Zbl Arbeitsmed 2022 · 72:20–26

<https://doi.org/10.1007/s40664-021-00446-6>

Eingegangen: 15. Juni 2021

Angenommen: 16. September 2021

Online publiziert: 19. Oktober 2021

© Der/die Autor(en) 2021

Isabelle Dürrschnabel¹ · Lutz Dürrschnabel¹ · Irina Böckelmann²

¹ Praxis Dr. med. Lutz Dürrschnabel, Karlsruhe, Deutschland

² Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Magdeburg, Deutschland

Beeinflusst das Tragen einer Gangjustierhilfe in Sicherheitsschuhen die allgemeine Beanspruchung bei Produktionsarbeitern in der Spätschicht?

Ergebnisse einer HRV-Analyse

Die stille Akzeptanz von Sicherheitsschuhen, insbesondere, wenn diese vom Arbeitgeber gestellt werden, kann den Körper in den Grenzbereich seiner Beanspruchung führen. Vor allem in der Abend- und Nachtschicht spielt dies eine große Rolle. Die Entdeckung einer kleinen Kipp-Rotationsbewegung im unteren Sprunggelenk war die Grundlage zur Entwicklung einer Gangjustierhilfe. Der mechanische Eingriff bewirkt im Fuß eine Aufrichtung des Fußgewölbes während der Standphase und infolgedessen eine Symmetrisierung des Gangbilds, was wiederum ein energieeffizienteres Gehen ermöglicht. Der Fokus dieser Arbeit liegt in der Analyse der möglichen Effekte der neu entwickelten Gangjustierhilfe auf die allgemeine Beanspruchung des Beschäftigten.

Einführung

Sicherheitsschuhe sind Teil einer persönlichen Schutzausrüstung zur Minderung des Unfallrisikos am Arbeitsplatz und bei vielen Tätigkeiten in verschiedenen Berufsgruppen vorgeschrieben.

Die besondere Ausstattung zum Schutz der Füße vor äußeren Gefahrenquellen wie z.B. mechanische Einwirkungen, Rutschhemmung oder thermische Faktoren ist über DIN-Normen

(DIN EN ISO 20345) reglementiert. Wichtige Aspekte sind dabei ebenso die Anforderungen an ergonomische Merkmale eines Sicherheitsschuhwerks. Die besonderen Eigenschaften eines Sicherheitsschuhs, vor allem das hohe zusätzliche Gewicht, können jedoch die Funktionalität, den Tragekomfort und die Beanspruchungslage beeinflussen [1, 15]. Da am Gang selbst nicht nur die unteren Extremitäten beteiligt sind, sondern auch der gesamte Körper, können die Änderungen im Gangbild zu zusätzlichen Beanspruchungen führen. So lange diese Beanspruchungen im Rahmen physiologischer Grenzen bleiben, ist die Belastung unkritisch. Bei regelmäßiger Überschreitung dieser individuellen physiologischen Grenzen jedoch sowie auch im Extremfall kann es zu gesundheitlichen Beeinträchtigungen kommen.

In Kombination mit der Schichtarbeit können sich diese möglichen negativen Effekte der Gestaltung eines Sicherheitsschuhs verstärkt auf die Gesundheit auswirken. Es ist allgemein bekannt, dass langandauernde Arbeitsschichten häufig zu körperlichen und geistigen Ermüdungseffekten führen. Damit einhergehend ist anzunehmen, dass die schlechten Eigenschaften der Sicherheitsschuhe in einem ermüdenden Zustand auch Einfluss auf das Unfallrisiko, die Arbeitsproduktivität und das

allgemeine Wohlbefinden des Beschäftigten hat.

Aus diesen Gründen ist eine Optimierung von Arbeitsschuhen unter den besonderen Bedingungen des Arbeitsschutzes anzustreben.

Die Optimierung von Sicherheitsschuhen erfolgt unter verschiedenen Aspekten – beispielsweise der Dämpfung [8] oder der Form sowie des Materials der Schuheinlagen [16]. In diesen beiden Studien konnte gezeigt werden, dass spezifische Anpassungen am Schuh

Abb. 1 ▲ Form und Position der Gangjustierhilfe am Fuß

Tab. 1 Anthropometrische Kenndaten der Studienpopulation

Gruppe	Größe (cm)	Gewicht (kg)	BMI (kg/m ²)	Alter (Jahre)
	MW ± SD			
Kontrollgruppe	181,2 ± 6,3	82,4 ± 12,8	25,0 ± 3,2	35,8 ± 7,3
Interventionsgruppe	179,0 ± 6,0	83,0 ± 11,7	25,8 ± 2,9	38,0 ± 7,4
PT-Test	n. s.	n. s.	n. s.	n. s.

einen positiven Effekt auf den muskulären Aufwand, den Tragekomfort und das Verletzungsrisiko haben. Die Verbesserung des Ganges durch die Symmetrisierung des Gangbilds kann auch zu einer Entlastung führen. Asymmetrisches Gehen ist mit einem höheren Energieaufwand [7, 13, 14] sowie erhöhtem Sturzrisiko [10, 11] verbunden. Das asymmetrische Gehen erzeugt häufig nicht nur Fußbeschwerden, sondern wirkt sich langfristig auch auf die gesamte Körperstatik aus. Folglich können Beschwerden im Hüft- und Kniegelenk sowie im unteren Rücken und Schulter-Nacken-Bereich entstehen.

Die Entdeckung einer kleinen Kipp-Rotationsbewegung im unteren Sprunggelenk war die Grundlage zur Entwicklung einer Gangjustierhilfe [5–7], die eine weitere Optimierungsmöglichkeit darstellt (■ Abb. 1).

Die Gangjustierhilfe wird als Aufrichthilfe mit Rotationsimpuls und Stütze des Kalkaneus an einem fest definierten Punkt an der Innenseite der Ferse fest angebracht (■ Abb. 1). Sie wirkt somit keilartig auf die Fersenbeinstellung zu Beginn des Fußaufsatzes ein. Resultierend kommt es zu einer frühzeitig angebahnten Kipp-Rotation des Fersenbeins, wodurch ein verstärktes Abrollen über die Außenkante des Fußes erfolgt. Dies bewirkt im Fuß eine Aufrichtung des Fußgewölbes sowie eine Optimierung der Druckverteilung, in deren Folge eine Optimierung der Zügelung durch die Faszien sowie durch die Muskulatur im Gehen lotgerecht in den Körper gerichtet werden kann. Durch die angepasste Statik des Fußes wird ein energieeffizienteres Stehen und Gehen während der Arbeit ermöglicht.

Da die besonderen Eigenschaften eines Sicherheitsschuhs die Beanspruchungslage beeinflussen können, gibt es verschiedene arbeitsphysiologische Verfahren, die die subjektive oder objek-

tive Beanspruchung ermitteln könnten. Eine davon ist die Analyse der Herzfrequenzvariabilität (HRV), die objektiv mittels zeit- und frequenzbezogenen HRV-Parameter die allgemeine Beanspruchung erfasst sowie unabhängig von der subjektiven Wahrnehmung und Einschätzung der Person ist. Die praktische Anwendung der HRV ist gut in der Arbeitsmedizin etabliert [3]. Unterschiedliche HRV-Parameter werden als Goldstandard für die Einschätzung der vegetativen Reaktionen und funktionalen Reserven des Herz-Kreislauf-Systems auf die stattgefundene Belastung in den arbeitsphysiologischen Studien eingesetzt. Die HRV liefert zusätzliche Informationen über die physiologischen Mechanismen der Herz-Kreislauf-Regulation [3, 18]. Eine erfolgreiche Anpassung der Gangjustierhilfe müsste sich auch in der allgemeinen Beanspruchung und somit in einer positiven Veränderung der Herzfrequenzvariabilität widerspiegeln.

In dieser Studie sollte geprüft werden, ob das Anbringen einer Gangjustierhilfe mit der Absicht der Symmetrisierung des Ganges einen, in Bezug auf den Energieaufwand, ökonomisierenden Einfluss auf die allgemeine Beanspruchung von Schichtarbeitern hat. Die hypothetisch angenommene zunehmende Beanspruchung wird in Verbindung mit der Abnahme der parasympathischen Aktivität gebracht, was sich vor allem in den HRV-Parametern der vagalen Regulation widerspiegeln soll.

Methode

Probanden

Für die Studie wurden insgesamt 47 Probanden nach Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien inkludiert, von denen 30 Probanden zufällig ausgewählt wurden. Aufgrund strenger Qualitäts-

kriterien der HRV-Analyse [18] wurden schlussendlich die Datensätze von 29 männlichen Probanden in die Auswertung einbezogen. Zu den Ausschlusskriterien für die HRV-Analyse gehörten die Einnahme herzfrequenzmodulierender Medikamente, kardiovaskuläre Vorerkrankungen, Diabetes mellitus und Schilddrüsenerkrankungen sowie diagnostizierte orthopädische Beschwerden.

Die Studienteilnehmer waren Arbeiter einer Schuhfertigungsfabrik mit ausschließlich stehender und gehender Tätigkeit. Die Zuordnung zur Kontroll- bzw. Interventionsgruppe erfolgte randomisiert. Die Probanden waren hinsichtlich ihrer Gruppenzuordnung verblindet. Sie legten während ihrer Arbeit durchschnittlich 4165 Schritte (MW ± SD: Interventionsgruppe: 4687 ± 3887, Kontrollgruppe 3677 ± 2783) zurück. Die beiden Gruppen unterschieden sich hinsichtlich ihrer anthropometrischen Kennzahlen nicht (■ Tab. 1).

Studiendesign

Bei sämtlichen Studienteilnehmern beider Gruppen (Interventions- und Kontrollgruppe) wurde die HRV an 2 Messungen während der Arbeitsschicht (Spätschicht von 14 bis 22 Uhr) kontinuierlich erfasst. Die Messungen erfolgten im Abstand von 14 Tagen, in denen die Teilnehmer regulär weiterarbeiteten. Für weitere statistische Analysen wird der Mittelwert aus den kontinuierlichen Messungen verwendet.

Sämtliche Probanden waren Sicherheitsschuhträger (Klasse S1) und wurden zu Beginn der Untersuchung mit baugleichen, neuen Sicherheitsschuhen (HAIX, Black Eagle) nach Anprobe in ihrer Schuhgröße ausgestattet. Diese erfüllen Anforderungen der DIN EN ISO 20345. Die durch die verwendete Gangjustierhilfe erfolgte Beeinflussung des unteren Sprunggelenks trägt zu einer Harmonisierung des Gangbilds bei [2]. Die Kontrollgruppe erhielt das Standardmodell, während die Interventionsgruppe Schuhe erhielt, die über eine eingebrachte Gangjustierhilfe verfügten. Das positive Votum der Ethikkommission der Landesärztekammer Baden-Würt-

I. Dürrschnabel · L. Dürrschnabel · I. Böckelmann

Beeinflusst das Tragen einer Gangjustierhilfe in Sicherheitsschuhen die allgemeine Beanspruchung bei Produktionsarbeitern in der Spätschicht? Ergebnisse einer HRV-Analyse

Zusammenfassung

Hintergrund. Sicherheitsschuhe sind Teil einer persönlichen Schutzausrüstung zur Minderung des Unfallrisikos am Arbeitsplatz und bei vielen Tätigkeiten in verschiedenen Berufsgruppen vorgeschrieben. Das Tragen von normierten Arbeitsschuhen kann aufgrund der besonderen Eigenschaften (Passform und Gewicht) zu einer erhöhten Beanspruchung des Arbeiters führen. Eine zusätzliche Optimierung von Arbeitsschuhen, mit dem Ziel der Symmetrisierung des Ganges und der damit einhergehenden Verminderung der Beanspruchung, unter den besonderen Bedingungen des Arbeitsschutzes ist daher anzustreben. In dieser Studie soll überprüft werden, ob das Anbringen einer Gangjustierhilfe mit dem Ziel der Symmetrisierung

des Ganges einen Einfluss auf die allgemeine Beanspruchung von Schichtarbeitern hat.

Methodik. Dafür wurde bei 29 männlichen Probanden (Interventionsgruppe: $n = 15$, Kontrollgruppe: $n = 14$) zu 2 Messzeitpunkten während der Spätschicht die Herzfrequenzvariabilität (HRV) kontinuierlich erfasst.

Ergebnisse. Nach 2-wöchigem Tragen der Gangjustierhilfe zeigt sich eine signifikante Erhöhung der zeitbezogenen HRV-Parameter bei der Interventionsgruppe. Die frequenzbezogenen Parameter Gesamtleistung (Total Power) und Leistung im High Frequency Band (Power HF Band) zeigen bei der Kontrollgruppe eine Verringerung vom 1. zum 2. Messzeitpunkt. Die Ergebnisse sprechen

dafür, dass die Gangjustierhilfe durchaus positive Effekte auf die HRV hat und damit die allgemeine Beanspruchungslage am Arbeitsplatz bei dieser Stichprobe positiv beeinflussen kann.

Diskussion. Weitere Studien zum Überprüfen eines Effektes mit größeren Fallzahlen und unter Berücksichtigung weiterer Gruppierungsmöglichkeiten (bspw. Parameter der Ganganalyse, körperliche Leistungsfähigkeit und Vorerkrankungen) sind jedoch erforderlich.

Schlüsselwörter

Gangbild · Arbeitsschuhe · Gangsymmetrisierung · Beanspruchungslage · Herzfrequenzvariabilität

Does wearing a gait adjustment aid in safety shoes affect overall stress in late shift production workers? Results of an HRV analysis

Abstract

Background. Safety footwear is part of personal protective equipment to reduce the risk of accidents in the workplace and is mandatory for many activities in various occupational groups. Wearing standardized work shoes can lead to increased stress on the worker due to their special characteristics (fit and weight). Additional optimization of work shoes, with the aim of symmetrizing the gait and thus reducing the stress, under the special conditions of occupational health and safety should therefore be sought. The purpose of this study was to examine whether the fitting of a gait adjustment aid with the aim of symmetrizing the gait has an influence on the general strain of shift workers.

Methods. For this purpose, heart rate variability (HRV) was continuously recorded in 29 male subjects (intervention group $n = 15$, control group $n = 14$) at 2 measurement time points (2 weeks in between) during the late shift.

Results. After wearing the gait adjustment aid for 2 weeks, the intervention group showed a significant increase in time-related HRV parameters. The frequency-related parameters total power and power in the high frequency band (power HF band) showed a decrease in the control group from the first to the second measurement time. The results indicate that the gait adjustment aid shows positive effects on HRV and can thus positively influence the

general stress situation at the workplace in this sample.

Discussion. Further studies to verify an effect with larger numbers of cases and taking further grouping possibilities into account (e.g. parameters of gait analysis, physical performance and previous illnesses) are, however, required.

Keywords

Gait pattern · Work shoes · Gait symmetrization · Stress level · Heart rate variability

temberg (Reg.-Nr. F-2020-049) lag zu Beginn der Untersuchung vor.

Während der gesamten Schicht wurden die Abstände zwischen 2 Herzaktionen mit einem tragbaren 1-Kanal-EKG-Gerät (Bittium Faaros 180, Bittium Corporation, Oulu, Finnland) mit der Genauigkeit von 1000 Hz (RR Sampling Frequenz) gemessen. Die technischen Vorgaben für die Qualitätssicherung der Erfassung von Herzaktionen und der HRV-Analyse wurden hiermit erfüllt [18].

Analyse der Herzfrequenzvariabilität

Bei der Durchführung und der Auswahl der HRV-Parameter wurde auf die in den internationalen und nationalen Leitlinien aufgestellten Qualitätskriterien geachtet [18, 20]. Zusätzlich wurden die Herzschlagfrequenz (Hf) und der Mittelwert der Abstände der Herzschläge (NN-Intervalle) erfasst, die oft in der Literatur nicht als direkte HRV-Parameter be-

trachtet werden, die jedoch als Grundlage einer HRV-Analyse dienen. Der Einsatz der Herzschlagfrequenz bei physischen Belastungen ist zwar lange etabliert, jedoch bietet die Analyse der HRV darüber hinaus aufgrund des mehrphasigen Verhaltens unter ansteigenden Belastungen einen Mehrwert gegenüber dem linearen Anstieg der Hf. Die AWMF-S2k-Leitlinie zur HRV [18] empfiehlt, für die Beurteilung der physischen Belastung solche Parameter zu nutzen wie SDNN,

Tab. 2 Ergebnisse der zweifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung

Parameter	Gruppe					Zeit					Zeit × Gruppe				
	Df	MSE	F	η_p^2	P	Df	MSE	F	η_p^2	p	Df	MSE	F	η_p^2	P
SDNN (ms)	1,27	1089	2,87	0,09	0,102	1,27	91,72	3,84	0,12	0,060 ^t	1,27	91,72	1,70	0,05	0,203
RMSSD (ms)	1,27	321,17	2,46	0,83	0,129	1,27	25,69	1,27	0,04	0,269	1,27	25,69	2,82	0,09	0,105
Total Power (ms ²)	1,27	8583932	1,96	0,06	0,173	1,27	660720	0,01	0,00	0,943	1,27	660720	4,24	0,11	0,049*
Power HF Band (ms ²)	1,27	52751	2,10	0,07	0,159	1,27	5092	0,81	0,02	0,376	1,27	5092	4,71	0,14	0,039*
LF/HF-Ratio	1,27	16,95	0,43	0,01	0,519	1,27	1,60	9,08	0,25	0,006**	1,27	1,60	1,01	0,03	0,323

df Freiheitsgrade, MSE mittlerer quadratischer Fehler, η_p^2 partielles Eta Quadrat (Effektgröße)

Signifikanzen: * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$

^t $p < 0,01$ (tendenzielle Unterschiede)

RMSSD, Total Power; LF Power und/oder HF Power (die Erklärung s. unten). Bei den psychischen Belastungen kommen noch die weiteren Parameter, wie LF/HF-Ratio und DQ und SD1 aus der nicht-linearen Analyse, dazu. In dieser Studie wurde lediglich der Parameter LF/HF-Ratio ausgewertet.

Zur Schätzung der vegetativen Balance wurden aus den Arbeitsphasen von 8h die HRV-Parameter im Zeitbereich (SDNN, RMSSD) und Frequenzbereich (Leistung im Gesamtspektrum im Bereich 0–0,40 Hz Total Power, Quotient aus der Leistung im Low Frequency Band (0,04 bis 0,15 Hz) und High Frequency (0,15–0,40 Hz) Band LF/HF sowie Leistung Power HF Band) verwendet [18]. SDNN wird als Standardabweichung der NN-Intervalle im Messzeitbereich definiert und gilt als Maß der Gesamtvariabilität des Herzschlags. Dieser Parameter stellt ein Maß für das Gesamtniveau der autonomen Regulation des Herzens dar. Der Parameter RMSSD wird berechnet aus der Quadratwurzel des Mittelwerts der Summe aller quadrierten Differenzen zwischen benachbarten NN-Intervallen. Der Parameter RMSSD reflektiert die schnellen Variationen des Herzschlags. Dem Parameter RMSSD und dem Power HF wird die Aktivität des Parasympathikus zugeordnet, und somit sind diese beide Parameter ein Indikator für die vagale Herzregulation. Bei dem SDNN und dem LF/HF sind die Einflüsse der beiden Zweige des autonomen Nervensystems, des Sympathikus und des Parasympathikus, zugeschrieben. Der LF Band oder sog. Barorezeptoren-Band beinhaltet langsamere Oszillationen. Total Power ist ein Parameter für das Gesamtniveau der autonomen Regulation.

Statistische Analyse

Die Verteilungen sämtlicher Parameter wurden visuell mittels Kerndichteschätzer überprüft. Weiterhin wurde für jede Variable eine zweifaktorielle ANOVA mit Messwiederholungen (Gruppe × Zeit) mit der Gruppe als Zwischensubjektfaktor und der Zeit als Innersubjektfaktor berechnet, um die globalen Effekte zu bewerten. Die Verteilung der Residuen wurde visuell über Quantil-Quantil-Diagramme überprüft. Anschließend wurden Post-hoc-Vergleiche mit der TUKEY-Korrektur durchgeführt, um mögliche Unterschiede zwischen und innerhalb der Gruppen zu detektieren. Um die Effekte einschätzen zu können, wurden die Mittelwertdifferenzen und das dazugehörige Konfidenzintervall (95%-KI) angegeben. Das Signifikanzlevel wurde auf 0,05 gesetzt. Ergebnisse mit einem p -Wert $< 0,1$ wurden als mögliche Trends angesehen und mit „^t“ gekennzeichnet. Sämtliche statistische Analysen wurden mit R [17] unter der Verwendung verschiedener Pakete [12, 19, 21] durchgeführt.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der HRV-Analyse sind in **Tab. 2** und **Abb. 2, 3 und 4** dargestellt.

SDNN. Es konnten keine signifikanten Interaktionseffekte zwischen den Gruppen und der Zeit gefunden werden [$F(1,27) = 1,70$; $p = 0,203$]. Ein Zeiteffekt konnte nur tendenziell gesichert werden [$F(1,27) = 3,84$; $p = 0,06$]. Es konnten keine Gruppeneffekte nachgewiesen werden. Post-hoc-Tests zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen T1

und T2 bei der Interventionsgruppe (–8,21, 95%-KI [–15,39, –1,04]).

RMSSD. Für diesen Parameter der Herzfrequenzvariabilität konnten global keine signifikanten Effekte nachgewiesen werden. In der Tendenz zeigte sich ein Unterschied ($p = 0,05$) zwischen T1 und T2 bei der Interventionsgruppe (–3,7, 95%-KI [–7,54 bis 0,05]) sowie zwischen den Gruppen zu T1 (–9,62, 95%-KI [–19,6 bis 0,3]).

Total Power. Es konnte ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen den Gruppen gefunden werden [$F(1,27) = 4,24$; $p = 0,04$]. Gruppen- und Zeiteffekte konnten statistisch nicht nachgewiesen werden. Post-hoc-Vergleiche zeigten allerdings in der Tendenz einen Unterschied ($p = 0,06$) zwischen den Gruppen zu T1 (–1518, 95%-KI [–3147 bis 111]).

LF/HF-Ratio. Es konnte kein signifikanter Interaktionseffekt zwischen den Gruppen und der Zeit gefunden werden [$F(1,27) = 1,01$; $p = 0,32$]. Der Einfluss der Messwiederholungen (Zeit) war signifikant [$F(1,27) = 9,08$; $p = 0,006$]. Post-hoc-Vergleiche zeigten gruppenunabhängig einen Unterschied zwischen T1 und T2 (1, 95%-KI [0,32–1,68]). Für die Interventionsgruppe erwies sich der Unterschied zwischen T1 und T2 als signifikant (1,33, 95%-KI [0,38–2,28]).

Power HF Band. Es konnte ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen den Gruppen und der Zeit gefunden werden [$F(1,27) = 4,71$; $p = 0,039$]. Für die Gruppen- und Zeiteffekte konnten keine Unterschiede gefunden werden. Post-hoc-Vergleiche zeigten in der Tendenz Unter-

Abb. 2 ▲ Ausprägung der SDNN in Abhängigkeit des Messzeitpunkts und der Gruppenzugehörigkeit

Abb. 3 ▲ Ausprägung der RMSSD in Abhängigkeit des Messzeitpunkts und der Gruppenzugehörigkeit

Abb. 4 ◀ Ausprägung der Gesamtleistung in Abhängigkeit des Messzeitpunkts und der Gruppenzugehörigkeit

schiede zwischen den Gruppen ($p = 0,05$) zu T1 ($-128,2$, 95%-KI $[-257$ bis $0,55]$). Innerhalb der Gruppen zeigte sich ein signifikanter Unterschied für die Kontrollgruppe zwischen T1 und T2 ($57,6$, 95%-KI $[2,22-112,9]$). Die Interventionsgruppe zeigte keine bedeutsame Veränderung.

Diskussion

Als Ziel der Studie sollte geprüft werden, ob das Tragen einer Gangjustierhilfe im Sicherheitsschuh eine Auswirkung auf die psychische und physische Beanspruchung von Schichtarbeitern hat. Der Effekt einer Gangjustierhilfe wurde in dieser Studie über die Veränderung der Herzfrequenzvariabilität (HRV) als objektiver Beanspruchungsparameter abgeschätzt.

Die ausgewählten zeitbezogenen Parameter der HRV (SDNN und RMSSD; **Abb. 2 und 3**) sind bei der Interventionsgruppe am ersten (T1) und zweiten Messzeitpunkt (T2) tendenziell geringer als bei der Kontrollgruppe. Zusätzlich zeigt sich ein signifikanter Anstieg der HRV für die Interventionsgruppe nach 2-wöchigem Tragen der Gangjustierhilfe. Dieser kann bei der Kontrollgruppe nicht nachgewiesen werden. Eine höhere HRV (SDNN und RMSSD) spiegelt die gute Anpassungsfähigkeit des Zusammenspiels zwischen Sympathikus und Parasympathikus wider. Eine erhöhte Variabilität ist also ein Zeichen von energieschonendem Arbeiten und guter Anpassungsfähigkeit. Eine reduzierte HRV bedeutet mehr Stressempfinden. Stress und mentale Anspannung führen in der Regel zu einer Abnahme der

parasympathischen Aktivität und damit zu einer Reduzierung der zeitbezogenen HRV-Parameter [18]. Da Gruppenunterschiede auf dem vorgegebenen Signifikanzniveau nicht nachgewiesen werden können, kann eine Verallgemeinerung dieser Ergebnisse nicht getroffen werden. Letztlich zeigen jedoch die Veränderungen innerhalb der Gruppen für die Interventionsgruppe eine signifikante Verbesserung der zeitabhängigen HRV-Parameter.

Die ausgewählten Parameter im Frequenzbereich weisen, insbesondere für den Parameter Total Power (**Abb. 4**), auf Interaktionseffekte zwischen den Gruppen hin. Bei der Interventionsgruppe ist eine Erhöhung der Gesamtleistung (Total Power) vom ersten (T1) zum zweiten (T2) Messzeitpunkt zu beobachten, während hingegen die Kontrollgruppe einen negativen Anstieg der Geraden bzgl. der Messparameter zeigt. Sind die Unterschiede zwischen den Gruppen zum ersten Zeitpunkt noch sehr deutlich, kommt es nach 2 Wochen zu einer Angleichung der Werte. Eine Abnahme der Gesamtleistung spricht für den Gesamtenergieverlust und somit für eine Reduktion der Gesamtvariabilität. Eine Reduktion der Gesamtvariabilität deutet auf eine sinkende Anpassungsfähigkeit des autonomen Nervensystems hin, die wiederum durch eine erhöhte Beanspruchung während der Arbeitsschicht erklärt werden könnte. Ein ähnliches Muster ist für die Power im Hochfre-

Abb. 5 ▲ Ausprägung des Power HF Band in Abhängigkeit des Messzeitpunkts und der Gruppenzugehörigkeit

Abb. 6 ▲ Ausprägung des LF/HF-Ratio in Abhängigkeit des Messzeitpunkts und der Gruppenzugehörigkeit

quenzbereich (Power HF Band; ■ Abb. 5) zu beobachten.

Das LF/HR-Ratio ist in dieser Studie für beide Gruppen erstaunlich hoch ausgefallen. Es wird vermutet, dass es sich hier um eine *Weiß-Kittel-Reaktion* handelt, bei der die Probanden zum Anfang der Untersuchung noch aufgeregt sind. Das LF/HR-Ratio sinkt allerdings bei beiden Gruppen nach 2 Wochen im Testzeitraum (■ Abb. 6). Besonders stark ist die Reduzierung bei der Interventionsgruppe zu beobachten. Ein Absinken des LF/HR-Ratios kann auf einen positiven Effekt einer Präventionsmaßnahme hindeuten [18].

Ausgewählte Parameter der HRV können als Indikatoren für die Beurteilung der Beanspruchung bei der Einführung neuer Technologien im Arbeitsumfeld genutzt werden [3]. Beispielsweise konnte gezeigt werden, dass die HRV im Zusammenhang mit respiratorischen und metabolischen Indikatoren der Beanspruchung steht [4, 9]. Weiterhin können Parameter der HRV auch zur Abschätzung von psychischen Beanspruchungen, wie etwa Stress und mentale Anspannung, hinzugezogen werden [18]. Zusätzliche Einflussfaktoren, wie etwa Alter, Geschlecht, erhöhtes Körpergewicht, sportliche Leistungsfähigkeit, Erkrankungen (chronische Niereninsuffizienz, chronisch-obstruktive Lungenerkrankungen, Herzinsuffizienz, Myokardinfarkt, chronische Kopfschmerzen u. a.), Schichtarbeit oder Rauchen [18],

sind ebenfalls zu nennen, obwohl diese entweder bei den Ausschlusskriterien berücksichtigt wurden oder bei den Messwiederholungsanalysen (intraindividuelle Analysen) eher zu vernachlässigen sind. Die weiteren Einflussfaktoren wie z. B. Lärm, Temperatur usw. sind hier vergleichbar gewesen. Die Körperhaltung (Stehen, Gehen, Sitzen) hat zwar einen Einfluss auf die HRV, jedoch war der Anteil dieser Körperhaltungen und Bewegungen in den zu untersuchenden Phasen vergleichbar. Es ist bekannt, dass es durch die Schichtarbeit (mit Nachschicht) zu einer sympathischen Aktivierung und einer Reduzierung der vagalen Aktivität kommen kann. In der hier durchgeführten Untersuchung wurde der Einfluss dieses Faktors auf die HRV-Parameter zwar mitberücksichtigt, allerdings war die Erfassungszeit der beiden Probandengruppen identisch.

Aufgrund der Fallzahl der ausgewählten Stichprobe können die positiven Effekte jedoch nicht ohne Weiteres auf andere Stichproben übertragen werden. Weitere Studien zum Überprüfen eines Effekts mit größeren Fallzahlen und unter Berücksichtigung weiterer Gruppierungsmöglichkeiten (bspw. Parameter der Ganganalyse, körperliche Leistungsfähigkeit und Vorerkrankungen) sind angezeigt und erforderlich. Gleichsam bieten sich zur Abschätzung der allgemeinen Beanspruchung alternativ auch andere Verfahren an, wie z. B. die

Spiroergometrie oder biomechanische Ganganalysen im Labor.

Fazit für die Praxis

- Die Studie zum Einsatz einer Gangjustierhilfe mit dem Ziel der Optimierung eines Sicherheitsschuhs und der Ökonomisierung des Gehens sowie deren Nachweis mittels HRV ist vorerst die erste ihrer Art.
- Die Ergebnisse sprechen dafür, dass die Gangjustierhilfe durchaus positive Effekte auf die HRV zeigt und damit die allgemeine Beanspruchungslage am Arbeitsplatz bei dieser Stichprobe positiv beeinflusst.
- Eine erfolgreiche Symmetrisierung des Gangs durch eine an der Ferse angebrachte Gangjustierhilfe könnte die metabolische Nachfrage verringern und möglichen Überlastungen durch Ermüdungserscheinungen präventiv entgegenwirken.
- Neben den Trägern von Sicherheitsschuhen könnten auch Ältere mit Gang- und Standproblemen oder Sporttreibende mit Beschwerden profitieren.
- In der Praxis werden hier erste Versuche gemacht, um die vegetative Belastung über die Arbeit hinaus nachweisen und verändern zu können.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. med. habil. Irina Böckelmann

Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Leipziger Straße 44, 39120 Magdeburg, Deutschland

irina.boeckelmann@med.ovgu.de

Funding. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. I. Dürrschnabel, L. Dürrschnabel und I. Böckelmann geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethikkommission, im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki in der aktuellen, überarbeiteten Fassung durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Akbar-Khanzadeh F (1998) Factors contributing to discomfort or dissatisfaction as a result of wearing personal protective equipment. *J Hum Ergol* 27(1–2):70–75
2. Anders C, Dürrschnabel I, Dürrschnabel L (2021) Effekt von Gangjustierhilfen auf die Stabilisierung und Symmetrisierung des Gehens. *Man Med*. <https://doi.org/10.1007/s00337-021-00822-6>
3. Böckelmann I, Sammito S (2020) Herzfrequenzvariabilitätsanalyse in der betriebsärztlichen Praxis. *Zbl Arbeitsmed* 70(6):269–277
4. Cottin F, Médigue C, Lopes P, Leprêtre PM, Heubert R, Billat V (2007) Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *Int J Sports Med* 28(04):287–294
5. Dürrschnabel L, Dürrschnabel I (2021) Der beschuhte Fuß beim Gehen: Anatomische Grundlagen und Grundsätzliches zu Gangoptimierung. *Orthopädieschuhtechnik* 72:28–34
6. Dürrschnabel L, Dürrschnabel I (2021) Gleichgewichtssinn und Symmetrie – untrennbare Einheit einer stabilen Bipedalität. *Man Med* 59:87–93
7. Ellis RG, Howard KC, Kram R (2013) The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. *Proc R Soc B* 280(1756):20122784
8. Hübner A, Schenk P, Grassme R, Mädge L, Anders C (2013) Fersendämpfungselemente in Sicherheitsschuhen bewirken eine Ökonomisierung der Muskelaktivität. *Zbl Arbeitsmed* 63(6):324–329
9. Kaikkonen P, Hynynen E, Mann T, Rusko H, Nummela A (2010) Can hrv be used to evaluate training load in constant load exercises? *Eur J Appl Physiol* 108(3):435–442
10. Kalron A, Achiron A (2014) The relationship between fear of falling to spatiotemporal gait parameters measured by an instrumented treadmill in people with multiple sclerosis. *Gait Posture* 39(2):739–744
11. Kalron A, Frid L (2015) The „butterfly diagram“: a gait marker for neurological and cerebellar impairment in people with multiple sclerosis. *J Neurol Sci* 358(1–2):92–100
12. Lenth R (2020) emmeans: estimated marginal means, aka least-squares means. R package version 1.5.2-1
13. Lewek MD, Osborn AJ, Wutzke CJ (2012) The influence of mechanically and physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking. *Arch Phys Med Rehabil* 93(1):123–128
14. Mahon CE, Darter BJ, Dearth CL, Hendershot BD (2019) The relationship between gait symmetry and metabolic demand in individuals with unilateral transfemoral amputation: a preliminary study. *Mil Med* 184(7–8):e281–e287
15. Marr SJ, Quine S (1993) Shoe concerns and foot problems of wearers of safety footwear. *Occup Med* 43(2):73–77
16. Mündermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM (2001) Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Med Sci Sports Exerc* 33(11):1939–1945
17. R Core Team (2020) R: a language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria
18. Sammito S, Thielmann B, Seibt R, Klusmann A, Weippert M, Böckelmann I (2015) Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational science. *ASU Int*. <https://doi.org/10.17147/ASUI.2015-06-09-03>
19. Singmann H, Bolker B, Westfall J, Aust F, Ben-Shachar MS (2021) afex: analysis of factorial experiments. R package version 0.28-1
20. Task Force of the European Society of Cardiology, North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996) Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 93(5):1043–1065
21. Wickham H (2016) ggplot2: elegant graphics for data analysis. Springer, New York