh-/Gehanteile und Taktzeiten. Darauf aufbauend werden zwei Szenarien für den Hauptversuch ausgewählt und die Versuchszeiten auf 2,5h ausgeweitet.

2. Methodik zur Hauptstudie

Im Folgenden werden die Elektromyographie, die Wasserplethysmographie sowie ein strukturierter Fragebogen zur Beschwerdelokalisation und -intensität vorgestellt. Die Methodik fokussiert dabei auf den unteren Extremitäten (Unterschenkel).

2.1 Elektromyographie

Bei der Elektromyographie (EMG, Noraxon USA) wird mittels auf der Hautoberfläche angebrachter Elektroden die Muskelaktivität von drei Muskeln des Unterschenkels eines Beines erfasst (M. gastrocnemius lateralis/medialis, M. tibialis anterior). Die während der Versuchsdurchführung kontinuierlich aufgezeichnete elektromyographische Aktivität (EA) wird auf eine Maximalkontraktion (MVC) normiert (spezifisch je Muskel). Diese Daten dienen zur Betrachtung und Analyse der statischen und dynamischen Muskelbeanspruchung (vgl. Strasser et al. 1989; 1996; Kluth 2014).

Die strikte Taktung der Steh- und Gehanteile ermöglicht die Analyse der Zyklen in Bezug auf die mittleren statischen Stehanteile und dynamischen Gehanteile über drei Muskeln und einer Versuchszeit von 2,5h.

2.2 Wasserplethysmographie

Die sog. Muskel-Pumpe ist für den Abtransport von Blut und Gewebsflüssigkeit vom Unterschenkel in Richtung Herz zuständig (Kirsch et al. 2011). Dessen Funktion ist bei statischen Tätigkeiten (Sitzen, andauerndem Stehen) eingeschränkt, was sich in einem Anschwellen des Unterschenkels bemerkbar macht und dauerhaft zu pathologischen Venenveränderungen führen kann (Berger et al. 2009). Die Wasserplethysmographie kann als aktueller Goldstandard zur Messung von Volumenveränderungen bezeichnet werden (Kauder et al. 2011). Sie basiert auf dem archimedischen Prinzip der Wasserverdrängung. Abb. 1 zeigt den eigens entwickelten Messaufbau der Hauptstudie.

Der Proband taucht seinen rechten Unterschenkel stehend in die Apparatur. Über den großen Überlauf wird das verdrängte Wasser aufgefangen und direkt gewogen. Entstehende Wellenbewegungen beim Eintauchen werden durch eine vor dem Überlauf positionierte Plexiglasscheibe eliminiert. Die Messung erfolgt bei 28,5 – 30,0°C. Bedingt durch den großen Überlauf ist eine Messdauer von 1,5min ausreichend und macht somit eine Messwiederholung zeitunkritisch möglich (2x vor Versuchsbeginn, 2x nach Versuchsende).

2.3 Strukturierter Fragebogen zur Beschwerdelokalisation und -intensität

Zur Ermittlung der subjektiven Beschwerden wird ein strukturierter Fragebogen zur subjektiven Beschwerdeintensität und -lokalisierung mit einer numerischen Skala von 0-10 eingesetzt (0=keine Beschwerden; 10=maximale Beschwerden). Es werden folgende Bereiche abgefragt: Oberer Rücken, unterer Rücken, Hüfte, Oberschenkel, Knie, Unterschenkel, Füße. Zudem erfolgt eine Abfrage bezüglich Unwohlseins sowie einem Drang sich hinzusetzen oder zu bewegen. Die Befragung beginnt mit dem Start der Versuchsdurchführung und wird in Abständen von 15min wiederholt (elf Erhebungen je Szenario).

3. Studiendesign der Hauptstudie und Forschungs-Hypothesen

3.1 Studiendesign

Die Studie umfasst zwei Szenarien mit variierenden Steh- und Gehanteilen über jeweils 2,5h in randomisierter Reihenfolge an zwei Versuchstagen, getaktet mit einer in der Industrie durchaus üblichen Taktzeit von 90s. Das Probandenkollektiv ($M_{\text{Alter}}=44.1$ Jahre; $SD_{\text{Alter}}=\pm 13.3$) besteht aus fünf weiblichen und sechs männlichen Probanden. Während der Stehphasen des Versuches gehen die Probanden selbstgewählten PC-Tätigkeiten nach. Der Steh- zum Gehanteil verhält sich wie in Abbildung 1 aufgeführt. Die Taktung erfolgt über einen programmierten Timer.

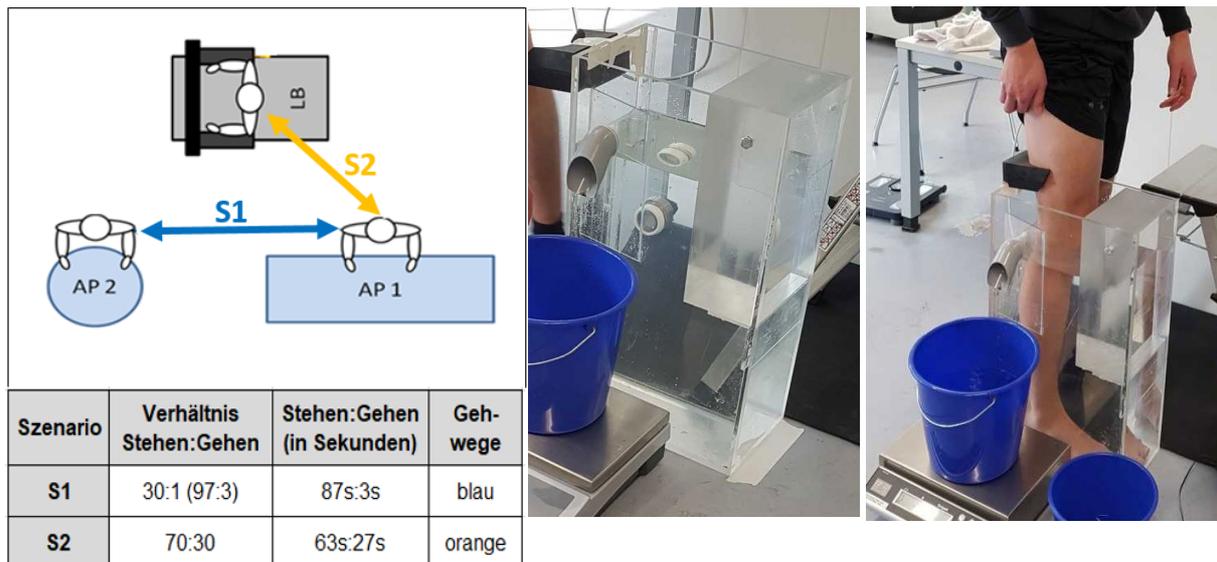


Abbildung 1: Studiendesign mit Laufwegen der beiden Szenarien S1 (blau) und S2 (orange)(links), Messaufbau zur Wasserplethysmographie (rechts)

Der geringe Gehanteil bei S1 von 3s wird durch einen Wechsel zwischen AP1 und AP2 umgesetzt (blau). Eine Situation dieser Art kann z.B. bei Vormontagearbeitsplätzen auftreten, bei denen der Werker nur wenige Schritte im Arbeitsverlauf zur Seite geht. Der gehende Anteil bei S2 von 27 Sekunden erfolgt zur Standardisierung der Schrittgeschwindigkeit auf einem Laufband. 3 bis 5km/h können als typische mittlere Geschwindigkeit angesehen werden (vgl. BAuA 2019). Die mit 3,2km/h gewählte Geschwindigkeit entspricht dabei einer Schrittfrequenz von in etwa 1 Schritt/s und erfolgt im Einklang mit der Schrittfrequenz des Arbeitsplatzwechsels in S1. Als Vorbild für das Szenario S2 dienen Tätigkeiten in der Logistik bzw. an Montagebändern mit „echten“ Laufbewegungen und erkennbarer Schrittfolge.

3.2 Forschungs-Hypothesen und Statistik

Die folgenden Hypothesen der Vorversuche werden im Hauptversuch untersucht:

- H1: Mit EMG-Messungen lassen sich statistisch signifikante Unterschiede in den Bewegungsmustern ermitteln (statisch/dynamisch).
- H2: Statisches Stehen mit wenig Bewegungsanteil führt zu frühzeitigeren und höheren subjektiven Beschwerden als statisches Stehen mit mehr Bewegungsanteil.

- H3: Bei höheren statischen Stehanteilen tritt ein Anschwellen der Beine auf, wobei dieses Anschwellen bei statischem Stehen mit wenig Bewegungsanteil stärker ausgeprägt ist als statisches Stehen mit mehr Bewegungsanteil.

Zur statistischen Auswertung werden der t-Test für abhängige Stichproben (einseitig) bzw. der Wilcoxon-Test (einseitig) sowie Cohens' d zur Betrachtung der Effektstärke herangezogen.

4. Ergebnisse der Hauptstudie

4.1 Statische und dynamische Phasen

Abb. 2 zeigt die Mittelwerte der statischen Stehphasen und dynamischen Gehphasen der EA der drei untersuchten Muskeln für S1 (links) und S2 (rechts), über 90 Zyklen der Versuchszeit von 2,5h. Da bei einem Probanden die EMG-Ableitung eines Muskels fehlerhaft war, beruht die Auswertung auf zehn Datensätzen.

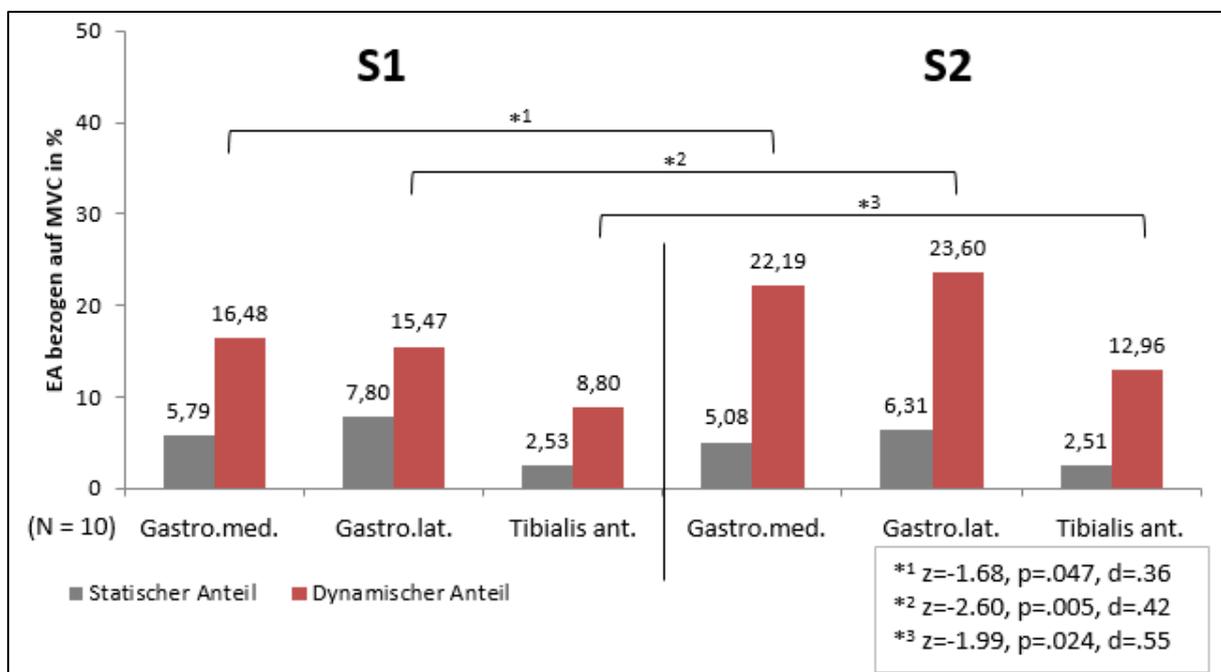


Abbildung 2: Darstellung der Mittelwerte der statischen und dynamischen Phasen für die Muskeln *M.gastrocnemius medialis / lateralis* und *M. tibialis anterior* für S1 (links) und S2 (rechts) für 10 Probanden

Während sich erwartungsgemäß die EA-Werte der statischen Phasen für S2 gegenüber S1 nicht signifikant unterscheiden (z.B. für *M.gastro.med.* z=-.764, p=.223), zeigen alle drei untersuchten Muskeln für S2 gegenüber S1 einen signifikant höheren EA-Wert der dynamischen Bewegung (vgl. Abb. 2).

4.2 Wasserplethysmographie

Für S1 und S2 treten im Vorher-nachher-Vergleich stets Volumenzunahmen auf. Im Mittel zeigen sich für S1 Zunahmen von 3,13% und für S2 1,38%, die sich zueinander statistisch signifikant unterscheiden ($t(10)=6.91$, $p<.001$, $n=11$, $d=2.08$).

4.3 Strukturierter Fragebogen zur Beschwerdelokalisation und -intensität

Für die Merkmale „Bewegungsdrang“ und „Beanspruchung des Unterschenkels“ zeigen sich für die Gesamtnennungen zwischen S1 und S2 signifikante Unterschiede ($z=-2.94$, $p=.002$, $n=11$, $d=.63$; $z=-2.81$, $p=0.003$, $n=11$, $d=.60$). Zudem treten diese beiden Merkmale im Zeitverlauf bei S1 signifikant früher auf als bei S2, für das Merkmal „Bewegungsdrang“ bereits ab 30 Minuten ($z=-2.06$, $p=.020$, $d=.44$) und für die „Beanspruchung des Unterschenkels“ ab 60 Minuten ($z=-2.68$, $p=.004$, $d=.57$). Das Merkmal „Bewegungsdrang“ erreicht zum Ende des Versuches einen durchschnittlichen Wert von 6,36 für S1 und 0,73 für S2, das Merkmal „Beanspruchung des Unterschenkels“ 5,73 für S1 und 2,91 für S2.

Alle Probanden bewerten die Unterschenkelbeanspruchung bei S1 mindestens als mittlere Beanspruchung, 36% von ihnen mit „relativ stark bis stark“. Auch der „Bewegungsdrang“ wird für S1 zum Ende der Versuchsdurchführung mit mindestens „mittel“ eingestuft, hierbei sogar 55% mit „relativ stark bis stark“.

5. Diskussion und Ausblick

Die Szenarien der Untersuchung sind zwar an realitätsgetreue Bedingungen angelehnt, aber bewusst grenzwertig gehalten. Dabei ist die strikte Taktung der gewünschten Standardisierung im Laborumfeld geschuldet. In der kombinierten Betrachtung zeigen sich konsistente, signifikante Ergebnisse. Die Resultate der statischen und dynamischen Phasen verdeutlichen, dass sich mit EMG-Messungen statistisch signifikante Unterschiede in den Bewegungsmustern ermitteln lassen (H1), denn für alle drei untersuchten Muskeln sind die dynamischen Phasen von S2 gegenüber S1 deutlich höher. Die strukturierte Befragung liefert signifikant höhere Beschwerden bei S1 gegenüber S2. So treten für die Merkmale „Beanspruchung des Unterschenkels“ und „Bewegungsdrang“ für S1 gegenüber S2 subjektive Beschwerden während der Versuchsdauer zum einen signifikant höher und zum anderen auch signifikant früher auf (H2). Die Wasserplethysmographie zeigt im Verlauf der Versuchsdurchführung stets eine Volumenzunahme, die bei S1 mit weniger Bewegungsanteil statistisch signifikant stärker ausgeprägt ist, als bei S2 mit mehr Bewegungsanteil (H3). Auswertungen der Daten zur muskulären Ermüdung sowie Korrelationen stehen zum jetzigen Zeitpunkt noch aus.

Die Ergebnisse der WP sind im Einklang mit ähnlichen Studien. So zeigen Wall et al. (2020) eine Volumenzunahme des Unterschenkels für rein statisches Stehen von 3,60% und für reines Gehen von 0,03%, jeweils über eine Zeit von 275min (unterbrochen durch zwei Pausen). Ein direkter Vergleich der statischen und dynamischen Anteile der EA ist aufgrund der unterschiedlichen Testdesigns nicht gegeben.

Vergleicht man die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit den Vorgaben der LV50 stellt sich die Frage, ob es sich im Sinne dieser Definition überhaupt um Stehbelastung handelt, denn in beiden Fällen liegen Gehanteile innerhalb des 90s-Taktes vor. Wie ein betrieblicher Praktiker den Hinweis der LV50 „Stehen mit der Möglichkeit sich frei zu bewegen, fällt nicht unter andauernde Steharbeit.“ (Berger et al. 2009, S.14) wertet, ist nicht sicher vorherzusagen. Darüber hinaus sind in der LV50 nur Zeitanteile gegeben, die zudem missverständlich sein können (60:30:1). Auch das kann zu Fehlinterpretationen führen. Somit könnte in der industriellen Praxis der Eindruck entstehen, dass kurze Gehanteile (häufig nur „schlurfende“ Bewegungen), wie sie in Szenario S1

vorkommen, bereits als Entlastung gesehen werden und somit keinerlei Beschwerden zu erwarten sind.

Die vorliegende Studie legt nahe, dass die Bewegungsstruktur einen erheblichen Einfluss auf das Wohlbefinden der Probanden hat. Physiologische Aspekte des langanhaltenden Stehens (fehlende Muskelpumpe) sind in der LV50 nachvollziehbar beschrieben, finden sich jedoch leider nicht mehr in den Vorgaben, in denen nur Zeitannteile hinterlegt sind.

Im Ergebnis erlaubt die Skalierung der statischen und dynamischen Bereiche eine Beurteilung der Situation aufgrund der Bewegungsstruktur. Dynamische Komponenten zeigen sich dabei als sehr wirkungsvoll, um Belastungen zu reduzieren. Als praktisches Ergebnis wird deutlich, dass Arbeitsplätze mit Steharbeit und einem nur gelegentlichen Schritt zur Seite nicht zu empfehlen sind. Die Art des Gehens („echtes“ Gehen vs. „schlurfender Gang“) ist ein entscheidender Faktor. Die Vorgaben sollten somit mindestens mehr auf die Dynamik, d.h. die Art der Bewegung ausgerichtet sein. Dem betrieblichen Praktiker ist aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie zu empfehlen, einen Schritt zur Seite nicht als „echte“ Gehanteile zu missdeuten.

6. Literatur

- BAuA, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (2019) MEGAPHYS Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz. Abschlussbericht Band 1. Dortmund:219.
- Berger H, Caffier G, Schultz K, Trippler D (2009) Bewegungsergonomische Gestaltung von andauernder Steharbeit (LV 50). Länderausschuss für Arbeitsschutz und Sicherheitstechnik LASI (Hrsg). Potsdam.
- Kauder S, Strölin A, Adamczyk A, Krug M, Häfner HM (2011) Image 3D zur Unterschenkelvolumenbestimmung im Vergleich mit der Wasserplethysmographie. *Phlebologie* 40(6):337–342.
- Kirsch J, May CA, Lorke D, Winkelmann A, Schwab W (2011) Taschenlehrbuch Anatomie. Thieme Verlag. Leipzig:40-52.
- Kluth K, Göbel M, Bopp V, Strasser H (2014) Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie zur Beanspruchungsermittlung bei der arbeitsphysiologischen Beurteilung von Arbeitsplätzen und Arbeitsmitteln. *Zbl Arbeitsmed* 63:286–292.
- Rücker L, Brombach J, Bengler K (2020) Einfluss von gehenden Bewegungsanteilen bei statischer Steharbeit. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg) Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft. Dortmund: GfA-Press.
- Rücker L, Brombach J, Bengler K (2018) Einfluss verschiedener Beinpositionen auf die Muskelaktivität/-ermüdung bei Steharbeit. In: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (Hrsg) Gestaltung der Arbeitswelt der Zukunft. Dortmund: GfA-Press.
- Wall R, Garcia G, Läubli T, Seibt R, Rieger MA, Martin B, Steinhilber B (2020) Physiological changes during prolonged standing and walking considering age, gender and standing work experience. *Ergonomics* 63(5):579-592.
- Strasser H (1996) Elektromyographische Beurteilung dynamischer Muskularbeit: Methoden - Ergebnisse - Anwendungsmöglichkeiten. In: H. Strasser (Hrsg) Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten - Elektromyographie im Dienst der menschengerechten Arbeitsgestaltung. 1. Aufl. Landsberg/Lech, ecomed: 35-72.
- Strasser H, Keller E, Müller KW, Ernst J (1989) Local muscular strain dependent on the direction of horizontal arm movements. *Ergonomics* 32(7): 899-910.



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

Arbeit HUMAINE gestalten

67. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie (WiPs)
Ruhr-Universität Bochum

Institut für Arbeitswissenschaft (IAW)
Ruhr-Universität Bochum

3. - 5. März 2021

GfA-Press

Bericht zum 67. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 3. - 5. März 2021

**Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie, Ruhr-Universität Bochum
Institut für Arbeitswissenschaft, Ruhr-Universität Bochum**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.
Dortmund: GfA-Press, 2021
ISBN 978-3-936804-29-4

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,
- den Kongressband oder Teile daraus in Print- und/oder Nonprint-Medien (Webseiten, Blog, Social Media) zu verbreiten.

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

Screen design und Umsetzung

© 2021 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de