

## **Belastungsvariations-Analyse: Eine Methode zur Beurteilung von Arbeitssystemen auf der Basis von Bewegungsdaten**

Sabrina BRINGELAND, Barbara DEML

*Karlsruher Institut für Technologie,  
Institut für Arbeitswissenschaft und Betriebsorganisation  
Kaiserstraße 12, D-76131 Karlsruhe*

**Kurzfassung:** Um Arbeitssysteme auf die körperlichen Bedürfnisse des Menschen anzupassen, werden immer häufiger Motion-Tracking-Untersuchungen angewendet. Eine Herausforderung ist es, relevante Ergebnisse zu identifizieren und Maßnahmen für die praktische Umsetzung zu bestimmen. In diesem Beitrag soll gezeigt werden, dass eine modifizierte Ausführung der Exposure-Variation-Analysis (EVA), die 1991 von Mathiasen und Winkel entwickelt wurde, eine geeignete Methode sein kann. Sie liefert eine Quantifizierung für die Dauer und die Intensität einer Bewegungsausführung. Die hier vorgestellte modifizierte Methode wird im Folgenden Belastungsvariations-Analyse (BVA) genannt.

**Schlüsselwörter:** Belastungsvariations-Analyse, Grenzwinkel, Bewegungsanalyse, Exposure-Variation-Analysis

### **1. Einleitung**

In der Entwicklung von Arbeitsmitteln und Produktionssystemen besteht das Ziel darin, optimale Produktivität und Qualität sicherzustellen. Trotz der Verwendung von präskriptiven Betriebsprozeduren, haben mehrere berufsbezogene Studien gezeigt, dass selbst kontrollierte repetitive Aufgaben mit einer erheblichen motorischen Variabilität im Labor und insbesondere im Feld auftreten (Srinivasan & Mathiasen, 2012). Daher erscheint es notwendig, die Bewegungsvariabilität der Anwender in jeder Phase der Tätigkeit zu berücksichtigen, um insbesondere mögliche Belastungsfaktoren zu identifizieren. Reale Tätigkeiten hängen vor allem von der Umgebung und der Dauer der Anwendung ab. Die Herausforderung, die bei dieser Art von Bewegungsmessungen entsteht, ist die Menge an Datenmaterial, die zum einen analysiert und zum anderen interpretiert werden muss (Straker et al., 2014). Die von Mathiasen und Winkel (1991) entwickelte „Exposure-Variation-Analysis“ (EVA) eignet sich für eine große Datenmenge, da sie die Bewegungsdaten auf die wesentlichen Informationen, die Intensität und die Dauer, reduziert. Die Methode findet bereits in mehreren bewegungsbezogenen Untersuchungen Anwendung. Ursprünglich für repetitive Tätigkeiten mit EMG-Aufzeichnungen entwickelt (Mathiasen & Winkel, 1991, 1996), kann die Methode auch auf Beschleunigungsdaten (Straker et al., 2014) oder auf Gelenkwinkeldaten (Ertzgaard et al., 2016), wie auch in diesem Beitrag, übertragen werden. Mit Hilfe der BVA können sowohl Gruppenunterschiede, als auch intraindividuelle Unterschiede identifiziert werden. Im Folgenden wird das Vorgehen anhand der Winkelveränderungen der Flexion (frontales Anheben des Armes) im Schultergelenk während einer Punkt-zu-Punkt-Aufgabe an einem Touchscreen vorgestellt.

## 2. Methodisches Vorgehen

38 Probanden ( $M_{Alter} = 26,95$ ,  $SD_{Alter} = 7,54$ ), davon 26 männlich und 12 weiblich, wurden instruiert, auf einem Touchscreen auf einen erscheinenden grünen Punkt zu tippen. Die Aufgabe bestand aus drei Teilen, im ersten Versuchsteil (VT 1), der Baseline-Messung, lag der Bildschirm in einem  $30^\circ$  Winkel vor dem Probanden auf dem Tisch. Im zweiten Versuchsteil (VT 2) wurde eine Belastung induziert, indem der Bildschirm an die Wand gehängt wurde und die Teilnehmer ihren Arm über die Schulterhorizontale anheben mussten, um die Aufgabe auszuführen. Im dritten Teil (VT 3) lag der Bildschirm wieder auf dem Tisch (Abbildung 1). Die Bewegungsaufgabe war so aufgebaut, dass immer von einem roten Punkt ausgehend zu einem in grüner Farbe erscheinenden Punkt getippt werden sollte. Sobald der grüne Punkt angetippt wurde, änderte sich die Farbe zu Rot und ein neuer grüner Punkt ist auf dem Bildschirm erschienen. Der bereits getippte Punkt ist dann erloschen. Die Anordnung der Punkte entsprach keinem Muster, war aber für jede Bedingung und jeden Probanden identisch.



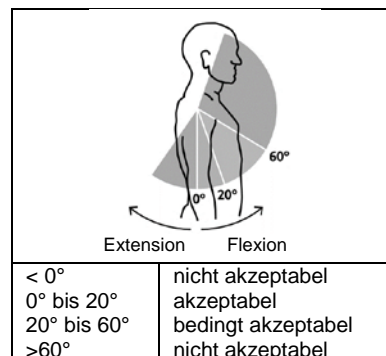
**Abbildung 1:** In der ersten Abbildung von links befindet sich eine schematische Abbildung der Punkt-zu-Punkt-Aufgabe. In den drei weiteren Abbildungen sind die drei Versuchsteile (VT1 bis VT3) abgebildet.

Die Bewegungen wurden mit dem MyoMotion Inertialsystem der Firma Noraxon mit einer Aufnahmefrequenz von 100 Hz aufgezeichnet. Da die Probanden während des Versuches auf einem Stuhl saßen, wurde ein verändertes Menschmodell in der Aufnahmesoftware hinterlegt, welches aus den oberen Extremitäten, dem Kopf, sowie dem oberen und unteren Thorax bestand. In die Datenanalyse gingen die Winkeldaten des VT 1 und VT 3 ein. Der belastungsinduzierende Versuchsteil ging für diesen Beitrag nicht mit in die Analyse ein, da die Probanden eine andere Körperhaltung einnehmen mussten und sich dementsprechend die ausführende obere Extremität deutlich von den Bewegungsausführungen der anderen beiden Versuchsteile unterschieden hat. Im Folgenden wird erklärt, wie die Analyse aufgebaut und angewendet wird.

### 2.1 Definition der Grenzwerte

Bei der Analyse werden die Daten auf drei wesentliche Informationen reduziert. Zunächst werden die Gelenkwinkel, die während der gesamten Bewegung auftreten, erfasst und hinsichtlich der Winkelbereiche quantifiziert. Demensprechend müssen die Winkelbereiche definiert werden. Hierzu gibt es verschiedene Herangehensweisen in der Literatur, die stark von der Fragestellung abhängen. Straker et al. (2014) untersuchten zum Beispiel das Aktivitätsausmaß von Kindern über den Tag verteilt. Die Grenzwerte wurden dabei aus spezifischen Angaben für Aktivitäten verwendet. Ertzgaard et al. (2016) wählten eine logarithmische Verteilung. Für die BVA werden die Winkelgrenzwerte gemäß Belastungsgrenzen herangezogen. In dieser Ausarbeitung werden die Werte nach der DIN EN 1005-4 verwendet (s. a. Steinberg & Lie-

bers, 2014). In der Abbildung 2 sind diese dargestellt. Allerdings wurden die Werte zwischen 20° und 60° bei der Flexion detaillierter aufgeteilt (20° bis 35°, 35° bis 50° und 50° bis 60°), um die Bewegungsänderungen von Bedingung zu Bedingung differenzierter zu betrachten.



**Abbildung 2:** Grenzwerte der Winkelbelastung (DIN EN 1005-4; Steinberg & Liebers, 2014)

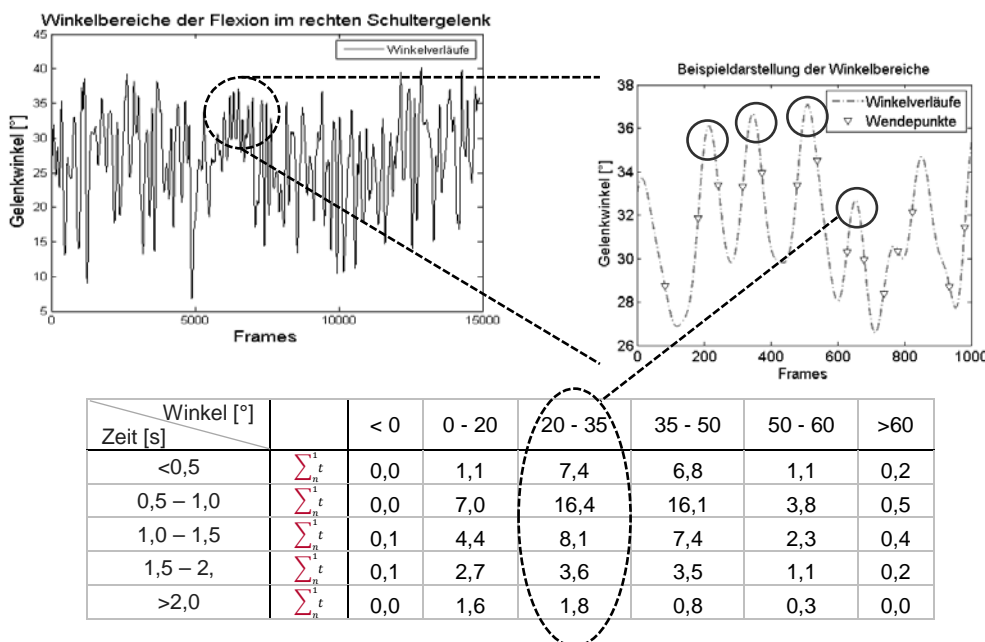
Im Weiteren wird die Zeitspanne der einzelnen Gelenkwinkelstellungen berechnet, um so Rückschlüsse auf die Dynamik der Bewegungen ziehen zu können. Auch hier sind die Zeitintervalle je nach Fragestellung und Aufgabe zu definieren. In dem vorliegenden Beispiel wurden die Intervalle nach den Reaktionszeiten, um auf einen Punkt zu tippen, ausgelegt (siehe Tabelle 1).

## 2.2 Anwendung

Alle Daten wurden mit einem Tiefpassfilter von 10 Hz gefiltert, um nicht reproduzierte Amplitudenspitzen zu eliminieren. Die berechneten Winkelbereiche wurden anschließend gemäß den Winkelgrenzen in die entsprechenden zeitlichen Intervalle sortiert. Wie der Abbildung 3 zu entnehmen ist, werden nicht die Winkelwerte pro Frame in die Analyse einbezogen, sondern nur die eingenommenen Endwinkel. Die zeitliche Komponente berechnet sich in diesem Fall aus der Differenz der berechneten Wendepunkte der Kurvenverläufe.

Die Zuordnung der Winkelwerte erfolgt daraufhin in die entsprechenden zeitlichen Intervalle. Die Zeit der eingenommenen Winkel wird beim Einsortieren in die Intervalle aufsummiert. Dies wurde für alle 38 Probanden jeweils mit den Daten aus dem VT 1 und VT 3 durchgeführt. Für eine durchschnittliche Winkeldarstellung wurde der Mittelwert pro Intervall berechnet. Das Resultat ist eine Matrix bestehend aus den zeitlichen Anteilen pro Zeitintervall und je Winkelbereich (s. Abbildung 3). Für eine Analyse der Gelenkbelastungswerte ist die Betrachtung über die gesamte Aufgabe oftmals ausreichend (s. Abbildung 4). Um einen detaillierteren Betrachtungsbereich der Winkelveränderung über die Zeit zu bekommen, wird der Betrachtungszeitraum aufgeteilt. Dieses ermöglicht Bewegungsänderungen bzw. Belastungsvariationen über die Zeit zu vergleichen und zu analysieren. In diesem Beitrag wird exemplarisch der Betrachtungszeitraum auf die erste Hälfte und auf die zweite Hälfte der Aufgabe des VT 3 gelegt (s. Abbildung 5). So lässt sich das Bewegungsverhalten am Anfang und am Ende der Aufgabe betrachten. Aufgrund der systematischen Reduzierung der Daten können Unterschiede schnell und einfach berechnet werden. Die Ergebnisse der Punkt-zu-Punkt-Aufgabe werden im Folgenden exemplarisch dargelegt, um die Anwendung der Methode zu demonstrieren. Für die Berechnung der Unterschiede in den Bedingungen, VT 1 und VT 3 sowie VT 3<sub>erste\_Hälfte</sub> und VT 3<sub>zweite\_Hälfte</sub>, wurde der

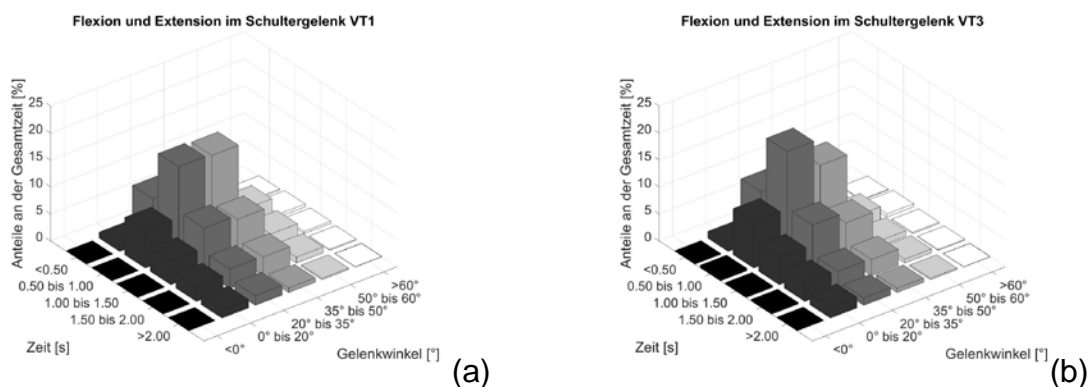
Bonferroni-korrigierte *t*-Test angewendet. Jedes Intervall (Zeit und Winkelbereich) wurden dabei miteinander verglichen.



**Abbildung 3:** In der linken oberen Grafik sind die gefilterten Winkelverläufe des rechten Schultergelenkes dargestellt. In der rechten Grafik ist ein vergrößerter Ausschnitt mit den einzelnen berechneten Winkelbereichen (umkreist), die in die Analyse eingehen, zu sehen. Die Tabelle stellt die einsortierten aufsummierten Werte dar.

### 3. Ergebnisse

Für die Darstellung der Ergebnisse wurden, wie in der originalen Veröffentlichung von Mathiassen und Winkel (1991), dreidimensionale Balkendiagramme gewählt. Die Abbildung 4 stellt die einzelnen Diagramme für die Bedingungen und das zu untersuchende Gelenk dar. Wie anhand der Diagramme für die Flexion-Extension-Bewegung zu sehen ist (Abbildung 4a und 4b), findet der größte Teil der Bewegungsausführung in VT 1 (82,2 %) und VT 3 (78,0 %) im nicht akzeptablen Bereich statt.



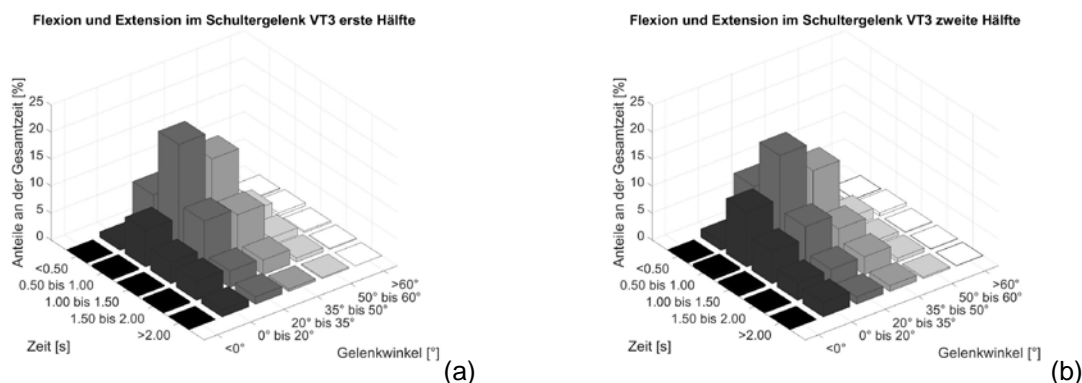
**Abbildung 4:** Bewegungsverhalten der Teilnehmer in VT 1 (a) und VT 3 (b)

**Tabelle 1:** Ergebnisse der Unterschiedsberechnung in den einzelnen Intervallen in den Versuchsteilen VT1 und VT3

Intervalle	Teststatistik	Intervalle	Teststatistik
Zeit < 0,5 s Winkel 35° bis 50°	$t(37) = 3,3, p < 0,01$	Zeit 0,5 s bis 1,0 s, Winkel 35° bis 50°	$t(37) = 2,5, p < 0,5$
Zeit < 0,5 s Winkel 50° bis 60°	$t(37) = 2,3, p < 0,5$	Zeit 0,5 s bis 1,0 s, Winkel 50° bis 60°	$t(37) = -2,8, p < 0,01$
Zeit 0,5 s bis 1,0 s, Winkel 20° bis 35°	$t(37) = -2,2, p < 0,5$	Zeit 1,0 s bis 1,5 s, Winkel 50° bis 60°	$t(37) = 3,5, p < 0,01$

Lediglich 17,8 % in VT 1 und 22,0 % in VT 3 wurden im akzeptablen Bereich ausgeführt. Signifikante Unterschiede konnten in den in Tabelle 1 aufgeführten Intervallen beobachtet werden. Im Vergleich findet eine Aktivitätserhöhung in den Winkelbereichen 20° bis 50° im Intervall 0,5 s bis 1,0 s in VT 3 statt. Dafür gibt es andere Bereiche, in denen die Intensität abnimmt. Dieses ist zum Beispiel in den längeren Zeitintervallen und großen Winkelbereichen sichtbar. Es scheint, dass sowohl kurze als auch lange Bewegungen im großen Winkelbereich reduziert werden und sich dafür eine mittlere Zeitintensität von 0,5 s bis 1,0 s im Winkelbereich 20° bis 50° einstellt, in denen die Bewegung ausgeführt wird.

Die Abbildungen 5a und b stellen die Ergebnisse der detaillierteren Analyse der Bewegungsänderungen innerhalb des VT 3 dar. Es verändert sich innerhalb der Durchführung der Aufgabe des VT 3 in einigen Intervallen die Dauer der Intensität. Diese sind in der Tabelle 2 aufgelistet. Die Analyse zeigt, dass sich bereits nach der ersten Hälfte der Ausführungszeit eine Dynamik der Bewegung in Richtung der Winkelbereiche 20° bis 50° in einer Dauer von 0,5 s bis 1,5 s entwickelt.



**Abbildung 5:** Bewegungsverhalten der Teilnehmer in VT3 erste zeitliche Hälfte (a) und VT3 zweite zeitliche Hälfte (b)

**Tabelle 2:** Ergebnisse der Unterschiedsberechnung in den einzelnen Intervallen in der ersten zeitlichen Hälfte der Aufgabe und in der zweiten Hälfte

Intervalle	Teststatistik	Intervalle	Teststatistik
Zeit <0,5 s Winkel 20° bis 30°	$t(37) = -3,5, p < 0,01$	Zeit 1,5 s bis 1,0 Winkel 0° bis 20°	$t(37) = -2,8, p < 0,01$
Zeit 0,5 s bis 1,0 Winkel 0° bis 20°	$t(37) = -5,4, p < 0,01$	Zeit 1,5 s bis 1,0 Winkel 35° bis 50°	$t(37) = 4,1, p < 0,01$
Zeit 0,5 s bis 1,0 Winkel 20° bis 35°	$t(37) = 2,3, p < 0,05$	Zeit 1,5 s bis 1,0 Winkel 50° bis 60°	$t(37) = 2,5, p < 0,01$
Zeit 0,5 s bis 1,0 Winkel 35° bis 50°	$t(37) = 2,8, p < 0,01$	Zeit >2,0 s Winkel 0° bis 20°	$t(37) = -2,6, p < 0,01$
Zeit 0,5 s bis 1,0 Winkel 50° bis 60°	$t(37) = 2,2, p < 0,05$		

## 4. Diskussion

Die ursprüngliche Methode von Mathiassen und Winkel (1991) wurde in diesem Beitrag zum einen auf Gelenkwinkeldaten übertragen und zum anderen um die Anwendung von empirisch evaluierten Belastungsgrenzen von Körperwinkeln ergänzt. Dies hat den Vorteil, dass bereits während der Datenreduktion die Belastungsgrenzen berücksichtigt werden können. Es lassen sich so unterschiedliche aber auch gleiche Bewegungsabläufe bezugnehmend auf die Gelenkbewegungen und die dadurch auftretende Belastung vergleichen. Ebenso wurde dargestellt, wie eine dynamische Betrachtung über die Zeit aussehen kann. Am Beispiel der Punkt-zu-Punkt Aufgabe konnte gezeigt werden, dass sich die Bewegung innerhalb der Tätigkeit ändert. Ebenfalls konnte der Belastungsbereich, in dem die Aufgabe ausgeführt wurde, identifiziert werden. Die Bewegungsausführung im nicht bzw. bedingt akzeptablen Winkelbereich ist auf den Versuchsaufbau zurückzuführen. Die Detailanalyse zeigt zudem, dass die Probanden sowohl schnelle als auch langsame Bewegungen mit großen Amplituden nach einer gewissen Zeit verringerten. Entweder wurde dieses Bewegungsverhalten eingenommen, um ökonomische effiziente Bewegungen zu produzieren (Kistemaker et al., 2010) oder die Amplituden wurde aufgrund von Ermüdung kleiner (Cortes et al., 2014). Um dazu konkrete Aussagen zu treffen bedarf es noch weiteren Analyseschritten. Grundsätzlich ist die Methode trotz der starken Reduzierung der Daten sensitiv, um dynamische Bewegungsänderungen zu analysieren. Dieses kann bei der Entwicklung von ergonomischen Optimierungen von Arbeitsmitteln bzw. Arbeitssystemen sehr bedeutsam sein.

## 5. Literatur

- Cortes, N., Onate, J. & Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39 (3), 888-893.
- Ertzgaard, P., Öhberg, F., Gerdle, B. & Grip, H. (2016). A new way of assessing arm function in activity using kinematic Exposure Variation Analysis and portable inertial sensors-A validity study. *Manual therapy*, 21, 241-249.
- DIN EN 1005-4: Menschliche körperliche Leistung, Teil 4: Bewertung von Körperhaltung und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen. (DIN EN 1005-4:2009-01-00).
- Gaudez, C., Gilles, M. A. & Savin, J. (2016). Intrinsic movement variability at work. How long is the path from motor control to design engineering? *Applied ergonomics*, 53 Pt A, 71-78.
- Kistemaker, D. A., Wong, J. D. & Gribble, P. L. (2010). The central nervous system does not minimize energy cost in arm movements. *Journal of neurophysiology*, 104 (6), 2985-2994.
- Mathiassen, S. E. & Winkel, J. (1991). Quantifying variation in physical load using exposure-vs-time data. *Ergonomics*, 34 (12), 1455-1468.
- Mathiassen, S. E. & Winkel, J. (1996). Physiological comparison of three interventions in light assembly work: reduced work pace, increased break allowance and shortened working days. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 68 (94-108).
- Srinivasan, D. & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 27 (10), 979-993.
- Srinivasan, D. & Mathiassen, S. E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 27 (10), 979-993.
- Steinberg, U. & Liebers, F. (2004). *Manuelle Arbeit ohne Schaden*. Dortmund: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin.
- Straker, L., Campbell, A., Mathiassen, S. E., Abbott, R. A., Parry, S. & Davey, P. (2014). Capturing the pattern of physical activity and sedentary behavior. *Exposure variation analysis of accelerometer data*. *Journal of physical activity & health*, 11 (3), 614-625.



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](mailto:thomas.heupel@fom.de)

**Screen design und Umsetzung**

© 2018 fröse multimedia, Frank Fröse

[office@internetkundenservice.de](mailto:office@internetkundenservice.de) · [www.internetkundenservice.de](http://www.internetkundenservice.de)