

Der Einfluß von Sprunggelenkorthesen und Stützen auf das Gehen hemiparetischer Patienten

A. Bestmann, D. Sonntag, S. Hesse
Neurologische Abteilung der Klinik Berlin

Zusammenfassung

Hilfsmittel wie Sprunggelenkorthesen und Stützen sind integraler Bestandteil in der Gangrehabilitation hemiparetischer Patienten. Die vorliegende Arbeit bietet eine Übersicht über den Einfluß dieser Hilfsmittel auf das Gehen hemiparetischer Patienten. Das Tragen der Orthese führt geschwindigkeitsunabhängig zu einer Verlängerung der Einbeinstandphase des betroffenen Beines, zu einem symmetrischeren Gangmuster, einem besseren Abrollverhalten des betroffenen Beines und zu einer Fazilitation der gewichtstragenden Muskulatur. Die Spastik der Plantarflektoren nimmt nicht zu, jedoch nimmt die Aktivität des M. tibialis deutlich ab. Für Stützen konnten verschiedene Arbeiten zeigen, daß weder die Art noch die Höhe der Gehstützen die Gangsymmetrie, die Rumpfkine matik oder die Körpergewichtsentlastung entscheidend beeinflussen. Zusammenfassend empfiehlt sich eine zügige Versorgung mit den beiden Hilfsmitteln, vor allem zur Steigerung der Sicherheit beim Gehen.

Schlüsselwörter: Hemiparese, Gangrehabilitation, Hilfsmittel

The influence of ankle-foot orthoses and walking aids on the gait of hemiparetic subjects

A. Bestmann, D. Sonntag, S. Hesse

Abstract

Technical aids such as ankle-foot orthoses and walking aids are relevant in neurological rehabilitation after stroke. The present article reports on their effects on the gait of hemiparetic subjects. The use of an orthosis resulted in a velocity-independent increase of the single stance period of the affected lower limb, a better symmetry, an improved gait line of the affected lower limb, and a facilitation of the M. quadriceps. The plantarflexor spasticity did not increase, but the activity of the anterior tibial muscle decreased markedly. Studies on the use of walking aids revealed that neither the kind nor the height substantially influenced the gait symmetry, the trunk kinematic or the body weight support. In conclusion, both technical aids should be prescribed without hesitance in daily routine, particularly to minimise the risk of falls.

Key words: hemiparesis, gait rehabilitation, technical aids

Neurol Rehabil 2000; 6 (3): 117-120

Einleitung

Hilfsmittel wie Sprunggelenkorthesen und Stützen sind integrale Bestandteile in der Gangrehabilitation hemiparetischer Patienten. Trotz ihres offensichtlichen Vorteils gerade für die Sicherheit der Patienten beim Gehen werden die Hilfsmittel in der täglichen Praxis nur zögerlich verordnet. Gegenargumente sind, daß Stöcke ein asymmetrisches Gangmuster förderten und daß eine Schienenversorgung mit einer vermehrten Spastik und einem verminderten Gebrauch des Fußhebers vergesellschaftet sei.

Der vorliegende Artikel möchte zu diesem Themenkomplex eine Literaturübersicht bieten sowie eigene ganganalytische Arbeiten vorstellen.

Sprunggelenkorthesen

Indikationen für die Versorgung mit einer Sprunggelenkorthese sind ein Hängenbleiben in der Schwungbeinphase, ein initialer Kontakt mit der Fußspitze statt der Ferse und

eine ausgeprägte Inversionsfehlstellung mit dem Risiko eines Supinationstraumas des oberen Sprunggelenks. Wesentliche Größen in der biomechanischen Beurteilung einer Schiene sind der sog. Plantarflexions- und der Dorsiflexionsstop sowie der von der Schiene aufgebotene Widerstand gegen eine Supination des Sprunggelenks. Der Plantarflexionsstop bestimmt, inwieweit der Fuß in der Schwungbeinphase angehoben wird, und der Dorsiflexionsstop bestimmt das Ausmaß der Tibiavorverlagerung in der Standbeinphase [3]. Übereinstimmend wird in der Literatur berichtet, daß Patienten mit einer Sprunggelenkorthese, wie z. B. der in Deutschland üblichen Valenser-Schiene, sich sicherer fühlen, schneller gehen und weniger in der Schwungbeinphase hängen bleiben. Biomechanische Untersuchungen beschrieben weiterhin, daß Patienten mit einer Schiene energetisch günstiger gehen und daß die Abstoßkraft mit der Ferse größer wird [1, 2, 8, 10, 14]. Auch konnten Lehmann und Mitarbeiter zeigen, daß das Ausmaß des Plantarflexionsstops die Kniebeugung während der initialen Standbeinphase und das Ausmaß des Dorsiflexionsstops die

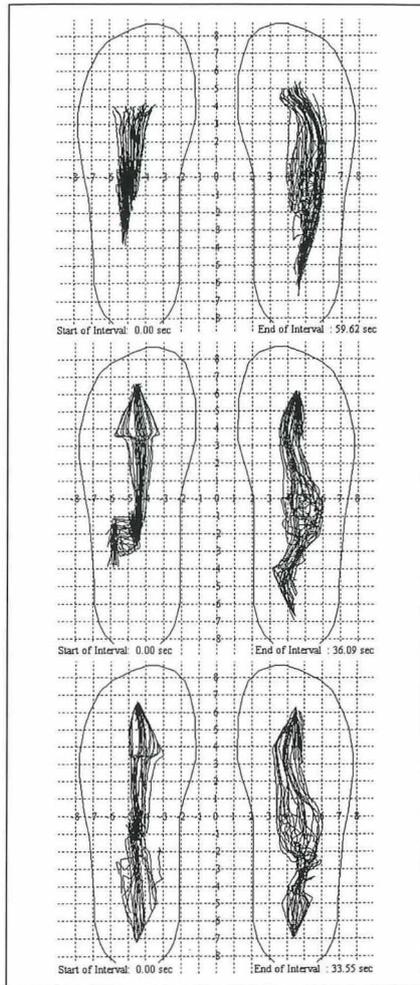


Abb. 1: Abrollverhalten des nicht betroffenen linken und des betroffenen rechten Fußes eines Patienten mit Hemiparese rechts: ohne Schuhe (oben), mit festem Schuhwerk (Mitte) und mit Valenser-Schiene rechts (unten). Man beachte das verbesserte Abrollverhalten bei angelegter Valenser-Schiene.

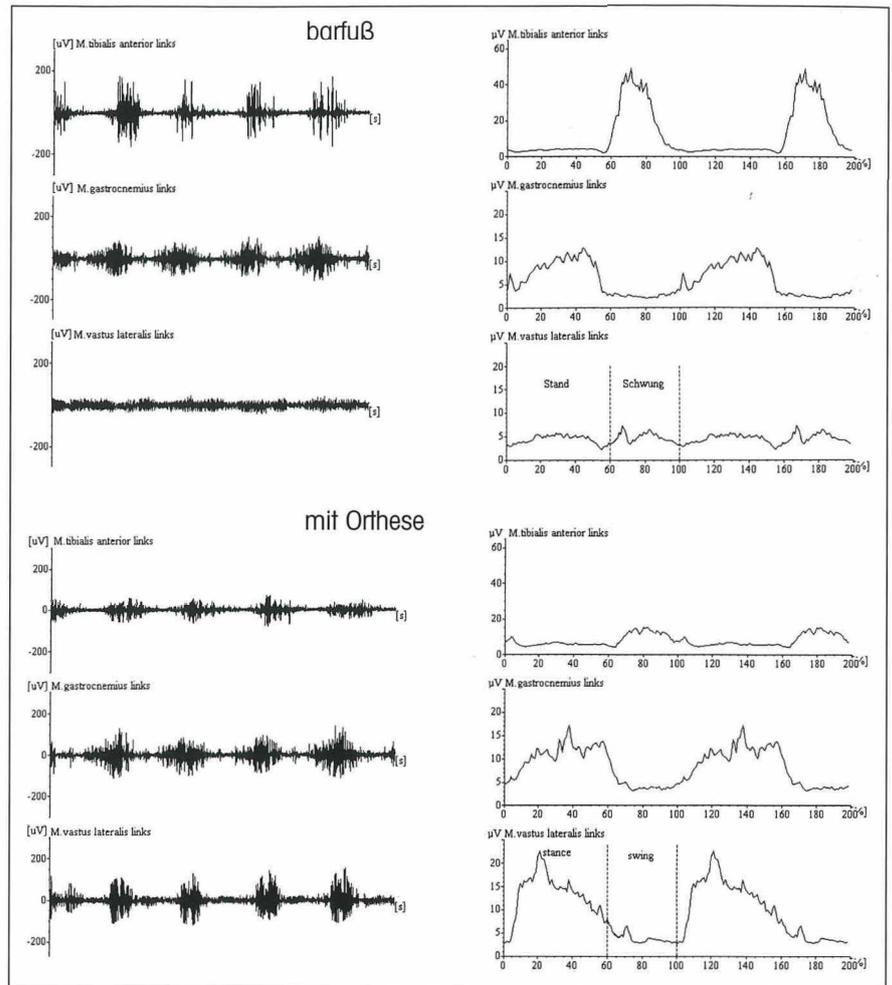


Abb. 2: Roh-EMG (links) und gemitteltes und auf den Gangzyklus normiertes Hüll-EMG mit Darstellung von zwei Gangzyklen, zu jeweils 100%, dabei im ersten Zyklus Unterteilung in Standbeinphase = stance und Schwungbeinphase = swing (rechts), eines Patienten mit Hemiparese links des M. tibialis anterior, des M. gastrocnemius und des M. vastus lateralis links beim Gehen ohne Schuhwerk (oben) und beim Gehen mit Valenser-Schiene (unten) bei gleicher Geschwindigkeit. Auffällig ist die verminderte Aktivität des M. tibialis anterior während des Schwingens und die verbesserte Aktivität des M. vastus lateralis während der Standbeinphase beim Tragen einer Valenser-Schiene.

Streckung im Kniegelenk während der Mitt-Standbeinphase bestimmte [7, 9].

In einer ersten ganganalytischen Studie untersuchte unsere Arbeitsgruppe u. a. das Auftritt- und Abrollverhalten beim Barfußgehen, beim Tragen von festen Schuhen und beim Gebrauch der Valenser Schiene von 19 gehfähigen hemiparetischen Patienten [4]. Es zeigte sich in Übereinstimmung mit der Literatur, daß die Patienten mit der Schiene am schnellsten gingen, und zwar auf Grund einer Steigerung sowohl der Schrittlänge als auch der Kadenz. Das Auftrittverhalten des betroffenen Beines besserte sich dahingehend, daß 14 Patienten mit angelegter Schiene mit der Ferse statt mit dem Vorfuß auftraten. Weiterhin verlängerte sich die Abrollspur sowohl des betroffenen als auch des nicht-betroffenen Beines. Die Länge des Abrollvektors unter der Fußsohle spiegelt u. a. die Vorverlagerung des Körperschwerpunkts in der Standbeinphase wider, das Ausmaß der Vorverlagerung wiederum bestimmt die Dynamik und Schrittlänge des menschlichen Gehens (Abb. 1).

Nachteile dieser und anderer Studien waren, daß sie keine Aussage zum dynamischen EMG machten und, ganz wesentlich, daß die Patienten während der experimentellen Bedingungen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten gingen. Es ist jedoch bekannt, daß die Ganggeschwindigkeit alle biomechanischen Parameter beeinflusst. Somit könnten die beim Tragen der Schiene bis dato beobachteten Veränderungen Ausdruck der höheren Ganggeschwindigkeit und nicht orthesebedingt sein. Es wurde daher in einer zweiten Untersuchung das Gehen von 21 hemiparetischen Patienten untersucht, die mit identischen Geschwindigkeiten sowohl mit festen Schuhen als auch mit der Valenser Schiene gegangen sind [6]. Auch schloß das Protokoll kinesiologische EMG-Untersuchungen ausgewählter Beinmuskeln mit ein. Die biomechanischen Ergebnisse zeigten, daß der Gebrauch der Schiene zu einer geschwindigkeitsunabhängigen Verlängerung der Einbeinstandphase des betroffenen Beines und zu einer Verbesserung der Schwungsymmetrie führte. Beides sind wesentliche Größen für die

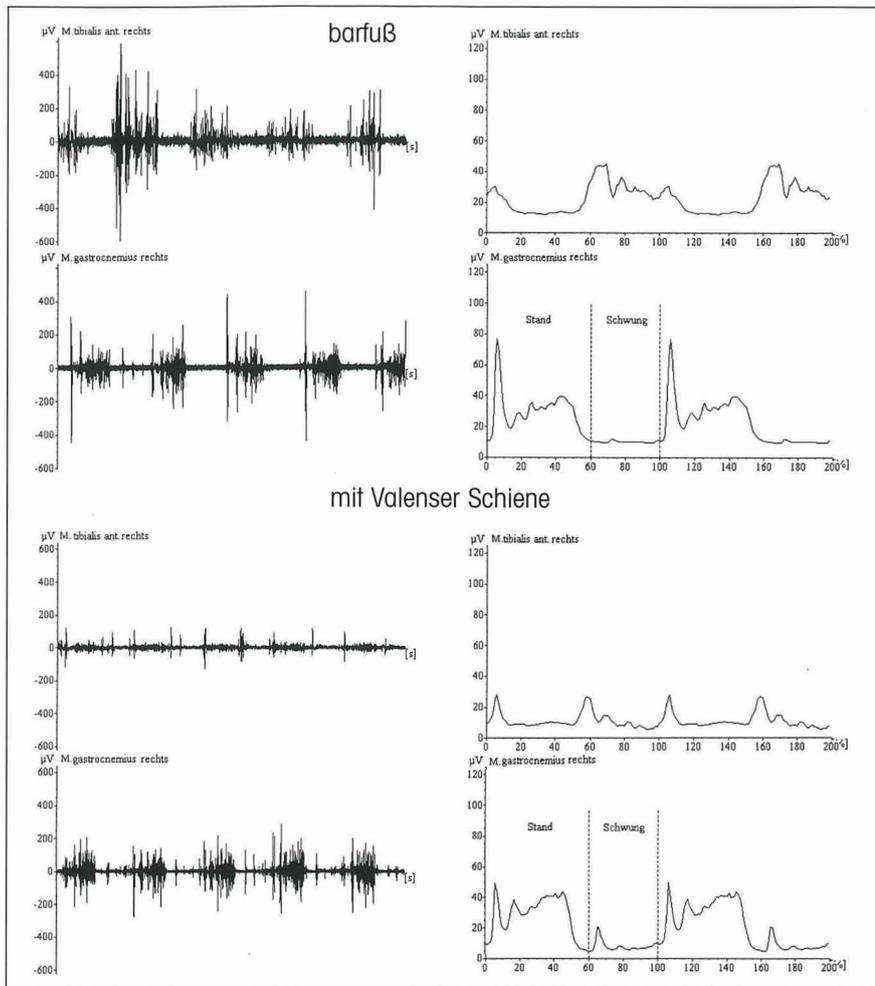


Abb. 3: Roh-EMG (links) und gemittelt und auf den Gangzyklus normiertes Hüll-EMG mit Darstellung von zwei Gangzyklen, zu jeweils 100%, dabei im ersten Zyklus Unterteilung in Standbeinphase = stance und Schwungbeinphase = swing (rechts), eines Patienten mit Hemiparese rechts des M. tibialis anterior und des M. gastrocnemius rechts beim Gehen ohne Schuhwerk (oben) und beim Gehen mit Valenser-Schiene (unten) bei gleicher Geschwindigkeit. Auffällig ist die Verminderung der Aktivität des M. tibialis anterior beim Gehen bedingt durch die Valenser-Schiene.

Güte des hemiparetischen Gangmusters, die um so schlechter ist, je kürzer die Einbeinstandphase des betroffenen Beines ist und je ungleichmäßiger der Patient deshalb geht. Weiterer geschwindigkeitsunabhängiger Vorteil der Orthese war ein besseres Abrollverhalten des betroffenen Beines. Die Auswertung des kinesiologischen EMG's zeigte die folgenden Veränderungen:

- Das Tragen der Orthese führte zu einer vermehrten Aktivierung, sprich Fazilitation, des paretischen M. quadriceps. Der adäquate fazilitatorische Reiz war möglicherweise die oben aufgeführte verlängerte Einbeinstandphase des betroffenen Beines, da in dieser Zeit das paretische Bein ausschließlich das Körpergewicht trägt (Abb. 2).
- Das Muster und Aktivitätsausmaß der Plantarflexoren änderte sich nicht signifikant, so daß die Befürchtungen einer vermehrten Extensorspastik nicht bestätigt werden konnten. Im Gegenteil wiesen einzelne Patienten eine verminderte sog. frühzeitige, in der Schwungbeinphase bereits einsetzende Aktivität der Plantarflexoren auf.

Diese unzeitgemäße und dehnungs-sensitive Aktivität ist mit einer spastikbedingten Equinovarusfehlstellung assoziiert. Mögliche Erklärung dieses positiven Effektes ist das verbesserte Auftrittverhalten mit der Schiene, was wiederum die Dehnung der Wadenmuskulatur minderte (Abb. 3).

- Die Aktivität des antagonistischen M. tibialis anterior wurde durch die Orthese im Vergleich zum Gehen mit Schuhen signifikant gemindert (Abb. 2).

Dieser Befund einer Inhibition des Fußhebers bestätigt somit die Annahme der Therapeuten und schließt eine Atrophie und Zunahme der Parese bei längerem Orthesengebrauch nicht aus. Andererseits streben die Physiotherapeuten selbst eine Inhibition des Muskels bei Vorliegen einer ausgeprägten Flexionssynergie an. Auch ist der M. tibialis anterior auf Grund seines medialen Ansatzes ein Invertor und kann somit eine funktionell ungünstige Supinationsfehlstellung weiter begünstigen.

Zusammenfassend gehen Patienten mit einer Valenser Schiene dynamischer und symmetrischer, rollen besser ab und die Aktivität des M. quadriceps wird fazilitiert. Für die Klinik empfiehlt sich daher eine frühzeitige orthetische Versorgung des Sprunggelenks, insbesondere beim Vorliegen einer Inversionsfehlstellung. Eine Zunahme der Spastik der Plantarflexoren wurde nicht beobachtet, jedoch nahm die Aktivität des Fußhebers deutlich ab. Diesbezügliche längerfristige Auswirkungen auf den M. tibialis anterior sind derzeit noch nicht bekannt [6].

Stöcke

Stützen (z. B. höhenverstellbare mit anatomischem Griff, Vierpunktstützen, Schäferstäbe) vergrößern die Unterstützungsfläche und sichern das Gehen bei Insuffizienz der Hüftabduktoren. Hemiparetische Patienten fühlen sich somit in der Regel sicherer. Kontrovers wird der Einfluß der Stützen auf Gangsymmetrie, Ausmaß der Gewichtsübernahme und Rumpfkine-matik diskutiert.

Unsere Arbeitsgruppe untersuchte das Gehen von 22 hemiparetischen Patienten u. a. mit und ohne Vierpunktstütze, die auf Trochanterhöhe eingestellt war [5]. Die Patienten waren mit und ohne Stütze selbständig gehfähig. Die Ergebnisse zeigten keinen Unterschied zwischen den beiden

	Freies Gehen	Gehen mit Gehstütze
Basale Gangzyklusparameter		
Ganggeschwindigkeit (m/s)	0,42 ± 0,19	0,42 ± 0,24
Schrittlänge (m)	0,73 ± 0,28	0,80 ± 0,33
Kadenz (Schritte/min)	66,30 ± 13,80	60,40 ± 15,00
Absolute Gangzyklusparameter (s)		
Standbeinphase, betroffene Seite	1,30 ± 0,42	1,40 ± 0,46
Standbeinphase, nicht-betroffene Seite	1,50 ± 0,46	1,65 ± 0,53
Einbeinstandphase, betroffene Seite	0,38 ± 0,13	0,47 ± 0,17
Einbeinstandphase, nicht-betroffene Seite	0,58 ± 0,11	0,71 ± 0,25
Doppelstandbeinphase, betroffene Seite vorn	0,48 ± 0,22	0,50 ± 0,24
Doppelstandbeinphase, betroffene Seite hinten	0,45 ± 0,31	0,46 ± 0,31
Symmetrieverhalten (-)		
Standbeinphasensymmetrie	0,84 ± 0,10	0,84 ± 0,09
Schwungbeinphasensymmetrie	0,67 ± 0,17	0,67 ± 0,16
Doppelstandbeinphasensymmetrie	0,80 ± 0,16	0,79 ± 0,15
Hüftgelenkbeweglichkeit (°)		
Maximale Hüftbeugung, betroffene Seite	24,4 ± 4,3	23,7 ± 4,2
Maximale Hüftstreckung, betroffene Seite	7,8 ± 4,9	6,8 ± 3,7

Tab. 1: Gangparameter ohne und mit Gehstützen (Mittelwerte ± Standardabweichung)

Bedingungen bzgl. der basalen und seitengetrenten Zyklusparameter, der Gangsymmetrie und der sagittalen Hüftbewegung der betroffenen Seite. Das kinesiologische EMG ausgewählter Beinmuskeln unterschied sich hinsichtlich Amplitude und Aktivierungsmuster ebenfalls nicht, d. h. es gab keine Hinweise auf eine Spastikprovokation, Fazilitation oder Inhibition durch die Vierpunktstütze (Tab. 1).

Der fehlende Symmetrieunterschied deckte sich mit einer früheren Arbeit von *Tyson* und *Ashburn*, die gleichfalls keinen Einfluß einer Gehstütze nachweisen konnten [11]. Die Länge der höhenverstellbaren Stütze entsprach dem Abstand Boden – Processus styloideus der nicht-betroffenen Hand. In einer nachfolgenden Studie beschrieb *Frau Tyson* die Rumpfkkinematik beim Gehen mit und ohne Stock [13]. Hemiparetische Patienten wiesen im Vergleich zu Gesunden eine größere Seitenauslenkung des Rumpfes zur betroffenen Seite hin auf, des weiteren waren die vertikalen Bewegungen des Körperschwerpunkts kleiner. Sowohl der Gebrauch eines Stocks als auch einer Vierpunktstütze änderte die Rumpfkkinematik im Vergleich zum hilfsmittelfreien Gehen nicht. In einer weiteren Untersuchungsreihe beschrieb die Autorin die prozentuale Gewichtsübernahme durch Stützen unterschiedlicher Höhe anhand einer Vierpunktstütze und eines Handstockes, die auf Handgelenks-

höhe und 10 cm darüber eingestellt waren [5]. Die Gewichtsabnahme durch das Hilfsmittel wurde weder von der Art noch der Höhe der Stützen signifikant beeinflusst, sie reichte von 13% bis 16% des Körpergewichts.

Zusammenfassend bestätigen die aufgeführten Arbeiten die Bedenken gegen die Verwendung von Stützen nicht. Auch scheinen die Art und Höhe der Stützen keinen relevanten Einfluß auf die bisher untersuchten Gangparameter zu haben. In der Klinik ist daher angesichts des Sicherheitsgewinns für die sturzgefährdeten Patienten eine zügige Verordnung ratsam. Noch offen sind die Auswirkungen von Stützen auf die Muskelaktivierung während des Gehens sowie langfristige Effekte.

Danksagung

Das Projekt B1 wurde gefördert im Rahmen des Reha-Forschungsverbundes Berlin-Brandenburg-Sachsen.

Literatur

- Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C: Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. *Phys Ther* 1988; 68: 1197-1203
- Corcoran PJ, Jebsen RH, Brengelmann GL, Simons BC: Effects of plastic metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1970; 51: 69-77
- Hesse S, Schewe H, Strohmeier K: Verordnung von Sprunggelenksorthesen für Patienten mit Hemiparese. *Krankengymnastik* 1993; 45: 827-834
- Hesse S, Lücke D, Jahnke MT, Mauritz KH: Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis. *Int J Rehab Res* 1996; 19: 133-141
- Hesse S, Jahnke MT, Schaffrin A, Lücke D, Reiter F, Konrad M: Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1998; 109: 515-522
- Hesse S, Werner C, Konrad M, Kirker S, Berteau M: Non-Velocity-Related Effects of a Rigid Double-Stopped Ankle-Foot Orthosis on Gait and Lower Limb Muscle Activity of Hemiparetic Subjects with an Equinovarus Deformity. *Stroke* 1999; 30: 1855-1861
- Lehmann JF: Biomechanics of ankle-foot orthosis: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil* 1979; 60: 200-207
- Lehmann JF, Condon SM, Price R, de Lateur BJ: Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Arch Phys Med Rehabil* 1987; 68: 763-771
- Lehmann JF: Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait. *Clin Orthop* 1993; 288: 97-108
- Miyazaki S, Yamamoto S, Kubota T: Effect of ankle-foot orthoses on active moment in patients with hemiparesis. *Med Biol Eng Comput* 1997; 35: 381-385
- Tyson S, Ashburn A: The influence of walking aids on hemiplegic gait. *Physiother Theory Pract* 1994; 10: 77-86
- Tyson S: The influence of different walking aids on the support taken during hemiplegic gait. *Clin Rehabil* 1998; 12: 395-401
- Tyson S: Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin Rehabil* 1999; 13: 295-300
- Wong AMK, Fuk-Tan T, Shin-Han W, Chang-Ming C: Clinical trial of a low temperature plastic anterior ankle-foot orthosis. *Am J Phys Med Rehabil* 1992; 71: 41-43

Korrespondenzadresse:

PD Dr. med. Stefan Hesse
Abteilung für Neurologische Rehabilitation
Klinik Berlin
Kladower Damm 223
14089 Berlin
e-mail: bhesse@zedat.fu-berlin.de