

Einfluss einer Gangjustierhilfe auf die Oberkörperbewegung

Influence of a Gait Adjustment Aid on Upper Body Movement

OPEN
ACCESS

Autorinnen/Autoren
Christoph Anders¹ , Damian Dürrschnabel²

Institute

- 1 Experimentelle Unfallchirurgie, FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, Klinik für Unfall- Hand und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Jena, Friedrich-Schiller-Universität Jena, Jena, Germany
- 2 Medizinische Fakultät, Sigmund Freud PrivatUniversität Wien, Wien, Austria

Schlüsselwörter

Bipede Lokomotion, Gangjustierhilfe, Oberkörperbewegung, Gehgeschwindigkeit

Keywords

Bipedal Locomotion, Gait Adjustment Aid, Upper Body Movement, Walking Speed

eingereicht 25.04.2024

akzeptiert 10.09.2024

Artikel online veröffentlicht 2024

Bibliografie

Phys Med Rehab Kuror

DOI 10.1055/a-2435-2259

ISSN 0940-6689

© 2024. The Author(s).

This is an open access article published by Thieme under the terms of the Creative Commons Attribution-NonDerivative-NonCommercial-License, permitting copying and reproduction so long as the original work is given appropriate credit. Contents may not be used for commercial purposes, or adapted, remixed, transformed or built upon. (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14,
70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

Dr. Christoph Anders

Experimentelle Unfallchirurgie, FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, Klinik für Unfall- Hand und Wiederherstellungschirurgie, Universitätsklinikum Jena, Friedrich-Schiller-Universität Jena

Jena

Germany

Christoph.Anders@med.uni-jena.de



Zusätzliches Material finden Sie unter
<https://doi.org/10.1055/a-2435-2259>

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Trotzdem der Mensch auf ca. 3 Millionen Jahre Evolution des aufrechten Ganges zurück blicken kann ist dieser Prozess, wie auch alle anderen evolutionären Prozesse nicht als abgeschlossen zu betrachten. Dies gilt insbesondere unter sich ständig ändernden Umweltbedingungen. Um hier zu optimieren wurde eine Orthesen-ähnliche Einlage, die so genannte Gangjustierhilfe (GJH), die medial im Bereich des Fersenbeines appliziert wird entwickelt. Die vorliegende Studie evaluiert die Auswirkung der GJH beim beschuhten Gehen auf die Gehgeschwindigkeit und die Oberkörperbewegung beim Gehen.

Materialien und Methoden Dafür wurden 40 gesunde Probanden (20 Frauen, 19–35 Jahre) während des Gehens über festen Boden bei selbst gewählter normaler, sowie betont langsamer und schneller Gehgeschwindigkeit untersucht. Die Messung der Gehgeschwindigkeit erfolgte über ein Lichtschrankensystem, die Oberkörperbewegungen wurden über Inertialsensoren, die verwickelungsfrei am Sternumbefestigt waren erfasst. Zur Auswertung kamen dabei die Beschleunigung, sowie die Winkelgeschwindigkeiten in jeweils drei Achsen.

Ergebnisse Die mittleren Gehgeschwindigkeiten waren bei Anwendung der GJH für normales und betont schnelles Gehen signifikant höher als ohne GJH (Normal, ohne GJH $1,41 \pm 0,05$ m/s (MW ± 95 % CI), mit GJH $1,47 \pm 0,04$ m/s; schnell, ohne GJH $1,79 \pm 0,06$ m/s, mit GJH $1,82 \pm 0,05$ m/s). Für die Oberkörperbewegungen konnte während der Lastübernahme (0–5 % normierter Gangzyklus) eine signifikant schnellere Extensionsbewegung des Oberkörpers nachgewiesen werden.

Schlussfolgerungen Die GJH bewirkt somit einen lokomotionsaktivierenden Effekt und unabhängig davon eine erhöhte Aufrichtbewegung des Oberkörpers, die zu einer Rückverlagerung des Körperschwerpunktes und damit zu einem verbesserten funktionellen Gangbild beiträgt. Diese verstärkte Aufrichtung kann darüber hinaus als Baustein zur Sturzprophylaxe unserer immer älter werdenden Bevölkerung beitragen.

ABSTRACT

Background Despite humans being able to look back on approximately three million years of upright walking evolution, this process, like all other evolutionary processes, is not considered complete. This is especially true in constantly changing environmental conditions. In order to optimize, in this context an orthosis-like insole called the Gait Adjustment Aid (GAA), applied medially in the area of the heel bone, has been developed. The present study evaluates the impact of GAA on shod walking, focusing on walking speed and upper body movement.

Materials and Methods For this purpose, 40 healthy participants (20 women, aged 19–35 years) were examined while walking on solid ground at self-selected normal, deliberately slower, and faster walking speeds. Walking speed was measured using a photocell system, and upper body movements were recorded using inertial sensors securely attached to the ster-

num to prevent shaking. The analysis included acceleration and angular velocities in three axes each.

Results The mean walking speeds were significantly higher when using GAA for normal and deliberately faster walking compared to walking without GAA (normal, without GAA 1.41 ± 0.05 m/s (mean \pm 95 % CI), with GAA 1.47 ± 0.04 m/s; fast, without GAA 1.79 ± 0.06 m/s, with GAA 1.82 ± 0.05 m/s). For upper body movements, a significantly faster extension movement of the upper body was detected during load acceptance (0–5 % normalized gait cycle) when using GAA.

Conclusions Therefore, GAA induces a locomotion-activating effect and, independently, an increased upright movement of the upper body, contributing to a backward shift of the body's center of mass and thus an improved functional gait pattern. This enhanced upright posture can also contribute as a component for fall prevention in our increasingly aging population.

Einleitung

Der Mensch nutzt seit mindestens ca. 3 Millionen Jahren den aufrechten, bipeden Gang zur Fortbewegung [1]. Sehr wahrscheinlich war das Freiwerden der Arme und Hände vorteilhaft für die Nahrungssuche und Aufnahme [2]. Die Aufrichtung brachte enorme evolutionäre Vorteile für die Hominiden und hat durch die Verlagerung des Körperschwerpunktes über die Beine erhebliche skelettale Anpassungen insbesondere des Beckens, der Gelenke, tragenden Knochen [1] und auch des Fußskeletts [3] aber genauso der Muskulatur und hier der hüftaufrichtenden und Bein streckenden Muskeln geführt [4]. Mit Abschluss der Aufrichtung, die mit der vollständigen Kniestreckung verbunden war kam ein weiterer positiver Effekt, nämlich ein gegenüber der vierbeinigen Lokomotion deutlich verringertes Energieverbrauch hinzu [5].

Die Anpassungen des muskuloskelettalen Systems, obwohl die genannte Zeitspanne genug Zeit für eine Anpassung an die Bipedie ermöglicht haben sollte, sind nicht als abgeschlossen zu betrachten – wie es grundsätzlich für alle evolutionären Prozesse gilt [6], da sich die Umweltbedingungen ständig verändern. Das liegt für den Fall der Lokomotion vor allem daran, dass sich der aufrechte Gang unter völlig anderen äußeren Bedingungen, nämlich auf weichen und federnden Böden und dabei die überwiegende Zeit ohne festes Schuhwerk, als die heutigen Bedingungen mit überwiegend harten Böden und dem Tragen eher modischem als funktionellen Schuhwerks entwickelt hat. Zum anderen bewegen wir uns in der heutigen modernen Gesellschaft immer weniger, wodurch weitere, vor allem degenerativ bedingte Beschwerdebilder hinzugekommen sind. Nicht zuletzt spielt hier die gestiegene und weiterhin steigende Lebenserwartung und die damit einhergehenden degenerativen Erkrankungen ebenfalls eine Rolle. Lokomotionsassoziierte Beschwerden sind sehr häufig. Seien es Rückenbeschwerden [7], Abnutzungen der großen, Gewicht tragenden Gelenke [8] oder der Füße selber. Degenerative Veränderungen des Fußes gehen oft mit einem Absinken des pyramidenförmigen knöchernen Fußgewölbes einher, was mit Schmerzen verbunden ist. Damit wird die passive Standstabilität beeinträchtigt, die dann zusätzlich muskulär kompensiert werden muss. Durch die Induktion eines Kipp-Rotationsmomentes am Calcaneus kann diese Situation funk-

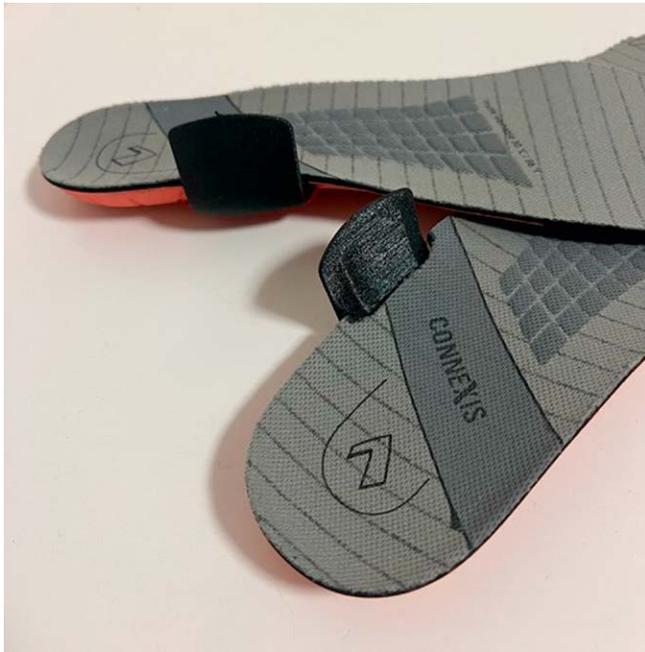
tionell behoben oder zumindest weitgehend korrigiert werden. Dadurch erfolgt eine Dorsal- und Lateralverlagerung des Impulses der Körperlast, wodurch das Fußgewölbe entlastet wird. Dies kann mit einer so genannten Gangjustierhilfe (GJH), die an der Innenseite des Fußes appliziert wird erfolgen.

Eigene vorangegangene Untersuchungen haben bereits ergeben, dass bei der Verwendung einer so genannten Gangjustierhilfe (GJH) während des Gehens eine Verringerung des muskulären Aufwandes insbesondere der sprunggelenksnahen Muskulatur, sowie eine Verringerung vorhandener Seitendifferenzen nachgewiesen werden konnte [9]. Als nächstes stellte sich die Frage, ob auch Einflüsse auf Bewegungsdaten des Oberkörpers durch die GJH nachweisbar wären. Hierfür haben wir einen dreiachsigen Inertialsensor verwacklungsfrei auf dem Sternum befestigt, um entsprechende Daten zu gewinnen.

Methode

Für die Studie wurden insgesamt 40 gesunde Personen im Alter zwischen 19 und 35 Jahre (20 Frauen, MW $24,7 \pm 3,3$ Jahre) untersucht. Die Untersuchung erfolgte in einem Sicherheitsschuh (Haix CONNEXIS SAFETY + GTX), welcher zunächst ohne und dann mit der GJH ausgestattet war (► **Abb. 1**). Alle Probanden gingen auf einem 10 m langen Walkway zuerst in ihrer selbst gewählten normalen Gehgeschwindigkeit, dann betont langsam, sowie im Anschluss betont schnell. Die jeweilige Gehgeschwindigkeit wurde durch ein Lichtschrankensystem im zentralen Bereich des Walkways detektiert und dokumentiert. Die Probanden absolvierten die Gehstrecke insgesamt jeweils 8 mal (jeweils vier mal in jede Richtung), für die langsame Gehgeschwindigkeit jedoch nur 6 mal. Akzelerationen, Dezele-rationen sowie Wendevorgänge wurden von der Analyse ausgeschlossen, indem lediglich Doppelschritte mit einer maximalen Abweichung von $\pm 10\%$ von der jeweils individuell ermittelten medianen Gehgeschwindigkeit in die Analyse eingingen. Unter diesen Untersuchungsbedingungen konnten verlässlich jeweils mindestens 40 gültige Doppelschritte in die Analyse einbezogen werden. Während der Untersuchung wurde die Schrittidentifikation anhand von auf

den Schuhen befestigten Inertialsensoren vorgenommen. Zudem wurde allen Probanden ein Inertialsensor körperschlüssig und damit verwacklungsfrei auf dem Sternum befestigt, um die Oberkörperbewegung zu messen. Für die vorliegende Analyse wurden dafür die Akzelerationsdaten (Acc), sowie die Drehraten (Winkelgeschwindigkeiten, Gyro), jeweils in drei Achsen verwendet. Die Messdaten aller genannten Sensoren wurden simultan mit einer Abtastrate von 286 / s erfasst (Cometa S.r.l. Auflösung: 16 bit). Hauptzielparameter waren Änderungen der beschleunigungs- bzw. Winkelgeschwindig-



► **Abb. 1** Gangjustierhilfe, bereits in Einlegesohle integriert.

keiten zwischen beiden Testsituationen (ohne und mit GJH), Nebenzielparameter war eine Beeinflussung der individuellen Gehgeschwindigkeit durch die Applikation der GJH. Die Untersuchung wurde der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät an der Friedrich-Schiller-Universität Jena vorgelegt, von dieser begutachtet und positiv bewertet (2020-1653-BO, 2020-1653_1-BO).

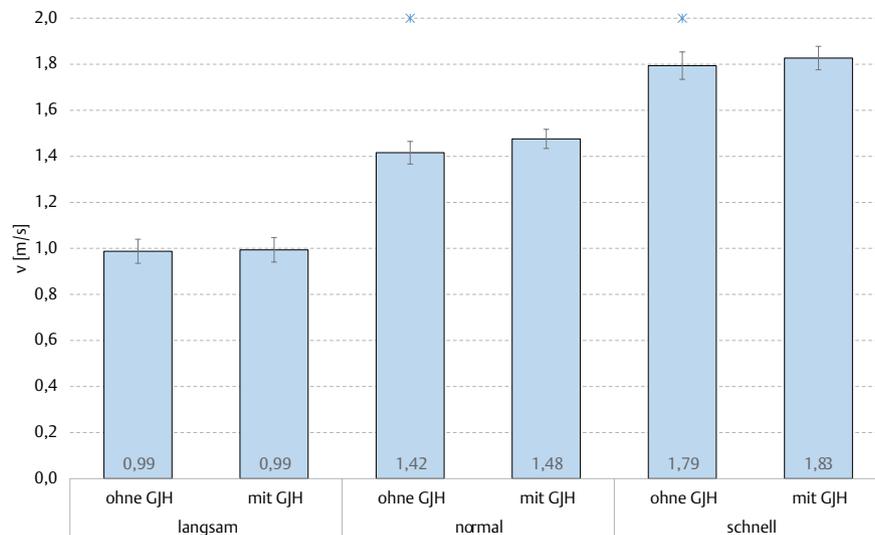
Die statistische Verarbeitung der Daten erfolgte für die Gehgeschwindigkeiten mit einem gemischten linearen Modell mit den Haupteffekten Geschlecht, Richtung, Lauf (als absolvierter Gang, bestehend aus Hin- und Rückrichtung), Gehgeschwindigkeit und GJH. Die Analyse ergab, dass lediglich die Gehgeschwindigkeit und GJH signifikante Werte erreichten. Deswegen erfolgte die weitere statistische Bearbeitung unter Einbeziehung aller Probanden, ohne Berücksichtigung der Gehrichtung und des Laufes.

Die Daten der Inertialsensoren wurden als gemittelte zeitnormierte Verlaufskurven mit einer Auflösung von 0,5 % des normierten Schrittes dargestellt und Differenzen zwischen den Situationen ohne und mit GJH getestet. Die erforderliche Korrektur der Signifikanzwerte wurde unter Verwendung der Bonferroni-Holm Methode vorgenommen [10]. Das globale Signifikanzniveau war wie üblich mit $p < 0,05$ festgelegt. Zusätzlich erfolgt noch eine Darstellung der jeweiligen Differenzen als $MW \pm 95\% \text{ CI}$.

Ergebnisse

Gehgeschwindigkeiten

Für die Gehgeschwindigkeiten konnte kein systematischer Geschlechtsunterschied ermittelt werden, weswegen hier die Daten aller Probanden gemeinsam analysiert wurden. Die Gehgeschwindigkeiten waren für die normale und schnelle Gehgeschwindigkeit bei Verwendung der GJH signifikant höher als ohne (► **Abb. 2**). Die Differenzen betragen dabei 4,1 % für die normale und 1,6 % für die schnelle Gehgeschwindigkeit.



► **Abb. 2** Mittlere Gehgeschwindigkeiten für alle Probanden bei selbst gewählter normaler, langsamer und schneller Gehgeschwindigkeit. Die Sternchen markieren signifikante Differenzen zwischen der Situation ohne und mit GJH ($p < 0,05$). Die Daten sind als Mittelwerte $\pm 95\% \text{ KI}$ dargestellt.

Oberkörperbewegungen

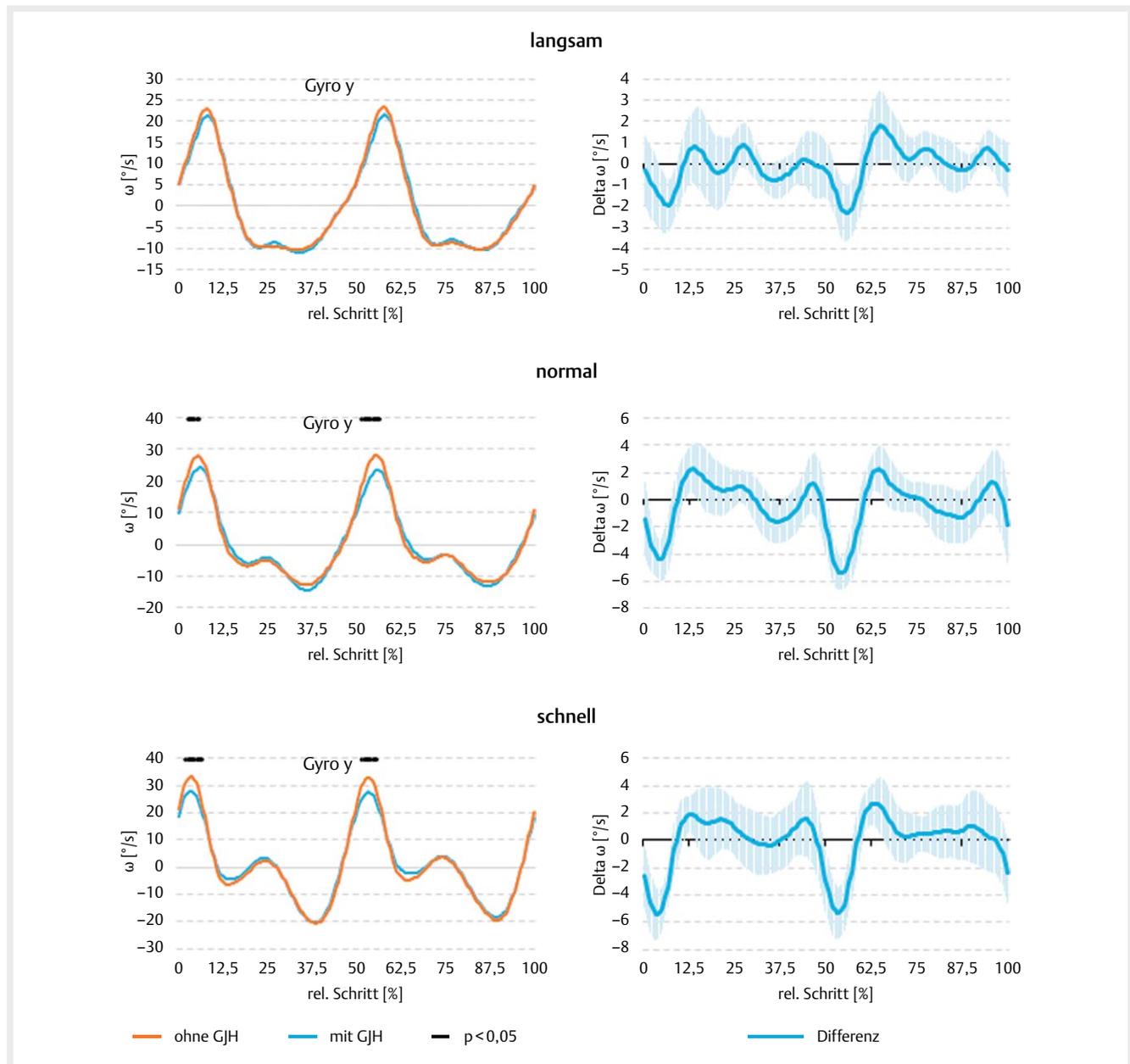
Die über die Akzelerations- und Winkelgeschwindigkeitsdetektion registrierten Oberkörperbewegungen wiesen generell die erwartbaren Verläufe auf. Dabei gab es unabhängig davon, ob die GJH verwendet wurde oder nicht deutliche und systematische Beeinflussungen der ermittelten Werte für die drei selbst gewählten Gehgeschwindigkeiten. Hierzu erfolgte allerdings keine statistische Testung, da dies nicht zu den Zielparametern gehörte. Eine vollständige Darstellung der Verlaufsdaten sowohl der Beschleunigungsdaten als auch der Drehraten kann im Supplement gefunden werden (► **Supplement**).

Für den Vergleich ohne und mit GJH konnte für die Drehrate der y-Komponente (Flexion/Extension des Oberkörpers) jeweils wäh-

rend der Lastübernahme (0–5 % des normierten Gangzyklus) deutlich höhere Winkelgeschwindigkeiten in Extensionsrichtung für die Situation mit GJH nachgewiesen werden, die mit zunehmender Gehgeschwindigkeit zunahm und ab der normalen Gehgeschwindigkeit als signifikant nachweisbar waren (► **Abb. 3**). Dieser Effekt ist auch klar in den Differenzdarstellungen sichtbar, bei denen in den genannten Bereichen das 95 % ige Konfidenzintervall (CI) die Nulllinie nicht überschreitet.

Diskussion

In der vorliegenden Untersuchung sollte die Wirkung einer in den Schuh eingebrachten speziellen Einlage, der Gangjustierhilfe auf



► **Abb. 3** Links: Drehraten während des normierten Schrittes in Flexion- (–) und Extensionsrichtung (+) für die untersuchten Gehgeschwindigkeiten. Die schwarzen Markierungen kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Situationen ohne und mit GJH.

die Gehgeschwindigkeit und die Oberkörperbewegung, die über Inertialsensoren am Sternum erfasst wurde evaluiert werden.

Für die selbst gewählten Gehgeschwindigkeiten auf dem Walkway konnten systematisch höhere Gehgeschwindigkeiten gemessen werden, als in der Situation ohne GJH. Das weist auf einen lokomotionsaktivierenden Effekt der GJH hin, der vor allem für normale und schnellere Gehgeschwindigkeiten zu Buche schlägt. Ohne dass hier Aufwandskennwerte wie beispielsweise die Aktivierungsintensität der Beinmuskulatur bzw. deren distanznormierter muskulärer Aufwand [11] untersucht wurden, kann aus bereits publizierten [9] und bisher noch nicht veröffentlichten Daten angenommen werden, dass dies ohne zusätzlichen muskulären und damit metabolischen Aufwand erfolgte.

Unabhängig davon konnte für die Oberkörperbewegung während des Gehens, ohne dass systematische Änderungen der vertikalen, rotatorischen und Flexionsbewegungen nachweisbar waren deutliche und dabei signifikant erhöhte Winkelbewegungen in Extensionsrichtung während der initialen Standphase, also zum Zeitpunkt der Lastübernahme unmittelbar nach dem jeweiligen Fersenaufsatz nachgewiesen werden. Die laut Wirkprinzip der GJH [12] erfolgende Korrektur der Situation des Calcaneus in der Phase des Bodenkontaktes im Sinne eines zusätzlichen Kipp-Rotationsmoment kann dies hier, da ansonsten keinerlei Veränderungen an der Versuchsumgebung vorgenommen wurden als ursächlich angenommen werden. Der nachgewiesene vermehrte Aufrichtungseffekt durch die GJH sollte somit zu einer Rückverlagerung des Körperschwerpunktes und damit einer Optimierung in Relation zur durch das während der initialen Standphase schräg angestellten Beines führen. Eine beschleunigte Streckbewegung in dieser Phase sollte einerseits den Bremsseffekt des Kontaktbeines vermindern und andererseits den muskulären Aufwand der Rumpfextensiomuskulatur beeinflussen. Die sich anschließende Bewegung des Körpers über das Standbein hinweg (umgekehrtes Pendel) sollte damit weniger Aufwand der ja ohnehin erforderlichen Aufrichtung verursachen. Ob diese Veränderung der Oberkörperbewegung dazu beiträgt, die beobachteten Effekte herbeizuführen, oder selber ebenfalls positiv, meint aufwandvermindernd beeinflusst wird kann ohne entsprechende Daten nicht beantwortet werden. Dies wird Gegenstand weiterer Untersuchungen und Analysen sein. Aufgrund technischer Limitationen konnten bisher keine Messungen der Bodenreaktionskraft durchgeführt werden, sodass der beschriebene Befund nicht endgültig funktionell aufgeklärt werden kann. Dennoch bleibt zu konstatieren, dass die Anwendung der GJH zu systematischen Änderungen der Oberkörperbewegung führt, die mit einer vermehrten Aufrichtung einhergeht. Diese hier beobachtete verstärkte Aufrichtung kann zukünftig, vor allem im Licht einer alternden Bevölkerung helfen, vor allem auch bei älteren Personen das Gangbild im Sinne der beschriebenen verstärkten Aufrichtung und damit einer weniger nach vorn geneigten Haltung während des Gehens zu verbessern. Damit wäre sie eine sinnvolle Ergänzung zu weiteren Maßnahmen der Sturzprophylaxe. Bis dato sind derartige Schlussfolgerungen allerdings noch hypothetisch und erfordern Untersuchungen an geriatrischen Probanden.

Die beobachtete Erhöhung der Extensionswinkelgeschwindigkeit kann dabei nicht durch die geringen, wenn auch signifikanten Differenzen in den Gehgeschwindigkeiten verursacht sein. Die Unterschiede der mittleren Gehgeschwindigkeiten zwischen den

selbst gewählten Gehgeschwindigkeiten betrug ca. 45% (langsam zu normal) bzw. ca. 25% (normal zu schnell), die dabei zu berücksichtigenden Unterschiede in der Winkelgeschwindigkeit betragen für die beiden Geschwindigkeitsstufen jedoch 12% (ohne GJH) und 20% (mit GJH), sowie 15% und 18%. Demgegenüber stehen Geschwindigkeitsunterschiede von 4,25% bzw. 1,84% (ohne vs. mit GJH) und Unterschiede der Bewegungsgeschwindigkeiten von 16% bzw. 19% - also auf ähnlichem Niveau wie die Unterschiede die zwischen den unterschiedlichen selbst gewählten Gehgeschwindigkeiten zu beobachten waren.

Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Lovejoy CO. Evolution of human walking. *Sci Am* 1988; 259: 118–125
- [2] Hunt KD. The evolution of human bipedality: ecology and functional morphology. *Journal of human evolution* 1994; 26: 183–202
- [3] Johanson DC, Edgar B, Brill D. *Lucy und ihre Kinder*. Spektrum Akad Verlag; 1998
- [4] Rolian C, Lieberman DE, Hamill J et al. Walking, running and the evolution of short toes in humans. *Journal of Experimental Biology* 2009; 212: 713–721. DOI: 10.1242/jeb.019885
- [5] Steudel K. Limb morphology, bipedal gait, and the energetics of hominid locomotion. *Am J Phys Anthropol* 1996; 99: 345–355. DOI: 10.1002/(SICI)1096-8644(199602)99:2<345::AID-AJPA9>3.0.CO;2-X
- [6] Ruhli F, van Schaik K, Henneberg M. *Evolutionary Medicine: The Ongoing Evolution of Human Physiology and Metabolism*. Physiology (Bethesda) 2016; 31: 392–397. DOI: 10.1152/physiol.00013.2016
- [7] Schilling N, Arnold D, Wagner H et al. Evolutionary aspects and muscular properties of the trunk – implications for human low back pain. *Pathophysiology* 2005; 12: 233–242
- [8] Segal NA, Glass NA. Is Quadriceps Muscle Weakness a Risk Factor for Incident or Progressive Knee Osteoarthritis? *The Physician and Sportsmedicine* 2011; 39: 44–50. DOI: 10.3810/psm.2011.11.1938
- [9] Anders C, Dürrschnabel I, Dürrschnabel L. Effekt von Gangjustierhilfen auf die Stabilisierung und Symmetrisierung des Gehens. *Manuelle Medizin* 2022; 60: 3–12. DOI: 10.1007/s00337-021-00822-6
- [10] Holm S. A simple sequentially rejective multiple test procedure. *Scand J Statist* 1979; 6: 65–70
- [11] Carrier DR, Anders C, Schilling N. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 2011; 108: 18631–18636. DOI: 10.1073/pnas.1105277108
- [12] Dürrschnabel LD. Isabelle. Die Formel des harmonischen Gehens- Das MALEDA- Prinzip; 2019