

Sonderdruck aus: ORTHOPÄDIE TECHNIK 04/20 –
Verlag Orthopädie-Technik, Dortmund

I. V. Rembitzki, Ch. Becher, A. Wisser, Th. Stein,
A. Gösele-Koppenburg

Biomechanische Evaluation unterschiedlicher Walker zur Belastungsreduktion an Achillessehne und Sprunggelenk

Biomechanical Evaluation of Various Walkers on Reducing Loading on the Achilles Tendon and Ankle

Biomechanische Evaluation unterschiedlicher Walker zur Belastungsreduktion an Achillessehne und Sprunggelenk

Biomechanical Evaluation of Various Walkers on Reducing Loading on the Achilles Tendon and Ankle

Die temporäre Ruhigstellung von Fuß und Sprunggelenk ist eine klassische Therapieform der Orthopädie und Unfallchirurgie. Dazu werden häufig Stabilschuhe oder sogenannte Walker eingesetzt, um bei Verletzungen des Fußes und des Sprunggelenks sowie insbesondere bei Frakturen, Bänder- und Sehnenverletzungen das Sprunggelenk und den Fuß sowohl in der Sagittalebene als auch in der Frontal- und Transversalebene zu stabilisieren und zu entlasten. Walker werden insbesondere bei Syndesmosebandverletzungen, Achillessehnenrupturen, Außen- und Innenbandrissen, aber auch bei Weber-A-, -B- und -C-Frakturen, bei Pilon-tibiale-Frakturen 1 bis 3 sowie bei Calcaneusfrakturen und bei Metatarsalfrakturen eingesetzt. Auch finden sie bei Fuß- und Sprunggelenkendoprothesen postoperativ Anwendung. Bezüglich einer optimalen technischen Umsetzung dieser Ruhigstellung scheint die aktuelle Evidenzlage allerdings ungenügend zu sein. Insbesondere unklar sind mögliche biomechanische Unterschiede zwischen den einzelnen auf dem Markt erhältlichen Walkern. Ziel der vorliegenden Untersuchung ist ein Vergleich verschiedener Walker, insbesondere in Bezug auf ihre spezifischen biomechanischen Eigenschaften, die vom Probanden subjektiv empfundene Stabilität und den Tragekomfort.

Schlüsselwörter: Walker, biomechanische Eigenschaften, Sprunggelenke, Stabilisierung, Tragekomfort, Belastungsreduktion

The temporary immobilisation of foot and ankle is a conventional treatment method in orthopaedics and trauma surgery. To achieve this, stable footwear and walkers are frequently used for foot and ankle injuries and especially for fractures and ligament and tendon injuries to stabilise and relieve the ankle and foot, both in the sagittal plane and in the frontal and transverse plane. Walkers are used especially for syndesmotic injuries, Achilles tendon ruptures, lateral and medial collateral ligament ruptures, but also for Weber A, B and C fractures, type I-III tibial pilon fractures and calcaneus and metatarsal fractures. They are also used postoperatively for foot and ankle endoprotheses. However, with respect to the optimal technical implementation of immobilisation, current evidence appears to be insufficient. In particular, the potential biomechanical differences between the individual walkers available on the market are not known. The aim of this study is to compare different walkers, especially with respect to their specific biomechanical properties, subjective stability as perceived by the study participants and wearing comfort.

Key words: walker, biomechanical properties, ankle joints, stabilisation, wearing comfort, load reduction

Einleitung

Die Ruhigstellung von Fuß und Sprunggelenk spielt in der Therapie von Verletzungen der unteren Extremität wie Frakturen oder Bandläsionen, bei postoperativen Zuständen

bspw. nach Arthrodesen, bei chronischen Pathologien wie Knochenmarködemen des Talus und des Calcaneus sowie in der Charcot-Arthropathie eine wichtige Rolle. Ziel dieser Ruhigstellung ist es, den an den Gelenken von Fuß und Sprunggelenk wirkenden Drehmomenten und Kräften in allen drei Bewegungsebenen entgegenzuwirken, um die entsprechenden Strukturen zu entlasten. Traditionell wird diese Ruhigstellung durch die Versorgung mit zirkulären Gipsen oder Gipsschienen erreicht. In den letzten Jahren gewinnen allerdings sogenannte Walker zunehmend an Bedeutung [1–4]. Vorteil der Walker ist die rasche Anpassung (und damit eine Zeit- bzw. Kostenersparnis im Vergleich zur Gipsanlage) sowie die Möglichkeit, die Walker zur Beurteilung der Weichteile, zur Körperpflege oder zur stadienadaptierten Physiotherapie temporär und ohne großen Aufwand zu entfernen. Durch die Möglichkeit der Adaptation der Passform mittels Vakuum o. Ä. bieten Walker zudem die Möglichkeit einer immer neuen Anpassung, um bspw. dem Rückgang der Weichteilschwellung im Verlauf Rechnung zu tragen, was den stabilisierenden Effekt und den Patientenkomfort steigert [3–5]. Entsprechend wird die Therapie mittels Walker bei den oben genannten Indikationen auch in der Literatur immer häufiger diskutiert, wobei jedoch „Walker“ als homogene Entität behandelt werden. Tatsächlich gibt es aber unzählige verschiedene Modelle, auch wenn sie in der Praxis als gleichartig wahrgenommen werden. Gegenstand der vorliegenden Unter-

Foto: Ormed GmbH/DJO Company



Abb. 1a
„Aircast AirSelect Elite“.

Foto: Oped GmbH



Abb. 1b
„Vacoped“.

Foto: Össur Deutschland GmbH



Abb. 1c
„Rebound Air Walker“.

suchung an drei gängigen Walker-Modellen ist eine Evaluation folgender Aspekte:

1. eine Untersuchung der mechanischen Eigenschaften der Walkerschäfte bei der Einleitung externer Drehmomente und Kräfte in allen drei Raumachsen,
2. die Ermittlung der biomechanischen Auswirkungen der Walker auf Kinematik und Kinetik am Sprunggelenk und partiell auch am Kniegelenk bei alltäglicher Belastung unter Standardbedingungen,
3. die Untersuchung der Restbeweglichkeit im Sprunggelenk in allen drei Ebenen als Marker zur Ruhigstellung bei den unterschiedlichen Modellen sowie
4. eine Bewertung von Stabilitätsgefühl und Tragekomfort durch die Probanden.

Zu berücksichtigen ist dabei, dass die Kontrolle der Compliance der Patienten durch die Möglichkeit der selbstständigen Entfernung der Walker-Orthese durch die Patienten erschwert wird.

Material und Methoden

Acht gesunde Probanden (3 Frauen, 5 Männer) im Alter von 29 bis 66 Jahren wurden nach Zustimmung durch die zuständige Ethikkommission (Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln, Projekt Nr. 159/2018) für die vorliegende Pilot-Untersuchung rekrutiert und nach schriftlichem „informed consent“ eingeschlossen. Für die Un-

tersuchung standen drei Walker in jeweils drei unterschiedlichen Größen zur Verfügung:

- „Aircast AirSelect Elite“ (Ormed GmbH/DJO Company) (Abb. 1a),
- „Vacoped“ (Oped GmbH) (Abb. 1b) und
- „Rebound Air Walker“ (Össur Deutschland GmbH) (Abb. 1c).

Zwei erfahrene Orthopädietechniker passten die Walker den Probanden vor Ort individuell gemäß den Vorgaben der Hersteller mit rigider Sprunggelenksfixierung bei 0° an. Es wurde jeweils das rechte Bein versorgt; das linke Bein blieb bei allen Tests ohne Walker, die Beinlänge wurde mittels Einlage angepasst. Die Untersuchungsreihenfolge der einzelnen Walker sowie die Abfolge der Bewegungsmuster wurden randomisiert. Als alltägliche Bewegungsmuster wurden die folgenden untersucht:

- das Gehen auf ebenem Grund auf einer Gehstrecke über 15 Meter,
- das Treppensteigen über zwei Stufen,
- das Treppabsteigen über zwei Stufen sowie
- beidbeinige Kniebeugen („0,5 squat“).

Der Gang auf ebenem Untergrund erfolgte mit selbstgewählter, aber für die verschiedenen Orthesenbedingungen konstanter Gehgeschwindigkeit. Die Gehgeschwindigkeit wurde mittels Doppellichtschranken kontrolliert und an den Probanden zurückgemeldet. Die hinauf- und hinabzustei-

gende Treppe hatte eine Stufenhöhe von 21 cm und eine Stufentiefe von 30 cm. Die beidbeinigen Kniebeugen erfolgten im Eigenrhythmus bei maximalen Kniebeugewinkeln von ca. 60°. Für die biomechanische Untersuchung wurden retroreflektierende Marker auf der Körperoberfläche respektive der anterioren Auflage des Walkerschäfts und des Walkerfußteils aufgebracht. Zur Standardisierung wurden die Malleolen palpirt und ihre Projektion auf der Schale der Walker markiert, zudem wurde die Cluster-Technik auf geraden Stand referenziert.

Als Standardverfahren wurde die inverse Dynamik angewendet (Ausgangspunkt: Bodenreaktionskräfte und Kraftangriffspunkt; Berechnung von externen Momenten und Gelenkkräften an Sprunggelenk, Kniegelenk und Hüftgelenk bei Berücksichtigung der linearen und rotatorischen Segmentbeschleunigungen). Es wurden jeweils die mit einem Walker versorgte sowie die Gegenseite mittels 3D-Bewegungsanalyse untersucht. Dazu standen ein Markertracking „Qualisys Track Manager“ der Firma Qualisys mit 16 optischen Kameras (à 4 Megapixeln) mit 200 Hz sowie 2 Sechskomponenten-Kraftmessplattformen (AMTI) zur Verfügung. So konnten Bewegungen von Fuß, Unterschenkel und Knie in hinreichender räumlicher und zeitlicher Auflösung erfasst werden. Die Genauigkeit des Messsystems ist bei den Gelenkwinkeln kleiner als 0,5° und wird durch das Mitteln von fünf Versuchswiederholungen weiter erhöht. Entsprechend wurden Bewegungsformen 10-mal wiederholt, so-

dass mindestens 5 valide Versuchswiederholungen pro Bedingung weiter analysiert werden konnten und insgesamt 120 dreidimensionale Bewegungs- und Belastungsanalysen für jede der drei Walker-Orthesen (insgesamt also 360 3D-Analysen) vorlagen.

Unter Verwendung der Lage der Gelenkmittelpunkte, des Kraftangriffspunktes und der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte wurden die resultierenden externen Drehmomente an Sprung- und Kniegelenk sowie am Walker selbst mit Hilfe eines einfachen biomechanischen Modells berechnet:

- starre Körper mit reibungsfreien 3D-Gelenken,
- Vorfuß, Mittel- und Rückfuß,
- Tibia (Unterschenkel),
- Femur (Oberschenkel),
- Becken.

Weiterhin wurden die mechanischen Eigenschaften der drei Walker im Modell respektive beim Gang analysiert. Dazu wurde ein eigens entwickeltes und evaluiertes biomechanisches Unterschenkel-Fuß-Modell mit Kugelgelenk [6, 7] verwendet. Am künstlichen Unterschenkel wurde in den am Messstisch fixierten Walker horizontal zunehmend Kraft in antero-posteriorer und in medio-lateraler Richtung einge-

leitet und damit am Walker ein externes Moment in sagittaler und frontaler Ebene appliziert. Die Kräfteinleitung erfolgte mittels Prüfmaschine von 0 bis 200 N. Die damit erzeugten Drehmomente erreichten mit diesem Vorgehen 0 bis 70 Nm. Abhängig von den auf die Walker einwirkenden Drehmomenten wurde die Deformation der Walker mit einem optischen Bewegungsanalysesystem (Vicon, 6 Kameras MX40, 100 Hz) erfasst und die Walker-Steifigkeit bei Zunahme des Drehmoments von 0 auf 35 Nm und von 35 auf 70 Nm bestimmt. Beim Gang wurde die optische Deformation in den drei Belastungsebenen anhand entsprechender Marker bestimmt (s. o.)

Schließlich wurden die Probanden gebeten, Stabilität und Tragekomfort der verschiedenen Walker im Sinne einer Rangliste zu vergleichen. Die Untersuchung stellt damit ein kontrolliertes randomisiertes Experiment mit einfaktoriellem Versuchsplan mit Messwiederholung - drei experimentelle Schuhbedingungen (Walker) unter drei realitätsnahen Bedingungen (Versuchswiederholungen) - dar.

Die statistische Analyse der intervallskalierten Daten erfolgte mittels Standardverfahren (SPSS oder Vergleichbares) mit einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) mit Versuchs-

wiederholung („repeated measures“) und paarweisem t-Test mit Tukey-Kramer-Korrektur.

Die biomechanische Untersuchung wurde im Labor des IFD Cologne (Institut für Funktionelle Diagnostik Köln), die Materialuntersuchung im Materialprüflabor am Institut für Biomechanik und Orthopädie der Deutschen Sporthochschule Köln durchgeführt.

Ergebnisse

In der Sagittalebene während der Standphase (d. h. Stützphase) des normalen Gehens zeigen sich deutliche Unterschiede in der Bewegung des Sprunggelenks (Plantarflexion/Dorsalextension) und des Kniegelenks (Flexion/Extension) zwischen der freien linken und der per Walker immobilisierten rechten unteren Extremität (Abb. 2): Während die Bewegung des Sprunggelenks nachhaltig durch die Walker eingeschränkt wird, erscheint die Bewegung des Kniegelenks in der Sagittalebene nahezu unbeeinflusst. Auch in der Frontal- und Transversalebene wird die Rückfußmobilität deutlich durch die Walker-Orthesen eingeschränkt (Abb. 3). Im Vergleich der drei Walker findet sich nahezu kein Unterschied in den Sprunggelenkbewegungen des nicht versorgten kontralatera-

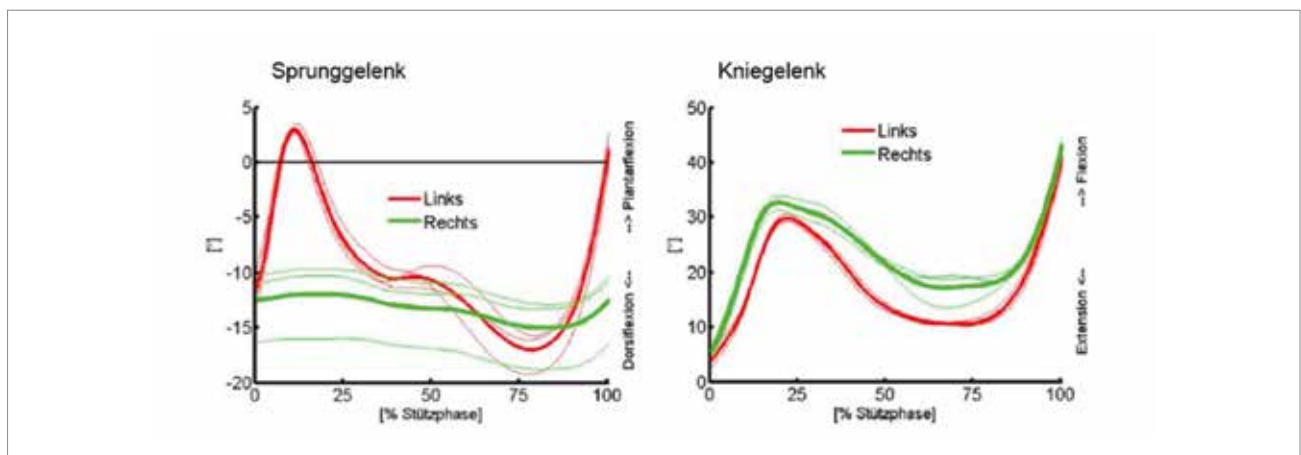


Abb. 2 Bewegung von Sprunggelenk und Kniegelenk im Vergleich zwischen freier rechter und immobilisierter linker Seite. Dargestellt ist der Mittelwert von fünf Stützphasen eines Probanden. Die Zeitachse ist normiert auf die Dauer der Stützphase. Während der freie linke Rückfuß nach Fußaufsatz zunächst eine Plantarflexion um nahezu 15° und anschließend bis 75 % der Stützphase eine Dorsalextension von über 20° erfährt, ist die Plantarflexion des mit dem Walker versorgten Rückfußes (rechts) deutlich eingeschränkt (ca. 3°). Beide Knie werden während der jeweiligen Stützphase zunächst gebeugt, wobei der maximale Beugewinkel deutlich gegenüber dem unbeeinflussten Gehen vergrößert ist, und anschließend wieder gestreckt, um zur Vorbereitung auf die Schwungphase ab 75 % der Standphase wieder gebeugt zu werden. Der Verlauf der Kniebewegung wird damit durch das Tragen eines Walkers grundsätzlich nicht verändert, wohl aber wird die Bewegungsamplitude der Beugung in der Phase der Lastübernahme reduziert.

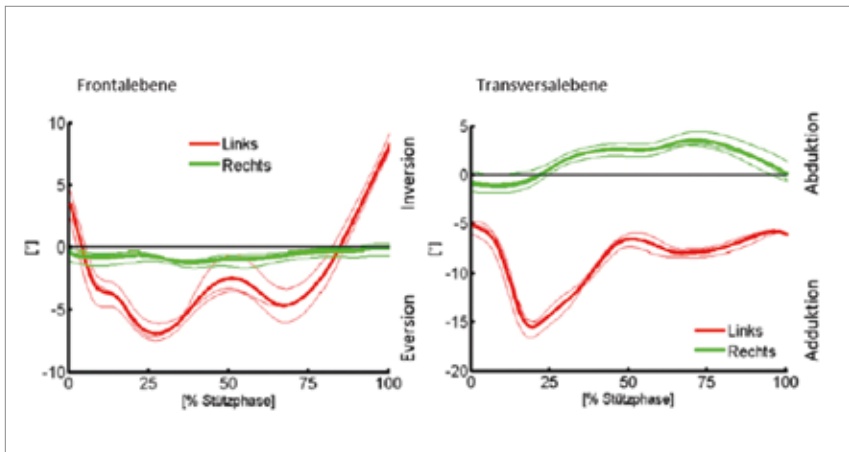


Abb. 3 Bewegung des Sprunggelenks in der Stützphase in Frontal- und Transversalebene im Vergleich zwischen freier rechter und immobilisierter linker Seite. Dargestellt ist der Mittelwert von fünf Stützphasen eines Probanden. Die Zeitachse ist normiert auf die Dauer der Stützphase. Untersucht werden jeweils die Relativbewegungen des Calcaneus (Rückfuß) zur Tibia. In der Frontalebene wird die Eversion beim Gehen durch die Orthese mit $> 10^\circ$ an der freien und $< 3^\circ$ an der immobilisierten Extremität deutlich eingeschränkt. Auch in der Transversalebene ist die Rückfußbeweglichkeit von ca. 10° auf $< 5^\circ$ limitiert.

len Beines. Dagegen zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen den Walkern an der versorgten Seite (Tab. 1), wobei der „Rebound Air Walker“ von Össur im Durchschnitt über alle Ebenen die größte Stabilität vermittelt.

In der Frontalebene (Inversion/Eversion) zeigen alle drei Walker eine deutliche Reduktion der Gelenkbewegung. Die Walker von Össur und DJO erreichten die besten Ergebnisse im Vergleich mit Oped in Bezug auf die Bewegungseinschränkung des Sprunggelenks in der Sagittal- und Frontalebene. In Bezug auf die Transversalebene erscheint der Össur-Walker mit deutlichem Abstand am effektivsten. Bei moderater Beanspruchung – etwa bei beidbeinigen Kniebeugen – gelingt es diesem Walker am besten, in der Sagittalebene die Dorsalextension des Sprunggelenks einzuschränken und damit insbesondere die Achillessehne zu entlasten. Aber auch beim normalen Gang findet sich das größte Potenzial zur Drehmomentübernahme und damit zur Entlastung bei dieser Orthese.

Alle untersuchten Walker sind somit in der Lage, die Bewegungen des Sprunggelenks in allen drei Bewegungsebenen einzuschränken. Insgesamt zeigt jedoch der „Rebound Air Walker“ (Össur) die größten biomechanischen Effekte. Es folgt in der Wirkintensität der „Aircast AirSelect

Elite“ von DJO. Dieser Walker zeichnet sich durch gute Wirksamkeit in der Frontalebene aus, zeigt aber deutliche Defizite in der Transversalebene und bei einigen Beanspruchungsformen in der Sagittalebene. Die gemessenen Stabilitätsunterschiede in der Sagittalebene mit geringster Stabilität gegen Flexions-/Extensionsbewegungen durch den Oped-Walker spiegelt sich in der Wahrnehmung der Probanden wider. Entsprechend werten 7 von 8 Probanden den Oped-Walker als am wenigsten stabil in der Sagittalebene. In der Transversalebene vermittelt der Össur-Walker die intensivste Bewegungseinschränkung, was subjektiv auch von 7 der 8 Probanden wahrgenommen wird.

Die am Rückfuß bzw. an den Walker-Orthesen wirkenden externen Drehmomente sowie das frontale externe Moment am Knie werden für die Walker-Orthese und die nicht versorgten Beine in Tabelle 2 zusammengefasst. Auch hier ist die Aufnahme externer Momente in allen Ebenen durch den „Rebound Air Walker“ im Durchschnitt am größten, ohne die Gelenke der Gegenseite oder das ipsilaterale Kniegelenk signifikant mehr zu belasten. Die Messdaten beim Treppengang (treppauf wie treppab) entsprechen den Daten beim Gang in der Ebene. Auch bei den beidbeinigen Kniebeugen („0,5



REBOUND® AIR WALKER

Hoher Komfort,
Stabilität & Sicherheit

	Bewegungsumfang [°]			
Mit Orthese	DJO (D)	Oped (O)	Össur (Ö)	Diff
ROMx	1,48 ± 0,45	3,27 ± 0,16	2,46 ± 1,10	O > Ö > D
ROMy	2,89 ± 0,20	4,66 ± 0,05	2,44 ± 0,18	O > D = Ö
ROMz	4,01 ± 0,83	3,28 ± 0,78	2,47 ± 0,21	D > O > Ö
Ohne Orthese	kontra-lat DJO	kontra-lat Oped	kontra-lat Össur	
ROMx	14,94 ± 0,45	19,05 ± 2,70	15,20 ± 2,02	O > Ö = D
ROMy	28,87 ± 12,47	28,43 ± 13,66	28,44 ± 13,56	O = Ö = D
ROMz	15,39 ± 7,01	15,65 ± 6,86	16,92 ± 5,01	O = Ö = D

Tab. 1 Vergleichende Bewegungsumfänge (ROM, „range of motion“) in der Stützphase in Frontal- (ROMx), Sagittal- (ROMy) und Transversalebene (ROMz) mit den unterschiedlichen Orthesen, respektive am freien („kontra-lat“) Bein. Die Spalte „Diff“ bildet signifikante Unterschiede im Mittelwert zwischen den einzelnen Orthesen ab; $p < 0.05$ wird mit > dargestellt, $p \geq 0.05$ mit =.

	Externe Drehmomente Sprunggelenk [Nm/kg]			
Mit Orthese	DJO (D)	Oped (O)	Össur (Ö)	Diff
ROMx (O)	0,20 ± 0,02	0,28 ± 0,02	0,29 ± 0,08	Ö = O > D
ROMy (O)	1,77 ± 0,01	1,36 ± 0,11	1,82 ± 0,08	Ö > D > O
ROMz (O)	0,11 ± 0,01	0,12 ± 0,04	0,10 ± 0,04	Ö = D = O
ROMx (K)	0,45 ± 0,12	0,27 ± 0,01	0,33 ± 0,01	D > Ö > O
Ohne Orthese	kontra-lat DJO	kontra-lat Oped	kontra-lat Össur	
ROMx (A)	0,45 ± 0,03	0,55 ± 0,02	0,41 ± 0,11	O > D > Ö
ROMy (A)	1,45 ± 0,08	1,35 ± 0,23	1,43 ± 0,15	D = Ö > D
ROMz (A)	0,14 ± 0,03	0,13 ± 0,06	0,14 ± 0,06	Ö = D = O
ROMx (K)	0,68 ± 0,04	0,82 ± 0,19	0,70 ± 0,02	O > Ö = D

Tab. 2 Darstellung der externen Momente an Orthese (O) respektive Sprunggelenk (A) und am jeweiligen Kniegelenk (K) in Frontal- (ROMx), Sagittal- (ROMy) und Transversalebene (ROMz) mit den unterschiedlichen Orthesen respektive am freien („kontra-lat“) Bein. Die Spalte „Diff“ bildet signifikante Unterschiede im Mittelwert zwischen den einzelnen Walkern ab; $p < 0.05$ wird mit > dargestellt, $p \geq 0.05$ mit =. Darstellung von Mittelwerten und Standardabweichungen, die externen Drehmomente wurden dabei auf die individuellen Körpermaße der Probanden normalisiert, um die Drehmomente – also die Lastaufnahme durch die Walker – innerhalb der Stichprobe vergleichbar zu machen. Die Messwerte an der freien Extremität entsprechen weitestgehend den aus der Literatur bekannten Werten, einzig in der Sagittalebene sind die Werte moderat erhöht, was möglicherweise durch den kontralateralen Walker erklärt werden kann. Es fällt zudem auf, dass das externe Adduktionsmoment am Knie (Mx (K)) des nicht involvierten Beins sich bei Oped bemerkenswerterweise signifikant erhöht und mit $0,82 \pm 0,19$ Nm/kg einen für das mediale Kompartiment des Kniegelenks kritischen Wert erreicht.

squat“) entsprechen Gelenkausschläge und Bewegungsumfänge denen des Gehens auf ebenem Boden.

Materialprüfung

Aus der Korrelation der externen Momente mit der Restbeweglichkeit im Rückfuß resultiert die dynamische Steifigkeit der Walkerschäfte in vivo in den unterschiedlichen Ebenen (Abb. 4). Auch bei den Messungen am Modell zeigen sich deutliche Unterschiede bei den Steifigkeiten der Wal-

kerschäfte und damit bei der jeweiligen mechanischen Widerstandsfähigkeit gegen externe Momente in der Sagittal- und Frontalebene (Abb. 5). Positiv auffällig ist hierbei insbesondere die massive Zunahme der Steifigkeit des „Rebound Air Walker“ bei höherer Kraftereinwirkung.

Subjektive Beurteilung

Die subjektive Beurteilung von Tragekomfort und Stabilität durch die Probanden unterstreicht die biomecha-

nischen Ergebnisse (Tab. 3). Acht der acht Befragten geben dem „Rebound Air Walker“ sowohl beim Tragekomfort als auch bei der Stabilität die beste Bewertung.

Diskussion

Aus den dargestellten Daten ergeben sich einige Implikationen für die Praxis. Grundsätzlich schränken alle untersuchten Walker die Bewegung der Gelenke in den untersuchten drei Ebenen ein. Die deutlichste Stabili-

REBOUND® AIR WALKER

Unser Standard in
der Fuß- und Sprung-
gelenkversorgung

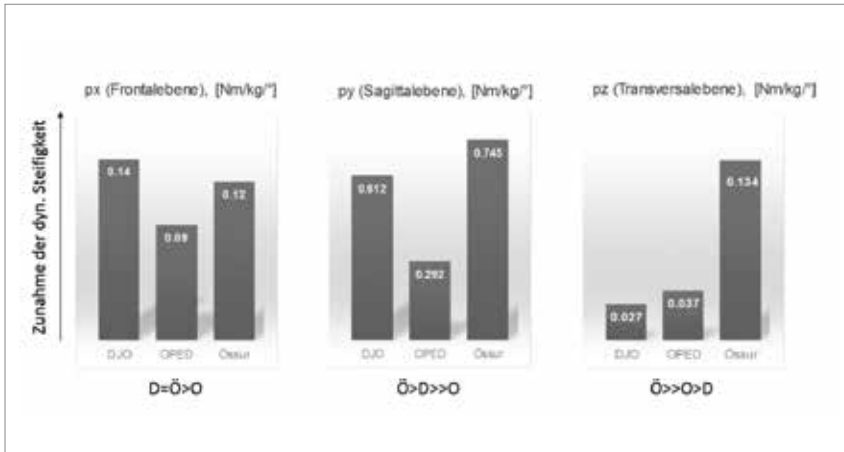


Abb. 4 Dynamische Steifigkeit der Orthesen in vivo. Dargestellt sind die Mittelwerte während der Stützphase des Gehens in den unterschiedlichen Ebenen sowie die Signifikanz der Mittelwertunterschiede mit $p > 0.01$ als >>, $p < 0.05$ als > und $p \geq 0.05$ als =.

sierung wird bei subjektiv hohem Tragekomfort durch den „Rebound Air Walker“ von Össur erzielt. Die subjektive Beurteilung von Tragekomfort und Stabilität durch die 8 Probanden korreliert hoch mit den biomechanischen Ergebnissen. Alle (8/8) der Befragten ordnen dem „Rebound Air Walker“ sowohl beim Tragekomfort als auch bei der Stabilität den Rangplatz 1 zu. Dieser Walker und der „AirSelect Elite“ von DJO zeigten in der Reihenfolge die besten Ergebnisse in Bezug auf die Bewegungseinschränkung des Sprunggelenks in der Sagittal- und Frontalebene. In Bezug auf die Transversalebene ist der „Re-

bound Air Walker“ mit deutlichem Abstand am effektivsten. Bei moderater Beanspruchung, etwa bei beidbeinigen Kniebeugen, gelingt es dieser Walker-Orthese am besten, in der sagittalen Ebene die Dorsalextension des Sprunggelenks einzuschränken und damit insbesondere die Achillessehne zu entlasten. Aber auch beim normalen Gang zeigt sich das größte Potenzial zur Drehmomentübernahme und damit zur Entlastung bei diesem Walker.

Die vorliegende Studie zeigt die generelle Eignung unterschiedlicher Walker zur Stabilisierung von Fuß und Sprunggelenk auf, weist aber



Standard Version

HMV-Nummer 23.06.01.0017



Kurze Version

HMV-Nummer 23.06.01.0027



mit Fersenkeil

HMV-Nummer 23.06.01.1020

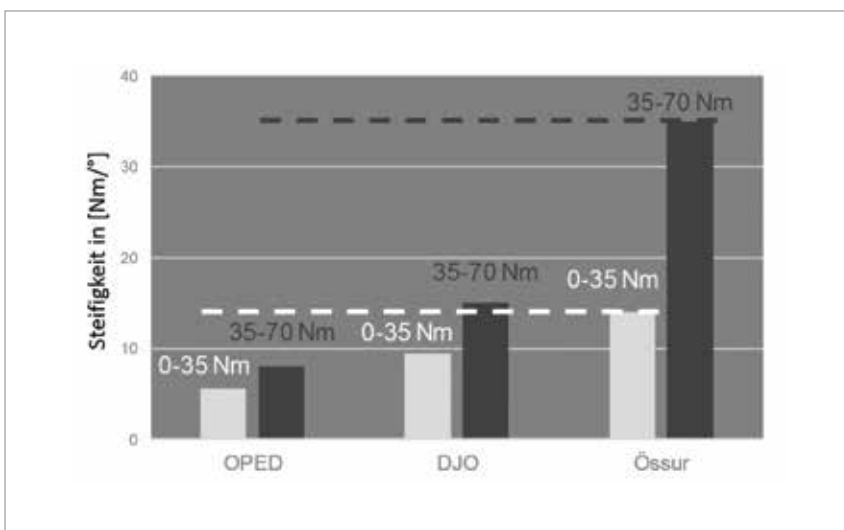


Abb. 5 Steifigkeit in vitro bei zunehmender Belastung in der Sagittalebene. Dargestellt sind die mittleren Steifigkeitswerte bei Momenteinleitung von 0–35 Nm und von 35–70 Nm in der Sagittalebene.

	Stabilität			Tragekomfort		
	I (htöchste)	II (mittlere)	III (geringste)	I (höchster)	II (mittlerer)	III (geringster)
DJO	0	2	6	0	3	5
Oped	0	6	2	0	5	3
Össur	8	0	0	8	0	0

Tab. 3 Subjektive Wahrnehmung von Stabilität und Tragekomfort. Dargestellt ist jeweils die Wahrnehmung der Probanden auf einer Skala I–III, wobei I der höchsten Stabilität respektive dem höchsten Tragekomfort entspricht.

aufgrund der heterogenen Ergebnisse auch auf relevante biomechanische Unterschiede hin, die durchaus klinisch relevant sein können. Eine Erweiterung der Stichprobe und des Prüfplans um klinisch validierte Fragen wird daher empfohlen, insbesondere um Effekte auf einem höheren Signifikanzniveau zu generieren und um klinisch relevante Unterschiede nachweisen zu können.

Fazit

Alle untersuchten Walker sind in der Lage, die Bewegungen des Sprunggelenks in allen drei Bewegungsebenen

einzu­schränken. Die subjektive Beurteilung von Tragekomfort und Stabilität durch die acht Probanden korreliert bemerkenswerterweise hoch mit den biomechanischen Ergebnissen. Die Messergebnisse zeigen eine Heterogenität hinsichtlich der Stabilisierungseffekte der unterschiedlichen Walker. Insgesamt zeigt jedoch der „Rebound Air Walker“ von Össur die größten biomechanischen Effekte. Die Ergebnisse weisen auf eine sinnvolle Erweiterung der Stichprobe hin, insbesondere um signifikante Effekte auf einem höheren Signifikanzniveau zu generieren und Unterschiede entsprechend belastbar nachweisen zu können.

Interessenkonflikt

Hauptautor Ingo Volker Rembitzki ist als Director for Medical Affairs bei der Firma Össur B. V. angestellt. Die Co-Autoren Christoph Becher, Thomas Stein und Andreas Gösele-Koppenburg geben an, dass Berater- oder Referentenverträge mit der Firma Össur bestehen.

Für die Autoren:

Ingo Volker Rembitzki, PT, MT
 Director, Medical Affairs
 Össur Europe B. V.
 De Schakel 70
 5651 GH Eindhoven, Niederlande

Begutachteter Beitrag/reviewed paper

Literatur:

- [1] Bucksch S, Hoffmann N, Osterkamp N, Yilmaz S. Barmer Heil- und Hilfsmittelreport 2018. Berlin: Barmer, 2018. <https://www.barmer.de/blob/195652/0674c58e62431dd80c2e9b77e4a71dcb/data/2019-01-16-barmer-heil-und-hilfsmittelreport-2019.pdf> (Zugriff am 10.03.2020)
- [2] Brechtel T, Kossack N, Grandt D. Barmer GEK Heil- und Hilfsmittelreport 2016. Berlin: Barmer GEK, 2016. <https://www.barmer.de/blob/77942/a6a48386ab57c7c566b58166a86d75bf/data/pdf-barmer-gek-heil-und-hilfsmittelreport-2016.pdf> (Zugriff am 10.03.2020)
- [3] Sint A, Baumbach SF, Böcker W, Kammerlander C, Kanz KG, Braunstein M, et al. Influence of age and level of activity on the applicability of a walker orthosis – A prospective study in different cohorts of healthy volunteers. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018; 19 (1): 1–9
- [4] Gutsfeld P, Simmel S, Benning E, Brand A, Augat P. Orthesen in der Unfallchirurgie. *Trauma und Berufskrankheit*, 2016; 18 (2): 116–124
- [5] Franke J, Goldhahn S, Audigé L, Kohler H, Wentzensen A. The dynamic vacuum orthosis: A functional and economical benefit? *Int Orthop*, 2008; 32 (2): 153–158
- [6] Arampatzis A, Brueggemann GP, Klapsing GM. A three-dimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Med Sci Sport Exerc*, 2002; 34 (1): 130–138
- [7] Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Brüggenmann GP. Orthotic effect of a stabilising mechanism in the surface of gym-nastic mats on foot motion during landings. *J Electromyogr Kinesiol*, 2005; 15 (5): 507–515