

# Sprunggelenkorthesen in der Rehabilitation von zentral-motorischen Gangstörungen

P. Bülau, W. Jüssen

*Westerwaldklinik Waldbreitbach*

## Zusammenfassung

Das Gangbild nach Läsion des ersten Motoneurons ist durch eine Extensor Synergie der unteren Extremität erheblich beeinträchtigt. Studien belegen, dass durch den Einsatz von Sprunggelenkorthesen (AFO) das Gangbild symmetrischer wird, die Ganggeschwindigkeit zunimmt und die Patienten sicherer gehen. Die Spastik wird nicht verstärkt und die Energiebilanz bessert sich. Die Bauart der Orthese beeinflusst das Therapieergebnis deutlich. Kontroverse Befunde ergeben sich in bezug auf eine mögliche Muskelatrophie nach längerem Orthesengebrauch. Durch das schnellere Erreichen einer Gehfähigkeit werden moderne Therapieansätze des motorischen Lernens durch repetitive Bewegungsabläufe unterstützt.

**Schlüsselwörter:** Sprunggelenkorthesen, spastische Parese, Gangstörungen, motorisches Lernen

## Ankle-foot orthosis for rehabilitation of central motor gait disorders

P. Bülau, W. Jüssen

### Abstract

Lesions of the central motor neuron impair the walking ability by extensor synergy of the lower limb. Studies show that ankle-foot orthosis (AFO) improve gait symmetry, walking speed and stability of stance and walking. There is no enforcement of spasticity and the energy costs improve as well. The configuration of the AFO can considerably influence the therapy outcome. There are controversial findings about atrophy of limb muscles after chronic use of AFO. Modern therapeutic goals like motor relearning by repetitive locomotion exercising can be supported by application of AFO.

**Key words:** ankle-foot orthosis, spastic paresis, walking disorder, motor relearning

© Hippocampus Verlag 2006

## Einleitung

Störungen des ersten Motorneurons mit spastischer Hemiparese bzw. Paraparese führen zu typischen Veränderungen des Gangbildes. Während die proximale Beinmuskulatur wegen ihrer bilateralen Versorgung relativ schnell in ihrer Funktion wiederhergestellt ist [9, 46], macht vor allem das Sprunggelenk große Probleme bei der Normalisierung des Gangbildes. Die verminderte Dorsalflexionsfähigkeit und eine durch die Spastik bedingte, oft exzessive Plantarflexion und Inversion des Fußes verhindern einen normalen Bewegungsablauf auf der betroffenen Seite [67, 68]. Der Einsatz von Hilfsmitteln wie Sprunggelenkorthesen und Stützen ist integraler Bestandteil in der Gangrehabilitation hemiparetischer Patienten [1]. Trotz ihres offensichtlichen Vorteils gerade für die Sicherheit beim Gehen werden die Hilfsmittel in der täglichen Praxis nur zögerlich verordnet. Wesentliche Vorbehalte ergeben sich aus der Annahme, dass durch den Einsatz von Orthesen eine Zunahme der

Spastik drohe oder eine Inaktivierung bestimmter Muskelgruppen zu einer Atrophie führe. Diese Vermutungen werden in der Literatur nur teilweise bestätigt, eine differenzierte Betrachtungsweise ist hier dringend erforderlich [4, 36, 39, 59, 89, 90, 91].

### Die Rolle des Sprunggelenks während des normalen Gangzyklus

Der menschliche Gang ist ein sehr komplexer Bewegungsablauf, der gleichzeitig Beschleunigung des Körperschwerpunktes und Stabilität gegenüber Bodenreaktionskräften gewährleisten muss. An dem Bewegungsablauf sind alle Muskelgruppen beteiligt, die die Bewegungen der Hüfte, des Kniegelenkes und des Sprunggelenkes kontrollieren [25]. Dabei müssen Beckenrotation, Beckenneigung, Kniebeugung sowie Plantarflexion und Dorsalflexion des Fußes in den einzelnen Phasen des Gangzyklus gesteuert werden. Der Gangzyklus selbst beschreibt den Bewegungs-

vorgang vom ersten Bodenkontakt des rechten Fußes bis zum erneuten Bodenkontakt mit dem rechten Fuß. Es wird zwischen einer Standphase und einer Schwungphase unterschieden (Tab. 1). Die Standphase im ipsilateralen Bein reicht vom ersten Fußkontakt bis zur Vorschwungphase – dem Abdrücken und Abheben des Fußes am Übergang zur Schwungphase. Insgesamt werden fünf Standphasen und drei Schwungphasen beschrieben:

1. Der erste Fußkontakt erfolgt im Normalfall mit der Ferse, die gemeinsam mit den Extensoren im Fußgelenk den Aufprall dämpft.
2. In der Phase der Belastungsantwort (Loading Response) übernimmt das Standbein das Körpergewicht. Es folgt eine Beugung in allen Gelenken der Extremität, um die Aufwärtsbewegung der Hüfte zu minimieren und weiterhin eine Stoßdämpfung zu erzielen.
3. In der mittleren Standphase (Midstance) wird das Körpergewicht vollständig auf das Standbein übertragen. Hüfte und Knie befinden sich in Streckung und das Fußgelenk in einer 90°-Stellung, um Energie zu sparen. In dieser Phase beginnen sich die Plantarflexoren schon zu kontrahieren, um eine durch eine unkontrollierte Dorsalflexion verursachte Gewichtsverlagerung nach vorne zu verhindern.
4. Zum Ende der Standphase und
5. in der Vorschwungphase (Push off-Phase) kommt es zu einer aktiven Plantarflexion, die Ferse hebt sich. Das kontralaterale Bein hat jetzt ebenso Bodenkontakt, für etwa 10% der Zykluszeit kommt es hier zu einer Doppelunterstützung durch beide Beine, um so das Gleichgewicht besser kontrollieren zu können.
6. In der initialen Schwungphase (Toe off) verhindert der kontralaterale Gluteus medius ein Absinken der Hüfte.

te. Hüft- sowie Kniebeuger und Fußheber erlauben das Lösen des Fußes vom Boden.

7. In der mittleren Schwungphase folgt die Vorwärtsbewegung des Beines, einerseits durch die Hüftbeuge und andererseits durch die passive Ausnutzung von Trägheitsmomenten der Extremität. In dieser energiesparenden Phase, in der die Extremität auf dem absteigenden Schenkel nach vorne »fällt«, ist nur eine Kontrolle der Muskelaktivität notwendig, um dem Bein die richtige Richtung zu geben.
8. Zum Ende der Schwungphase kontrahieren sich Kniestrecker und Plantarflexoren, um die Schrittlänge zu vergrößern (Tab. 1).

Betrachtet man nur das Sprunggelenk, so erfolgt im normalen Gangzyklus eine Dorsalflexion während des ersten Fußkontaktes, der Belastungsantwort und in der initialen Schwungphase. In der mittleren Standphase und in der mittleren Schwungphase ist eine ausgeglichene Mittelstellung erforderlich. Eine aktive Plantarflexion wird in der Endstandbeinphase bzw. Vorschwungphase (Push off) zum Abstoßen des Fußes notwendig und zum Ende der Schwungphase, um die Schrittlänge zu vergrößern [6, 33, 51, 63, 67, 82] (Abb. 1, 2, 3).

**Veränderung des Gangbildes bei zentralmotorischer Läsion**

Es gibt mehrere Methoden, um die Veränderungen des normalen Gangbildes bei unterschiedlichen Krankheitsbildern zu erfassen. Für vergleichende Studien reichen klinische Beobachtungen nicht aus, da sie oft subjektiv und erfahrungsabhängig sind. Klinische Klassifikationen wie der Mobilitätstest nach *Tinetti* [88] (Tab. 2), der Ti-

Phase	Name	Englisch	Phase	Zykluszeit	Beschreibung (ipsilaterales Bein)	Sprunggelenk
<b>Standphase</b>	Erster Fußkontakt (IC)	Initial Contact	Heel strike	0%	Initialkontakt Ferse, dämpft Beugung aller Gelenke, Extensoren im Fußgelenk dämpfen	Dorsiflexion
	Belastungsantwort (LR)	Loading Response	Foot flat	0 – 10 %	Standbein übernimmt Körpergewicht, Beugung aller Gelenke, Extensoren im Fußgelenk dämpfen	Dorsiflexion
	Mittlere Standphase (MSt)	Midstance	Foot flat	10 – 30 %	Körpergewicht vollständig auf Standbein, Hüfte, Knie in Streckung, Fußgelenk 90°, energiesparend, Plantarflexoren beginnen zu kontrahieren, verhindern unkontrollierte Dorsiflexion durch Gewichtsverlagerung nach vorne	90° Mittelstellung
	Ende Standbeinphase (TSt)	Terminal Stance	Push off	30 – 50 %	Körper bewegt sich vor Fuß, aktive Plantarflexion, Ferse hebt sich	Plantarflexion
	Vorschwungphase (PSw)	Preswing	Push off	50 – 60 %	Doppelunterstützung, Iliopsoas kontrahiert, um Bein anzuheben, Knie beugt sich	Dorsiflexion
<b>Schwungphase</b>	Initiale Schwungphase (ISw)	Initial Swing	Toe off	60 – 70 %	Bein wird gehoben, Hüftbeuger + Fußheber zum Lösen des Fußes, kontralateraler Gluteus medius verhindert Absinken der Hüfte	Dorsiflexion
	Mittlere Schwungphase (MSw)	Midswing		70 – 85 %	Vorwärtsbewegung bis Tibia senkrecht steht, Hüftbeuger + passive Ausnutzung von Trägheitsmomenten, Extremität »fällt« auf absteigendem Schenkel nach vorne. »Nur« Kontrolle der Muskelaktivität	Mittelstellung
	Ende der Schwungphase (TSw)	Terminal Swing		85 – 100 %	Bein bewegt sich nach vorne, Hüfte gestreckt, Kniestrecker + Fußsenker vergrößern Schrittlänge	Plantarflexion

Tab. 1: Gangzyklus

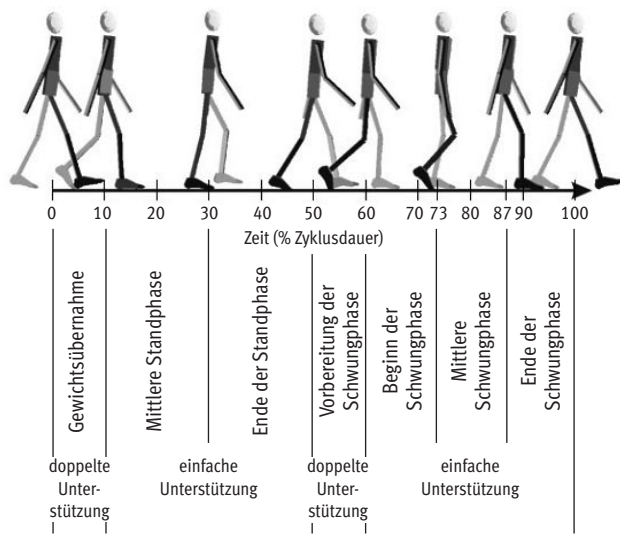


Abb. 1: Phasen des Gangzyklus. Anteil der Doppelunterstützung (nach Markus Weber, SFB Gangstörungen)

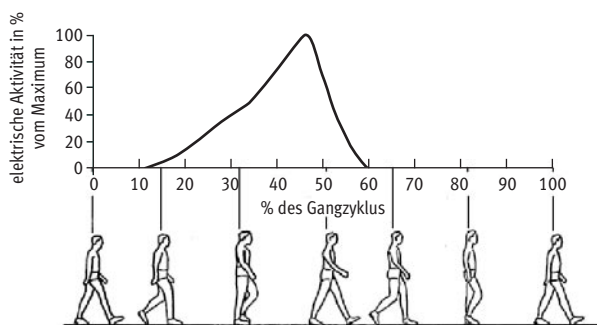


Abb. 2: Phasische EMG Aktivität der Wadenmuskulatur während des Gangzyklus (nach [25])

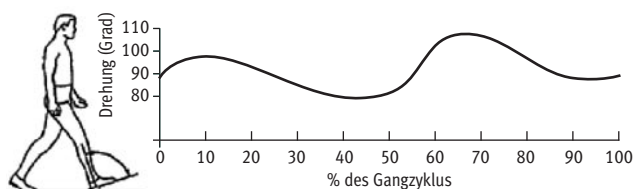


Abb. 3: Rotation des Fußgelenks während des normalen Gangzyklus (nach [25])

med Walking Test oder die Gait Assessment Rating Scale (GARS) [55] erlauben nur eine rudimentäre Beschreibung des gestörten Gangbildes. Mit Hilfe von computergestützten visuellen Verfahren (Videometrie, LED-Analysen) und »Druckaufnehmern« entweder auf fest installierten Platten oder mit Messpunkten an den Fuß- bzw. Schuhsohlen kann eine automatische Ganganalyse erfolgen, Störungen lassen sich dokumentieren und evaluieren. Gemessen werden folgende Parameter: Kadenz (Anzahl der Schritte pro Minute), Schrittlänge (Step length) und Doppelschrittlänge (Stride length), daraus berechnet das Gangtempo, die Dauer der Stand- und Schwungphase, das Verhältnis zwischen

Dauer der Doppelunterstützung (Bipedalzeit) zur gesamten Standzeit, die Länge der Abrollstrecken, die Variabilität der Abrollbewegung und die Position des Körperschwerpunktes im Zyklusogramm [33]. Unterstützend werden kinesiologische EMG-Untersuchungen an ausgewählten Beinmuskeln durchgeführt, um den Aktivierungsgrad im normalen und gestörten Bewegungsablauf zu messen [4]. Die Dorsalflexion im Fußgelenk stellt für die Untersuchung der zentralen Repräsentanz der Bewegungskontrolle ein geeignetes Paradigma dar. Die Motorkontrolle der Dorsalflexion hängt in Teilen vom absteigenden Input aus dem primär-motorischen Cortex ab. Es konnte gezeigt werden, dass die Veränderung der Hirnrepräsentation bei Aktivierung der Dorsalflexion den rehabilitativen Trainingserfolg sehr gut beschreiben kann [24].

Das Gangbild von Patienten mit spastischer Hemiparese ändert sich in charakteristischer Weise [7, 69] (Tab. 3). Diese Patienten gehen mit einer Extensor-Synergie, die eine Streckung und Innenrotation der Hüfte, eine Streckung im Kniegelenk und eine Plantarflexion sowie Inversion des Fußes und des Fußgelenkes umfasst. Das Gehen ist durch eine langsame Geschwindigkeit gekennzeichnet. Hemiparetische Patienten haben eine kürzer dauernde Standphase auf der betroffenen Seite. In der mittleren Standphase zeigen sie eine größere Hüftflexion, so dass der Körperschwerpunkt (center of gravity, COG) und die Bodenreaktionskräfte weiter vor die Knie verlagert werden. Dadurch wird eine verstärkte Kniestreckung produziert.

Wegen der fehlenden effizienten Dorsalflexion am Ende der Standbeinphase haben die Patienten Schwierigkeiten, den Körperschwerpunkt der hemiparetischen Seite vor das Fußgelenk zu bewegen. Der Fuß verbleibt in einer fixierten Plantarflexion mit gestrecktem, ggf. überstrecktem Kniegelenk. Diese Fixierung des Fußes in der Supination ist auf die Spastik in der Wadenmuskulatur, das muskuläre Ungleichgewicht zwischen Plantar- und Dorsalflexion und die Schwäche der Dorsiflexoren des Fußes zurückzuführen.

#### Mobilitätstest nach Tinetti

##### Teil 1: Gleichgewichtstest

1. Gleichgewicht im Sitzen (0, 1)
2. Aufstehen vom Stuhl (0, 1, 2)
3. Versuch aufzustehen (0, 1, 2)
4. Balance in den ersten 5 Sekunden (0, 1, 2)
5. Standsicherheit (0, 1, 2)
6. Sicherheit beim Stoß gegen die Brust (0, 1, 2)
7. Balance mit geschlossenen Augen und Füßen (0, 1, 2)
8. Drehung um 360° (0, 1, 2)
9. Abschließendes Hinsetzen (0, 1, 2)

##### Teil 2: Gehprobe

1. Schrittauslösung (0, 1)
2. Schrittlänge und -höhe (0, 1, 2, 3, 4)
3. Schrittsymmetrie, von der Seite betrachtet (0, 1)
4. Gangkontinuität (0, 1)
5. Schrittpfad bzw. Wegabweichung (0, 1, 2)
6. Rumpfstabilität (0, 1, 2)
7. Schrittbreite, von hinten betrachtet (0, 1)

Tab. 2: Mobilitätstest nach Tinetti [88]. Für jede Teilaufgabe werden bis zu 4 Punkte vergeben. Insgesamt können 28 Punkte erreicht werden.

Art	Veränderung
<b>Gangtempo</b>	verringert
Kadenz	reduziert
Stride length	reduziert
Step length	reduziert
<b>Symmetrie</b>	Asymmetrie der Schrittzeiten
Abrollstrecke	verkürzt
<b>Standphase</b>	verkürzt, »Hinken«
Erster Fußkontakt	Vorfuß/Mittelfuß
Belastungsantwort	Muskeltonuserhöhung, verzögerte Übernahme des Körpergewichts
Dauer Doppelunterstützung	verkürzt
Dauer Einzelunterstützung	verkürzt, zu geringe Kniestabilität
Vorbereitung Schwungphase	zu geringe Plantarflexion
<b>Schwungphase</b>	verlängert, Bodenkontakt mit plantarflektiertem Fuß
<b>Sprunggelenk</b>	Supination, reduzierte Beweglichkeit
Dorsiflexion SpG	verringert
Plantarflexion SpG	spastisch fixiert, aktive Plantarflexion kraftgemindert

Tab. 3: Änderung des Gangbildes bei Läsion des ersten Motoneurons

ren. Während der Schwungphase zeigt das betroffene Bein eine reduzierte Knieflexion und Dorsalflexion im Fußgelenk. Um die Zehen vom Boden wegzubewegen, wird das klassische Wernicke-Mann-Gangbild mit Zirkumduktion des Beines notwendig. Die Supination im Fußgelenk führt entweder zu einer verkürzten Heel strike-Phase, oder der Mittelfuß/Vorfuß wird vor der Ferse aufgesetzt. Auch die Push off-Phase ist deutlich verkürzt, da der Fuß in der Plantarflexion fixiert ist [51, 67, 68, 82].

### Die allgemeine Wirkung von Sprunggelenkorthesen auf das pathologische Gangbild

Orthesen für das Sprunggelenk (ankle-foot orthosis, AFO) können die Lokomotion des paretischen Beines in vielerlei Hinsicht beeinflussen. Der sogenannte Plantarflexionsstop verhindert den frühzeitigen Bodenkontakt des Fußes während der Schwungphase und damit die kompensatorische Zirkumduktion des Beines. Der Dorsalflexionsstop verhindert eine extensive Beugung im Fußgelenk und damit eine zu starke Vorverlagerung der Tibia, und schließlich kann eine Fixierung im oberen Sprunggelenk Widerstand gegen die Supination aufbauen [4, 38].

#### Probleme

Wenn das Sprunggelenk in einer leichten Dorsalflexion fixiert ist, verläuft die Phase des ersten Fußkontaktes relativ normal, aber die Kraft für die Plantarflexion in der Push off-Phase ist wegen der Fixierung vermindert. Wenn die Adjustierung der Stops den Fuß in 5° Plantarflexion hält, wird die Push off-Phase verlängert, die Heel strike-Phase und die mittlere Standphase werden verkürzt. Daher ist die Adjustierung der Plantar- und Dorsalflexionsstops der kritische Moment für eine optimale Funktion.

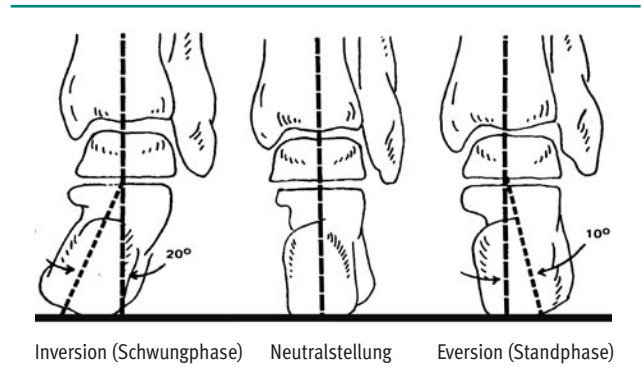


Abb. 4: Bewegung des Fersenbeins während der Schwungphase (Inversion von etwa 20°) und in der Standphase (Eversion von 10° abweichend von der Neutralstellung)

- Wenn das Sprunggelenk in zu starker Dorsalflexion fixiert ist, kann das Beugemoment während der frühen Standphase das Knie destabilisieren, insbesondere wenn die Knieextensoren auch paretisch sind. Durch eine richtige Einstellung muss verhindert werden, dass die Bodenreaktionskräfte hinter das Knie fallen. Durch eine Fixierung in leichter Dorsalflexion wird aber mehr Bewegungsfreiheit während der Schwungphase erreicht. Wegen der Parese der Wadenmuskeln ist zusätzlich eine Verminderung der Abstoßkraft (Push-off) zu erwarten.
- Wenn andererseits das Sprunggelenk in zu starker Plantarflexion fixiert wird, kann die Bewegungsfreiheit der Zehen während der Schwungphase kritisch vermindert sein. Außerdem kann eine zu starke Extension während der mittleren Standphase eintreten und ein Genu recurvatum produzieren. Dadurch wird es dem Patienten erschwert, das nicht betroffene Bein vor das paretische Bein zu setzen. Positiv ist, dass die Push off-Phase durch diese Adjustierung verbessert wird [49, 50, 60, 89, 90, 91].

Neben einer Beeinflussung der Dorsalflexion und der Plantarflexion muss der Einsatz von Orthesen auch Bewegungen in den unteren Fußgelenken berücksichtigen. So führt das Pes calcaneus in der Schwungphase eine Inversion von etwa 20° und in der Standphase eine Eversion von 10° abweichend von der Neutralstellung aus. Auch die Bewegung in den Mittelfußknochen ist für die Dorsalflexion bzw. Plantarflexion wichtig und z.B. für die richtige Streckung im Hüft- und Kniegelenk mitentscheidend. Der Knöchel ist biomechanisch mit der Fersenbeineversion verbunden. Wenn nun diese Eversion durch eine Orthese eingegrenzt wird, geht die Dorsalflexion oft vom Mittelfuß statt vom Knöchel aus, so dass mittelfristig am Mittelfuß eine Hypermobilität entsteht (Abb. 4).

Orthesenart	Modell	Beschreibung	Kommentar
Dynamische AFO (Carbon)	Toe off®	Laterale und ventrale Schienenführung, Fußeinlage	Fußheberparese bei mittelschwerer und schwerer Spastik. Durch ventrale Schienenführung zusätzlich kniesichernd. Laufen auf schiefer Ebene schwierig
	Ypsilon™	Laterale und ventrale Schienenführung, Fußeinlage	Fußheberparese bei leichter Spastik. Wirkt zusätzlich kniesichernd. Laufen auf schiefer Ebene bedingt möglich. Kleine Auflagefläche, USG-Achse nur wenig geführt
	Walk on®	Mediale und dorsale Schienenführung, Fußeinlage	Für aktive und mobile Patienten. Laufen auf schiefer Ebene bedingt möglich. USG-Achse nur wenig gesichert
Dynamische AFO (Metallfedern)	Valenser Schiene	Medial geführte Metallschiene, Fußbügel, über Gelenkfeder und Einsteckplatte mit Schuh verbunden	Gute Fußheberwirkung, Wirkung abhängig von sehr stabilem Schuh (Ballyschuh nicht mehr hergestellt). Schiene und Schuhe sehr schwer. Laufen auf schiefer Ebene nur eingeschränkt möglich
	Caroli Feder	Medial und lateral Metallstangen über Feder unter Schuh verbunden	Kein Knöchelgelenk, mechanische Feder hebt progressiv den Fuß. Feder stärker als Eichler Orthese
	Eichler Orthese	Metallstange lateral zur Feder am Schuhabsatz geführt und mit Wadenband befestigt	Kein Gelenk, mechanische Feder, die Fuß dorsalflektiert. Bei instabiler USG-Achse Druckstellen
AFO mit Gelenk	Antiv Orthese	Kunststofforthese mit Fersen- und Unterschenkelfassung, einfaches Gelenk	Sehr stabil, Fuß knickt nicht zur Seite, nur bei leichter Parese
	Neustädter Carbonorthese	Carbonschalen für Fuß und Unterschenkel, limitierbares Knöchelgelenk	Gute Fersen- und Fußfassung. Für hohen Tonus, aber Gelenk muss beweglich sein
Feste AFO	P-Feder Kunststoff	Polypropylen Unterschenkelorthese mit Fuß- und Wadenfassung	Geringe Fußheberunterstützung, verhindert exzessive Plantarflexion, Fersengelenk fixiert, für aktive Patienten wenig geeignet
	Dyna Ankle	Polypropylenschale mit Klettverschluss und elastischem Pronationszügel	Stabile Calcaneusführung. Wegen kurzer Sohle Abrollen besser als P-Feder

Tab. 4: Auswahl aus in Deutschland erhältlichen vorkonfektionierten AFO-Standardmodellen unterschiedlicher Bauart und Funktion

## Unterschiedliche Formen von Orthesen

### Modelle:

Für die Unterstützung des Ganges hemiparetischer Patienten stehen 1. feste posteriore Schienen, sog. Peroneuschienen, 2. Schienen mit fest einstellbaren Gelenken, die eine Dorsal- oder Plantarflexion im vorgegebenen Rahmen ermöglichen, und 3. sog. dynamische Orthesen zur Verfügung, die entweder über ein lateral angebrachtes Federgelenk oder durch Verwendung von flexiblem Material die Plantarflexion begrenzen und gleichzeitig eine Dorsalflexion unterstützen (Tab. 4).

1. Der Einsatz von festen AFO (fAFO) verhindert die exzessive Plantarflexion und die Inversionstendenz des paretischen Beines und fixiert ein sehr instabiles Sprunggelenk. Da auch die feste posteriore Orthese aus z. B. Polypropylen (P-Feder Kunststoff) eine Plantarflexion und Dorsalflexion in geringem Ausmaß zulässt, kann sie dazu beitragen, dass sich das Gangbild verbessert und der Patient sicherer geht. Allerdings ist insbesondere die Push off-Phase durch die eingeschränkte und kraftgeminderte Plantarflexion beeinträchtigt.
2. Orthesen mit eingebauten Gelenken (gAFO) erlauben hier mehr Bewegungsfreiheit und damit eine bessere Annäherung an den normalen Gangzyklus. Sind die Orthesen mit Fersen- und Unterschenkelfassung versehen (z. B. Antiv Orthese für leichtere Paresen oder Neustädter Carbonorthese für bewegliche Patienten mit erhöhtem Muskeltonus), so bieten sie eine große Stabilität

im Knöchel, das gefürchtete Abknicken zur Seite wird sicher verhindert, eine physiologische Seitwärtsbewegung im Pes calcaneus ist aber nicht möglich.

3. Am physiologischsten wirken die dynamischen Orthesen (dAFO). Die Beweglichkeit der Ferse wird nicht eingeschränkt, die Plantarflexion progressiv behindert und die Dorsalflexion dynamisch unterstützt. Die Modelle unterscheiden sich durch die verwendeten Materialien (Carbon-Struktur bzw. metallische Sprungfeder) und durch die Schienenführung (mediale oder laterale bzw. dorsale oder ventrale Führung). Neben unterschiedlichen Komfort-Aspekten und damit einer Sicherung der Compliance der Patienten gibt es auch kleinere biomechanische Unterschiede, deren Relevanz bisher noch nicht ausreichend geprüft wurde [5, 29].

## Einsatz von Orthesen in der neurologischen Rehabilitation

Frühe Intervention mit einem effektiven, multidisziplinären Behandlungsprogramm erlaubt dem Patienten, Mobilität und Selbstversorgungsfähigkeiten zu erlernen. Der Einsatz von Orthesen ist eine wichtige Komponente eines effektiven Rehabilitationsprogrammes [26]. Durch eine richtig eingestellte Orthese kann die Ganggeschwindigkeit erhöht, der Energiebedarf gemessen am Energieverbrauch pro zurückgelegtem Meter pro kg Körpergewicht reduziert und damit die Effizienz des Gehens verbessert werden. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Patienten sicherer ohne Hilfe und Überwachung gehen können [95, 97].

Der Effekt eines mit physiologisch intensiven Orthesen unterstützten Gehprogrammes bei Patienten nach Schlaganfall ist nach *Kosak* und *Reding* mit einem modernen Lokomotionstraining vergleichbar [44]. Orthesen erlauben eine schnellere Erholung und sind effektiver im Wiederherstellen ausgeglichener Biomechanik und verbesserter Muskelfunktionen [57]. Der Einsatz von AFO soll den Mangel an Vorwärtsbewegungen, die Instabilität im Knie, oft verbunden mit einer mangelhaften Extensionsfähigkeit, und den Bewegungsumfang im Sprunggelenk verändern, der auf ein muskuläres Ungleichgewicht oder eine Spastik zurückzuführen ist [5, 51].

### Ergebnisse klinischer Studien

Die Anzahl der publizierten Studienergebnisse zum Einsatz von Sprunggelenkorthesen bei zentralmotorischen Störungen ist überschaubar (Medline Recherche 56, davon 32 methodisch klar darstellbar), die jeweils zugrundeliegenden Fallzahlen sind begrenzt (Tab. 5). In der Regel handelt es sich um ein Single Case Study Design mit intraindividuellen Vergleichen von Gang und Gleichgewicht unter verschiedenen Orthesekonditionen. Als Kontrollen dienten Messuntersuchungen barfuß oder mit Schuhwerk. Die untersuchten Sprunggelenkorthesen sind in der Bauart sehr unterschiedlich, oft individuell konzipiert und daher nicht immer eindeutig den angeführten Gruppen – feste AFO, gelenkige AFO oder dynamische AFO – zuzuordnen. Die Ganganalyse erfolgte videometrisch bzw. dynamographisch mit unterschiedlichen Formen von Druckmesstechniken zur Beschreibung des Gangzyklus, nur in Einzelfällen [78, 86, 101] wurden zusätzlich klinische Assessments eingesetzt. Zwei Studien waren retrospektiv, zwei wurden mit gesunden Probanden durchgeführt. In 14 prospektiven Studien wurden 193 Kinder mit chronischer spastischer Hemi- bzw. Paraparese bei frühkindlichem Hirnschaden untersucht. 15 Studien berichten über 286 Erwachsene, davon 137 mit Zustand nach später erworbener Hirnschädigung nach Schlaganfall oder Schädel-Hirn-Trauma. Die Patienten hatten überwiegend chronische Paresen, wobei bei den frühkindlichen Hirnschäden aufgrund des langen Bestehens eine gewisse Kontraktur tendenz anzunehmen ist und eine Generalisierung der Ergebnisse daher nur eingeschränkt möglich wird.

Wirklich aussagefähig sind zudem nur Studien, die den Effekt von AFO auf den zentralmotorisch gestörten Gang untersuchen, wenn AFO gegen feste Schuhe und nicht gegen barfuß verglichen werden, da bereits der Einsatz von Schuhen Stride-Länge und Schwunggeschwindigkeit positiv beeinflusst [15].

#### Feste AFO

Bei Patienten mit chronischer Hemiparese nach Schlaganfall erwiesen sich feste AFO in einem klinischen Assessment als überlegen, das die Ganggeschwindigkeit (Zunahme um 4,8 cm/s), den Timed Up & Go Score (TUG) und

den Treppentest umfasste. Der Effekt der AFO war zwar statistisch signifikant, der Unterschied aber relativ klein. Trotzdem erlangten die Patienten mehr Selbstvertrauen [21]. Bei zerebralparetischen Kindern konnte durch Tragen von festen AFO auch eine Zunahme in der maximalen Achillessehnenlänge bis hin zu normalen Werten erreicht werden [87]. Adjustierbare AFO können sogar das belastende Casting bei der Behandlung des spastischen Spitzfußes ersetzen [30, 64]. Somit ist der Einsatz von Sprunggelenkorthesen eine nützliche Unterstützung in der frühen Rehabilitation hemiparetischer Patienten mit deutlicher Spastik [37, 100].

Trotz dieses Potentials zeigten retrospektive Auswertungen an mehr als 400 Patienten, dass Sprunggelenkorthesen nur bei schwerstbetroffenen Patienten mit einem signifikant niedrigeren FIM-Aufnahme- und -Entlassungsscore eingesetzt wurden [86, 101].

Möglicherweise ist das darauf zurückzuführen, dass beim Einsatz von AFO tatsächliche und vermeintliche Probleme auftreten können. Manche Probleme ergeben sich aus der Bauart der Orthesen. So schränken feste AFO die Plantarflexion ein, um den Fallfuß während der Schwungphase zu verhindern. Feste AFO reduzieren nach *Carlson et al.* signifikant die Exkursion des Fußgelenkes. Sie erhöhen zwar den Dorsalflexionswinkel bei Aufkommen des Fußes, führen aber zu einer abnehmenden Fußgelenkskraft, die sich vor allem in der Push off-Phase auswirkt [12]. Ein exzessiver Widerstand gegen die Plantarflexion verursachte in der Untersuchung von *Yokoyama et al.* aber exzessive Kniebeugung in der Standphase [102].

#### Spastik

Weit verbreitet ist auch der Vorbehalt, dass Orthesen Spastik fördern könnten. Das Hauptproblem des hemiparetischen Ganges ist die spastische Inversion des Fußes. Wenn die Spastik nicht zu ausgeprägt ist, stellt die AFO durch Verhinderung der Fehlstellung die geeignete technische Hilfe zur Reduktion der Spastik dar. Bei schwerer Spastik hingegen müssen andere Methoden wie die fokale Gabe von Botulinum-Toxin A, der Einsatz von intrathekalem Baclofen, die dorsale Rizotomie oder auch orthopädische Operationsmethoden als Optionen eingesetzt werden [27, 56].

*Crenshaw* und Kollegen untersuchten die Veränderung des Tonus bei spastischer Paraplegie unter Einsatz unterschiedlicher Orthesemodelle und fanden generell eine tonusreduzierende Wirkung, am deutlichsten unter Plantarflexion-limitierenden Konditionen. Auf das Gangbild wirkte es sich so aus, dass sich zwar der Flexionswinkel unter AFO verringerte, die maximale Plantarflexionskraft sich aber deutlich verstärkte. Wahrscheinlich ist, dass letztere auf die erhöhte Dorsalflexion während der Standphase und die damit bessere Positionierung des Gelenkes beim Push off-Start zurückzuführen ist [18].

Den besten Effekt auf die Spastik sahen *Ohsawa et al.* mit einer dynamischen AFO. Sie reduzierte die Spastik der Wadenmuskulatur. Dadurch konnte die Schwere der Plantar-

flexion besser beeinflusst und die Quadrizeps-Muskulatur aktiviert werden [66].

### Treppensteigen

Bei zerebralparetischen Kindern zeigte sich keine signifikante Differenz zwischen den verschiedenen AFO und dem Barfußgehen. AFO mit Gelenken erzielten jedoch etwas bessere Resultate, da sie eine größere Dorsalflexion während der Standphase erlauben. Alle AFO reduzierten die Plantarflexion im Vergleich zum Barfußgehen, verschlechterten aber dadurch nicht die Fähigkeit zum Treppensteigen [78]. Untersuchungen an gesunden Probanden zeigten hingegen, dass feste AFO mehr kinetische und kinematische Kompensation bewirken als AFO mit Gelenken [71].

### AFO mit Gelenken

Die Effektivität einer AFO mit Gelenk hängt von der Bauart und dem Grad des Plantarflexionsstops ab. Der größte Unterschied besteht im Ausmaß der Dorsalflexion. Selbst bei starrer AFO ist eine Dorsalflexion von 8° möglich, bei einer AFO mit Gelenk ist die Dorsalflexion auf 10–15° erhöht [6]. Dies ist wichtig vor allem für die Vorschwungphase (Preswing) und die initiale Schwungphase (Initial swing) [73]. Allerdings konnte in einer anderen Arbeit keine Beziehung zwischen dem Ausmaß der Dorsalflexion und der Wadenspastik bzw. -kraft während der Standphase gefunden werden [74].

In einer Studie von *Brunner et al.* ließ sich mit allen Orthesen ein normaler Heel strike (Fersen-Zehengang) erreichen [6]. *Rethlefsen et al.* verglichen Schuhe, AFO mit Gelenk und feste AFO in Sequenzen von jeweils drei Tagen. AFO mit Gelenk verhinderten zwar ebenso wie feste AFO die exzessive Plantarflexion, erhöhten aber die Kraftentfaltung in der Push off-Phase [74]. In einer Studie von *Buckon et al.*, die ebenfalls verschiedene Orthesetypen verglich, war die Normalisierung der Kniebewegung im Stand abhängig von der Konstruktion der AFO. AFO mit Gelenk waren am effektivsten bei der Kontrolle der Knie-Hyperextension im Stand, während die posteriore Sprunggelenkorthese am effektivsten die Knieextension bei Patienten mit beginnenden Kontrakturen förderte, die bereits mehr als 10° Knieflexion im Stand aufwiesen [8]. Will man den Hinterfuß ruhig stellen, ohne den Gang zu stark zu beeinflussen, sind AFO mit Gelenk am geeignetsten [43].

Insgesamt sind die Gangparameter mit AFO besser als im Barfuß-Gang, ein signifikanter Unterschied in den Gangparametern zwischen festen AFO und AFO mit Gelenk findet sich in den meisten Studien aber nicht. Subjektiv bevorzugte aber kein Patient die festen AFO [83], sondern alle entschieden sich für AFO mit Gelenk, da diese komfortabler sind und mehr Stabilität vermitteln [43]. AFO mit Gelenk scheinen geeigneter zu sein, wenn passiv ein adäquater Bewegungsumfang im Sprunggelenk möglich ist [74].

### Dynamische Orthesen

Die aktuellsten Entwicklungen sind sogenannte dynamische Orthesen (dAFO), die aus Carbon oder Kevelaer geformt sind oder wie die Valenser Schiene aus einem speziellen Schuh und einem progressiven Federgelenk bestehen [17, 97]. In der Studie von *Diamond* und *Ottenbacher* verbesserten dynamische Orthesen signifikant die Ganggeschwindigkeit, die Schrittlänge, die Doppelstanddauer und die Kadenz und waren darin bei der frühen Rehabilitation von erworbener Hemiparese den konventionellen AFO überlegen [22]. DAFO werden nach *Hesse et al.* von den Patienten auch besser toleriert und erhöhen deren Gehstrecke erheblich [37]. Sie können auch besser mit der Inversion und Supination im Fußgelenk, aber auch mit dem Genu recurvatum umgehen, da es zu einer Reduktion des Kniewinkels in der Standphase auf der betroffenen Seite kommt [13, 66]. Bei chronischen zerebralparetischen Kindern mit einer hohen Plantarflexionsspastik ließ sich die höhere Effektivität von dynamischen Orthesen nicht nachweisen. Dynamische und konventionelle AFO zeigten hier keinen Unterschied in den verschiedenen Gangvariablen [72]. Bei exzessiver Plantarflexionsspastik wirkten AFO mit Gelenk mit einem Plantarflexionsstop besser auf das gestörte Gangbild als dAFO [77]. Insgesamt erlauben dAFO einen signifikant größeren gesamten Bewegungsumfang des Fußgelenks als feste AFO. Sie verhindern dadurch muskuläre Inaktivitätsatrophien und erhöhen die Compliance beim Tragen der Orthesen [10, 17, 36, 38, 39, 47].

### Gleichgewicht

Ein wichtiger Parameter für einen sicheren Gang ist die Restitution des gestörten Gleichgewichts. Mit Hilfe der Posturographie lässt sich das statische Gleichgewicht unter Berücksichtigung der verschiedenen Modalitäten prüfen. Beim Vergleich zerebralparetischer mit normal entwickelten Kindern fand sich eine erhöhte Koaktivierung von Muskeln mit einem pathologischen Recruitment von proximal nach distal, eine Abnahme der aufrechten Position im Stand, Zunahme der »Zehenstand«-Strategie und eine unterschiedliche Sway-Charakteristik. Bei Einsatz solider AFO fanden sich in den Testmodalitäten eine Abnahme der Aktivierung des Gastrocnemius, ein desorganisiertes Muskelantwortmuster, eine Abnahme der Fußgelenkstrategien und eine Zunahme der Gelenkwinkelgeschwindigkeit im Knie. Mit dynamischen AFO konnten hingegen die Posturographiebefunde den Normalbefunden angenähert werden [11]. Auch bei der Prüfung des dynamischen Gleichgewichts konnten dAFO zu einer Verringerung der lateralen Gewichtsverlagerung und einer besseren Gewichtsübernahme durch das betroffene Bein beitragen [14]. Allerdings konnte der Einsatz von AFO die Symmetrie im statischen und dynamischen Gleichgewicht nur bei Patienten mit kurz dauernder Hemiparese verbessern, dieser Effekt fiel bei Patienten mit chronischer Hemiparese minimal aus [94].

	Autor	Jahr	Methoden	Ergebnis
22	Diamond und Ottenbacher	1990	Single-subject alternating treatment design – barfuß, feste AFO und dynamische AFO, 5 barfuß Basis Therapie-sessions, dann 12 Therapiesessions mit unterschiedlichen Orthesen, randomisierte Sequenzen	barfuß < fAFO < dAFO für Schrittlänge, Geschwindigkeit
37	Hesse et al.	1996	19 spastische Hemiparetiker, intraindividuell Vergleich, barfuß, mit festen Schuhen, mit Valenser Schiene, Ein-schluss 20 m ohne Hilfe Gehen, AFO höchstens 1 Woche bereits adaptiert	barfuß < feste Schuhe < Valenser Schiene für Ganggeschwindigkeit, Schritt-länge, Symmetrie
12	Carlson et al.	1997	11 Kinder mit spastischer Paraparese, intraindividuel-ler Vergleich: feste AFO, submalleoläre Orthese, feste Schuhe	fAFO verbessern Dorsiflexion, reduzieren Kraft in Push off, keine Verände-rung Schrittlänge oder Geschwindigkeit
80	Radtka et al.	1997	10 zerebralparetische Kinder, 4 hemiplegisch, 6 para-plegisch, exzessive Plantarflexion, Vergleich fAFO vs dAFO intraindividuell sequentiell	ohne AFO << (fAFO = dAFO) für Schrittlänge, Reduktion Plantarflexion, Gang-variablen
6	Brunner et al.	1998	14 spastisch hemiparetische Kinder, intraindividuell Vergleich unterschiedliche Orthesen	gAFO > feste AFO: Kadenz, Geschwindigkeit, Schrittlänge
74	Rethlefsen et al.	1999	21 Kinder mit Zerebralparese, randomisierte Sequenz – Schuhe, gAFO, fAFO für 3 Tage über 6 Wochen	gAFO besser Plantarflexion Push off, = Knieposition, Dorsiflexion, Spastik
11	Burtner et al.	1999	4 Kinder mit spastischer Zerebralparese, 4 Kontrollen, Gruppenvergleich gematched, intraindividuell Vergleich	Gleichgewicht ohne AFO < fAFO << dAFO
14	Chen et al.	1999	24 Hemiplegiker, cross sectional assessment (Quer-schnittstudie) unter beiden Konditionen	Gleichgewicht besser mit anterior geführter AFO
44	Kosak und Reding	2000	56 Patienten, 6 Wochen Poststroke, noch kein selbstän-diger Gang, randomisierte Zuordnung 34 Pat. (Laufband), 22 Pat. (Orthesen)	Laufbandtraining = Training mit intensiver Orthesenversorgung
18	Crenshaw et al.	2000	8 Kinder mit spastischer Paraparese, intraindividuell Vergleich 4 Konditionen: 1 Schuhe alleine, 3 Orthesen, jeweils 4 Wochen Adaptation	fAFO = gAFO >> ohne AFO, SMO für Kraft Push off und Dorsalflexion, Gang-variablen, gAFO > fAFO Tonusreduktion
13	Chang und Su	2000	Case Study (Patient), Vergleich anteriores vs posteriores AFO Design	Anteriores Design besser für Gang, Inversion, Plantarflexion
85	Suzuki et al.	2000	14 Kinder mit spastischer Paraparese, intraindividuell, 3 AFO Orthesekonditionen und Schuhe alleine	kein Unterschied (flexible) AFO aus Plastik vs fAFO aus Metall, aber höherer Energieverbrauch unter flexiblen AFO
8	Buckon et al.	2001	30 Kinder mit chronischer spastischer Hemiparese / intraindividuell Vergleich, 3 Monate Baseline ohne AFO, dann je 3 Monate randomisierte Sequenz von 3 AFO Typen, Dauer 1 Jahr	fAFO vs gAFO vs AFO + hinterer Blattfeder (PLS); gAFO + PLS > Dorsiflexion, Fußgelenkswippe, Mobilität; gAFO > bei Kniehyperextension; PLS > Förde-rung der Knieflexion; Energieeffizienz bei allen AFO verbessert
30	Grissom und Blanton	2001	9 Patienten mit Kontrakturen im Sprunggelenk, adjustierbare AFO	Kontrakturen durch adjustierbare AFO signifikant reduziert
86	Teasell et al.	2001	Retrospektiv, 423 Patienten in 10 Jahren mit AFO ent-lassen	AFO nach Entlassung nur bei Schwerstbetroffenen eingesetzt
77	Romkes und Brunner	2002	12 chronische Hemiparetiker (Zerebralparese) mit exzes-siver Plantarflexion barfuß, intraindividuell Vergleich: 3 Konditionen barfuß, d-AFO und AFO mit Gelenk	gAFO besser als dAFO bei starker Plantarflexionsspastik
87	Thompson et al.	2002	18 Kinder mit spastischer Hemiparese intraindividuell Vergleich	Zunahme (Normalisierung) der Achillessehnenlänge durch Tragen von (f)AFO
78	Sienko et al.	2002	19 Kinder intraindividuell, barfuß und 3 Orthesen, Stie-gensteigen	fAFO und gAFO verschlechtern nicht Treppensteigen gg. barfuß, aber gAFO etwas > fAFO; gAFO = fAFO reduzieren Plantarflexion, gAFO > fAFO bessere Dorsalflexion
83	Smiley et al.	2002	14 Kinder mit Zerebralparese, intraindividuell Vergleich unter 3 Konditionen, feste AFO, AFO mit Gelenk und AFO mit hinterer Blattfeder (PLS).	fAFO = gAFO = PLS: Verbesserung d. Gangparameter gg. barfuß
15	Churchill et al.	2003	5 Patienten mit Hemiparese, intraindividuell Vergleich unter 3 Konditionen: ohne, mit Schuhen, mit Schuhen und AFO	barfuß < Schuhe < Schuhe + fAFO: bei Schrittlänge und Schwunggeschwin-digkeit
42	Iwata et al.	2003	9 chronische (> 6Monate) hemiparetische Schlaganfall-patienten mit positivem tonischen Plantarflexionsreflex (TFR), 8 Patienten ohne TFR als Kontrolle. Alle Pat. lange auf AFO adaptiert. Vergleich intraindividuell und between groups	AFO + Plantarflexionsstop verbessert Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und Kadenz wenn positiver TFR
34	Gok et al.	2003	12 chronische Hemiparetiker, intraindividuell Vergleich (paarweise Statistik) beider Orthesen (Metall vs. Plastik), vor Ganganalyse Adaptation	Metallorthesen = Plastikorthesen: Verbesserung d. Gangparameter, Metall > Plastik: Stabilität im Sprunggelenk, Dorsiflexion, Push off und Heel strike
104	Zancan et al.	2004	1 Patient 3 Konditionen: ohne, mit AFO und Hüft-Knie Tragriemen	ohne < fAFO < fAFO + Tragriemen: Bewegungsumfang, Schrittlänge, Gang-geschwindigkeit, Reduktion Standbeinphase
19	Danielsson und Sunnerhagen	2004	10 chronische Stroke Hemiparetiker (Stroke > 6 Monate), adaptiert an Orthesen, within group Vergleich, ohne und mit dynamischer Orthese auf Laufband	dAFO senken relative Energiekosten
101	Yamanaka et al.	2004	Retrospektive Untersuchung der Verschreibungspraxis 20 Patienten	Patienten mit schwerer Parese länger AFO



100	Yamanaka et al.	2004	Retrospektive Untersuchung der Verschreibungspraxis 12 Patienten	Konvertierung von KAFO (Knie-Sprunggelenk) auf AFO erfolgreicher > 14 Tagen
21	de Wit et al.	2004	20 chronische Stroke Hemiparetiker, mindestens 6 Monate an AFO adaptiert, Treppensteigen mit und ohne AFO, randomisierte Sequenz	AFO > ohne AFO: Ganggeschwindigkeit, Treppensteigen, Time-up-and-go, subjektive Einschätzung
47	Lam et al.	2005	12 Kinder mit spastischer Paraparese mit mildem Equinovarus, intraindividueller Vergleich	dAFO > fAFO > ohne: Bewegungsumfang; fAFO besser für Ausdauer, dAFO verhindert Atrophie
71	Radtko et al.	2005	19 gesunde Probanden, links Schuhe, rechts 3 Konditionen: Schuhe, AFO, Gelenk-AFO	gAFO > fAFO: Treppensteigen
73	Radtko et al.	2005	10 Kinder mit spastischer Paraparese (6) oder Hemiparese (4), intraindividueller Vergleich, keine randomisierte Sequenz, 2 Wochen ohne, 1 Monat feste AFO, 2 Wochen ohne, 1 Monat Gelenk-AFO	fAFO = dAFO: Reduktion Kadenz, exzessive Plantarflexion, erhöhen Doppelschrittlänge
94	Wang et al.	2005	24 perakute Hemiparese (< 6 Monate), 61 Hemiparese > 12 Monate, intraindividueller Vergleich mit und ohne AFO	fAFO ++ Gleichgewicht bei perakuter Hemi; fAFO = bei chronischer Hemiparese
102	Yokoyama et al.	2005	2 Patienten, AFO mit und ohne Öldämpfer	AFO + Öldämpfer > fAFO: progressiver Widerstand – Plantarflexion: verhindert exzessive Kniebeugung – Standphase
43	Kitaoka et al.	2006	20 gesunde Probanden, intraindividueller Vergleich unter verschiedenen Orthesekonditionen	gAFO (posteriore Führung) > fAFO: Stabilität. Gangkinetik durch Gelenkreuzende Bauelemente beeinträchtigt

**Tab. 5:** Studien zu Sprunggelenkorthesen bei zentralmotorischen Störungen. Probandenzahl, Methoden, Ergebnis. AFO = Sprunggelenkorthese, fAFO = rigide Sprunggelenkorthese, gAFO = Sprunggelenkorthese mit eingebautem Gelenk, dAFO = dynamische Sprunggelenkorthese

### Energiebilanz

Unterschiedliche Aussagen werden zur Energiebilanz getroffen. Betrachtet man nur den Energieverbrauch gemessen durch die Breath by Breath-Analyse und das EKG beim Einsatz dynamischer AFO, so zeigt sich eine Zunahme des Sauerstoffverbrauchs [19, 85]. Berücksichtigt man aber die erhöhte Ganggeschwindigkeit (um bis zu 20 %), so kommt es insgesamt zu einer Abnahme der Energiekosten um mehr als 10 % [8, 19, 52, 53, 59]. Misst man die mediane EMG-Frequenz (MF), so entladen die motorischen Einheiten im Vergleich zur gesunden Seite mit extrem hoher Frequenz, was auf schnelle Ermüdung hinweist [47]. In einer Untersuchung mit Einsatz der Valenser Schiene wurde dies allerdings relativiert, dort stiegen die funktionellen Aktivitäten der gelähmten Quadricepsmuskulatur an, während die Aktivität des gelähmten M. tibialis anterior signifikant abnahm [4]. Eine derartige Abnahme wurde allerdings nur bei zerebralparetischen Kindern gefunden, die eine solide AFO trugen [47]. Inwieweit die verschiedenen Modelle der AFO längerfristig in den betroffenen Muskelgruppen zu einer Atrophie führen oder sie möglicherweise verhindern können, ist somit noch nicht endgültig geklärt. Möglicherweise begünstigen aber feste eher als dynamische AFO die Ausdauer beim Gehen.

### Individuelle Abwandlungen

Durch Abwandlungen und Ergänzungen bestehender Orthesen lassen sich Verbesserungen in manchen Gangparametern finden. So erlaubte eine metallische AFO eine bessere Stabilisation im Fußgelenk [29], der Einsatz eines Öldämpfers oder einer zusätzlichen Flexionssperre konnte nochmals den Tonus senken, den Widerstand gegen die Plantarflexion adjustieren und zusätzliche Gangparameter verbessern. Auch der Einsatz eines Hüft-Knie-Fußgelenk-Tragriemens kann zu einer Verbesserung des Ganges beitragen [42, 102, 104].

### Unterstützen Orthesen ein Task-orientiertes motorisches Lernen?

Läsionen des ersten motorischen Neurons führen pathophysiologisch zu einer spastischen Parese, die Gesamtaktivität der Beinmuskeln ist reduziert. Es findet eine Transformation von motorischen Einheiten statt, so dass die Regulation des Muskeltonus auf einem niedrigeren Level neuronaler Organisation erreicht wird [33]. In den unteren Extremitäten kommt es infolge des erhöhten Muskeltonus zu einer Extensor-Synergie, u. a. mit einer Streckung im Kniegelenk und einer Plantarflexion des Fußes. Dies kann als Kompensationsstrategie des Nervensystems aufgefasst werden, um der Parese entgegenzuwirken und trotz Lähmung einen aufrechten Stand zu ermöglichen. Um mit dieser Extensor-Synergie auch gehen zu können, wird kompensatorisch das gestreckte Bein zirkumduziert.

Für die Neurorehabilitation wichtig ist die Frage, inwieweit sich die zentralen motorischen Programme auf die veränderten Effektoren einstellen. Untersuchungen von Modulation und Koordination von Beinmuskelaktivität während des Ganges bei spastischen Bewegungsstörungen konnten zwar belegen, dass das zentrale Motorprogramm prinzipiell nicht beeinträchtigt ist [23], trotzdem scheint es für eine Entwicklung von neuerlernten Bewegungsprogrammen im verletzten Gehirn sinnvoll zu sein, möglichst frühzeitig für eine Symmetrie in der Lokomotion zu sorgen. Der konsequente Einsatz von Orthesen kann die paretische Muskulatur unterstützen, Gelenkstellungen stabilisieren, kompensatorisch-reflektorische Extensionen im Knie- und Fußgelenk verhindern und so den Bewegungsablauf des paretischen Beins dem gesunden schneller annähern.

Diese Überlegungen gewinnen vor dem Hintergrund moderner therapeutischer Konzepte des Task-orientierten motorischen Lernens an Bedeutung. Jede motorische Handlung ist geprägt durch den Handlungsantrieb (Motivation),

die Analyse der gegebenen Bedingungen, einen Handlungsplan und ein entsprechendes Bewegungsprogramm. Dieses Bewegungsprogramm wird von kortikalen und subkortikalen motorischen Strukturen an das Rückenmark geleitet und durch den Muskel ausgeführt. Parallel zur Ausführung wird eine Efferenzkopie angelegt und mit der Afferenz abgeglichen, die als Bewegungskontrolle ans ZNS zurückgemeldet wird. Das Bewegungsprogramm wird gegebenenfalls modifiziert und durch Wiederholung optimiert. Die Bedeutung der Afferenzen liegt darin, motorische Handlungen an die Gegebenheiten der Umgebung anzupassen, ohne dass dieser Vorgang dabei bewusst wahrgenommen werden müsse. Afferenzen, die durch einen Orthesen-optimierten Bewegungsablauf am paretischen Bein entstehen, können daher besser in ein normales Gangprogramm eingebaut werden [3, 16, 41, 45, 48, 58, 80, 92, 93, 96, 98, 99, 103]. Da zuerst der Handlungsantrieb und dann der Handlungsplan entstehen, ist es sinnvoll, vorrangig die Funktionen zu üben, für die von Seiten des Patienten eine große Bereitschaft besteht [28]. In der Regel ist diese für konkrete motorische Fertigkeiten wie Stehen und Gehen deutlich größer als für relativ abstrakte Forderungen wie z. B. Belastungssymmetrie oder Bewegungsqualität [20, 31, 54, 84]. Nur durch Wiederholung und Rückmeldung über das Erreichen des Bewegungsziels kann ein Bewegungsprogramm optimiert werden. Aus diesem Grunde kommt der Repetition und der selbständigen, aktiven Bewegungsausführung eine zentrale Bedeutung beim motorischen Lernen zu. Als besonders geeignetes Therapieverfahren hierfür hat sich das lokomotorische Training auf dem Laufband erwiesen [32, 34, 61, 62, 65]. Frühe Orthesenversorgung des paretischen Beines ermöglicht eine schnellere Mobilisierung und damit auch früher ein repetitives Üben der Gehfertigkeit auf Grund oder auf dem Laufband im Sinne eines Task-orientierten motorischen Lernens [35, 70, 75, 81].

### Zusammenfassung

Die typischen Gangstörungen nach Schädigung des ersten Motorneurons mit einer Extensor-Synergie können durch Sprunggelenkorthesen wirksam verbessert werden. Das Gangbild wird symmetrischer, die Patienten gehen sicherer und schneller und bleiben weniger in der Schwungbeinphase hängen. Dabei lassen sich Unterschiede zwischen den verschiedenen Orthesemodellen nachweisen. Bei Einsatz geeigneter Orthesen wird nicht wie befürchtet die Spastik verstärkt, sondern reduziert und die Energiebilanz verbessert [79]. Allerdings gibt es kontroverse Befunde in bezug auf eine mögliche Muskelatrophie z. B. im M. tibialis anterior nach längerem Orthesegebrauch. Wenig erforscht ist auch der richtige Zeitpunkt für den Einsatz der Sprunggelenkorthesen nach dem Schädigungsereignis. Der Wirkungsgrad bei frühem Einsatz von AFO scheint jedoch bei postakuten Patienten höher als bei chronischen Patienten zu sein. Somit könnten Orthesen eine Task-orientierte Therapie unterstützen, die ein möglichst schnelles Erreichen der Gehfähigkeit zum Ziel hat. Insgesamt gibt es dazu

nur relativ wenige Studien, die geringe Fallzahlen und einen niedrigen Evidenzgrad aufweisen. Daher sind die publizierten Ergebnisse trotz ausreichender Signifikanz nur bedingt generalisierbar. Weitere Studien mit größeren Fallzahlen sind gefordert, die Auskunft über den besten Zeitpunkt für den Einsatz von Orthesen, die günstigste Bauart von Orthesen und die Langzeitfolgen auf Muskulatur und Gelenk geben können.

### Literatur

1. Akashi K: General view of orthoses. *Top Stroke Rehabil* 2004; 11 (3): 1-2
2. Aoyagi Y, Tsubahara A: Therapeutic orthosis and electrical stimulation for upper extremity hemiplegia after stroke: a review of effectiveness based on evidence. *Top Stroke Rehabil* 2004; 11 (3): 9-15
3. Barrett JA, Evans L, Chappell J, Fraser C, Clayton L: Bobath or Motor Relearning Programme: a continuing debate. *Clin Rehabil* 2001; 15 (4): 445-6. Comment on: *Clin Rehabil* 2000; 14 (4): 361-9
4. Bestmann A, Sonntag D, Hesse S: Der Einfluss von Sprunggelenkorthesen und Stützen auf das Gehen hemiparetischer Patienten. *Neurol Rehabil* 2000; 6 (3): 117-120
5. Braund M, Kroontje D, Brooks J, Self B, Aaron G, Bearden K: Analysis of stiffness reduction in varying curvature ankle foot orthoses. *Biomed Sci Instrum* 2005; 41: 19-24
6. Brunner R, Meier G, Ruepp T: Comparison of a stiff and a spring-type ankle-foot orthosis to improve gait in spastic hemiplegic children. *J Pediatr Orthop* 1998; 18 (6): 719-26
7. Brunstrom JE: Clinical considerations in cerebral palsy and spasticity. *J Child Neurol* 2001; 16 (1): 10-5
8. Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, Sussman M, Aiona M: Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Dev Med Child Neurol* 2001; 43 (6): 371-8
9. Bülow P, Smetanay M, Weiller C, Solymosi L: Waller'sche Degeneration des Pyramidenbahntrakts nach Schlaganfall. *Neurol Rehabil* 1995; 1 (1): 23-29
10. 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
11. Burtner PA, Woollacott MH, Qualls C: Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1999; 41 (11): 748-57
12. Carlson WE, Vaughan CL, Damiano DL, Abel MF: Orthotic management of gait in spastic diplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 1997; 76 (3): 219-25
13. Chang JJ, Su CY: A low temperature plastic anterior encased ankle foot orthosis: construction and preliminary clinical results. *Kaohsiung J Med Sci* 2000; 16 (1): 47-52
14. Chen CL, Yeung KT, Wang CH, Chu HT, Yeh CY: Anterior ankle-foot orthosis effects on postural stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80 (12): 1587-92
15. Churchill AJ, Halligan PW, Wade DT: Relative contribution of footwear to the efficacy of ankle-foot orthoses. *Clin Rehabil* 2003; 17 (5): 553-7
16. Cockburn J, Haggard P, Cock J, Fordham C: Changing patterns of cognitive-motor interference (CMI) over time during recovery from stroke. *Clin Rehabil* 2003; 17 (2): 167-73
17. Corcoran PJ, Jepsen 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
18. Crenshaw S, Herzog R, Castagno P, Richards J, Miller F, Michaloski G, Moran E: The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2000; 20 (2): 210-6
19. Danielsson A, Sunnerhagen KS: Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis. *J Rehabil Med* 2004; 36 (4): 165-8
20. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, van Limbeek J: Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85 (6): 886-95
21. de Wit DC, Buurke JH, Nijlant JM, Ijzerman MJ, Hermens HJ: The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil* 2004; 18 (5): 550-7

22. Diamond MF, Ottenbacher KJ: Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. *Phys Ther* 1990; 70 (7): 423-30
23. Dietz V, Quintern J, Berger W: Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscles contribute to hypertonia. *Brain* 104: 413-449
24. Dobkin BH, Firestone A, West M, Saremi K, Woods R: Ankle Dorsal-flexion as an fMRI paradigm to assay motor control for walking during rehabilitation. *Neuroimage* 2004; 23 (1): 370-81
25. Eberhart HD, Inman VT, Bresler B: The principal elements in human locomotion. In: Klopsteg PE, Wilson PD (eds): *Human limbs and their substitutes*. McGraw-Hill, New York 1954
26. Fish DJ, Crussemeyer JA, Kosta CS: Lower extremity orthoses and applications for rehabilitation populations. *Foot Ankle Clin* 2001; 6 (2): 341-69
27. Flett PJ: Rehabilitation of spasticity and related problems in childhood cerebral palsy. *J Paediatr Child Health* 2003; 39 (1): 6-14
28. Freivogel S: Evidenzbasierte Konzepte in der motorischen Rehabilitation. *Neurol Rehabil* 2004; 10 (5): 233-238
29. Gok H, Kucukdeveci A, Altinkaynak H, Yavuzer G, Ergin S: Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. *Clin Rehabil* 2003; 17 (2): 137-9
30. Grissom SP, Blanton S: Treatment of upper motoneuron plantarflexion contractures by using an adjustable ankle-foot orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82 (2): 270-3
31. Gustavsen M, Jansen R, Kjendahl A, Lorentzen A: Motor Relearning Program approach improves short-term motor outcomes and reduces hospital stay after stroke. *Aust J Physiother* 2002; 48 (1): 59. Comment in: *Aust J Physiother* 2002; 48 (2): 156-7; author reply: 157
32. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KH, Smith GV: Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2001; 15 (2): 105-12
33. Hennerici M Bätzner H (Hrsg): *Gangstörungen. Grundlagen und computergestützte Ganganalyse*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York 2001
34. Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, Mauritz KH: Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke* 1995; 26 (6): 976-81. Comment in: *Stroke* 2005; 36 (5): 932; author reply: 932-3
35. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH: Treadmill training with partial body weight support as compared to physiotherapy in non-ambulatory hemiparetic patients. *Stroke* 1995; 26: 976-981
36. 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
37. Hesse S, Luecke D, Jahnke MT, Mauritz KH: Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-foot orthosis. *Int J Rehabil Res* 1996; 19 (2): 133-41
38. Hesse S, Schewe H, Strohmeier K: *Verordnung von Sprunggelenkorthesen für Patienten mit Hemiparese*. Krankengymnastik 1993; 45: 827-834
39. 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
40. Hidler JM, Wall AE: Alterations in muscle activation patterns during robotic-assisted walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20 (2): 184-93
41. Hochstenbach J, Mulder T: Neuropsychology and the relearning of motor skills following stroke. *Int J Rehabil Res* 1999; 22 (1): 11-9
42. Iwata M, Kondo I, Sato Y, Satoh K, Soma M, Tsushima E: An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: effect on hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84 (6): 924-7
43. Kitaoka HB, Crevoisier XM, Harbst K, Hansen D, Kotajarvi B, Kaufman K: The effect of custom-made braces for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87 (1): 130-5
44. Kosak MC, Reding MJ: Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2000; 14 (1): 13-9
45. Krishnan RV: Relearning toward motor recovery in stroke, spinal cord injury, and cerebral palsy: a cognitive neural systems perspective. *Int J Neurosci* 2006; 116 (2): 127-40
46. Kuypers HGJM: The anatomical organization of the descending pathways and their contributions to motor control especially in primates. In: Desmedt JE (Ed): *Human reflexes, pathophysiology of motor systems, methodology of human reflexes*. Karger, Basel 1973, 38-68
47. Lam WK, Leong JC, Li YH, Hu Y, Lu WW: Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait Posture* 2005; 22 (3): 189-97
48. Langhammer B, Stanghelle JK: Bobath or motor relearning programme? A follow-up one and four years post stroke. *Clin Rehabil* 2003; 17 (7): 731-4
49. Lehmann JF: Biomechanics of ankle-foot orthosis: prescription and design. *Arch Phys Med Rehabil* 1979; 60: 200-207
50. 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
51. Lehmann JF: Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait. Correction by ankle-foot orthoses. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 288: 97-108
52. Macko RF, DeSouza CA, Tretter LD, Silver KH, Smith GV, Anderson PA, Tomoyasu N, Gorman P, Dengel DR: Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. A preliminary report. *Stroke* 1997; 28 (2): 326-30
53. Macko RF, Ivey FM, Forrester LW: Task-oriented aerobic exercise in chronic hemiparetic stroke: training protocols and treatment effects. *Top Stroke Rehabil* 2005; 12 (1): 45-57
54. Malouin F, Potvin M, Prevost J, Richards CL, Wood-Dauphinee S: Use of an intensive task-oriented gait training program in a series of patients with acute cerebrovascular accidents. *Phys Ther* 1992; 72 (11): 781-9; discussion: 789-93
55. Masur H (Hrsg): *Skalen und Scores in der Neurologie*. Thieme, Stuttgart, New York 1996
56. Mauritz KH: Gait training in hemiplegia. *Eur J Neurol* 2002; 9 (Suppl 1): 23-9; discussion: 53-61
57. Mavroidis C, Nikitczuk J, Weinberg B, Danaher G, Jensen K, Pelletier P, Prugnarola J, Stuart R, Arango R, Leahey M, Pavone R, Provo A, Yasevac D: Smart portable rehabilitation devices. *J Neuroengineering Rehabil* 2005; 12 (2): 18
58. Meintzschel F, Ziemann U: Modification of Practice-dependent Plasticity in Human Motor Cortex by Neuromodulators. *Cereb Cortex* 2005; 12
59. Michael KM, Allen JK, Macko RF: Reduced ambulatory activity after stroke: the role of balance, gait, and cardiovascular fitness. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86 (8): 1552-6
60. 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
61. Moseley A, Stark A, Cameron I, Pollock A, Moseley A: Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database Syst Rev* 2005; 19 (4): CD002840
62. Moseley AM, Stark A, Cameron ID, Pollock A: Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews* 2006, Issue 1
63. Murray MP, Drought AB, Kory RC: *Walking Patterns of normal men*. *J Bone Joint Surg* 1984; 46A: 335-360
64. Neumann H, O'Shea P, Nielson JP, Climstein M: A physiological comparison of the short-leg walking cast and an ankle-foot orthosis walker following 6 weeks of immobilization. *Orthopedics*. 1989; 12 (11): 1429-37; discussion: 1433-4
65. Nilsson L, Carlsson J, Danielsson A, Fugl-Meyer A, Hellstrom K, Kristensen L, Sjolund B, Sunnerhagen KS, Grimby G: Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clin Rehabil* 2001; 15 (5): 515-27. Comment in: *Clin Rehabil* 2002; 16 (3): 343-4; author reply: 344-5
66. Ohsawa S, Ikeda S, Tanaka S, Takahashi T, Takeuchi T, Utsunomiya M, Ueno R, Ohkura M, Ito Y, Katagi Y, et al: A new model of plastic ankle foot orthosis (FAFO (II)) against spastic foot and genu recurvatum. *Prosthet Orthot Int* 1992; 16 (2): 104-8
67. Perry J: *Gait analysis: Normal and pathological function*. Slack Int Book Distr 1992
68. Perry J, Garret M, Gronley JK, Mulroy S: Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke* 1995; 26: 982-989
69. Peurala SH, Pitkanen K, Sivenius J, Tarkka IM: How much exercise does the enhanced gait-oriented physiotherapy provide for chronic stroke patients? *J Neurol* 2004; 251 (4): 449-53
70. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Ruckriem S: Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients. *Stroke* 2002; 33: 553-558

71. Radtka SA, Oliveira GB, Lindstrom KE, Borders MD: The kinematic and kinetic effects of solid, hinged, and no ankle-foot orthoses on stair locomotion in healthy adults. *Gait Posture* 2005, oct. 28, Epub ahead of print
72. Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, Johanson ME: A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. *Phys Ther* 1997; 77 (4): 395-409
73. Radtka SA, Skinner SR, Johanson ME: A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2005; 21 (3): 303-10
74. Rethlefsen S, Kay R, Dennis S, Forstein M, Tolo V: The effects of fixed and articulated ankle-foot orthoses on gait patterns in subjects with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 1999; 19 (4): 470-4
75. Richards CL, Malouin F, Dumas F: Effects of a single session of prolonged plantarflexor stretch on muscle activation during gait. *Scand J Rehabil Med* 1991; 23: 103-111
76. Ring H, Rosenthal N: Controlled study of neuroprosthetic functional electrical stimulation in sub-acute post-stroke rehabilitation. *J Rehabil Med* 2005; 37 (1): 32-6
77. Romkes J, Brunner R: Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy 3: *Gait Posture* 2002; 15 (1): 18-24
78. Sienko Thomas S, Buckon CE, Jakobson-Huston S, Sussman MD, Aiona MD: Stair locomotion in children with spastic hemiplegia: the impact of three different ankle foot orthosis (AFOs) configurations. *Gait Posture* 2002; 16 (2): 180-7
79. Silver KH, Macko RF, Forrester LW, Goldberg AP, Smith GV: Effects of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report. *Neurorehabil Neural Repair* 2000; 14 (1): 65-71
80. Sisto SA, Forrest GF, Glendinning D: Virtual reality applications for motor rehabilitation after stroke. *Top Stroke Rehabil* 2002; 8 (4): 11-23
81. Skilbeck CE, Wade DT, Hewer RL, Wood VA: Recovery after stroke. *J Neurol Neurosurg Psych* 1983; 46: 5-8
82. Skinner SR, Antonelli D, Perry J, Lestyier DK: Functional demands on stance limb in walking. *Orthopedics* 1985; 8: 355-361
83. Smiley SJ, Jacobsen FS, Mielke C, Johnston R, Park C, Ovaska GJ: A comparison of the effects of solid, articulated, and posterior leaf-spring ankle-foot orthoses and shoes alone on gait and energy expenditure in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Orthopedics* 2002; 25 (4): 411-5
84. Smith GV, Silver KH, Goldberg AP, Macko RF: »Task-oriented« exercise improves hamstring strength and spastic reflexes in chronic stroke patients. *Stroke* 1999; 30 (10): 2112-8
85. Suzuki N, Shinohara T, Kimizuka M, Yamaguchi K, Mita K: Energy expenditure of diplegic ambulation using flexible plastic ankle foot orthoses. *Bull Hosp Jt Dis* 2000; 59 (2): 76-80
86. Teasell RW, McRae MP, Foley N, Bhardwaj A: Physical and functional correlations of ankle-foot orthosis use in the rehabilitation of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82 (8): 1047-9
87. Thompson NS, Taylor TC, McCarthy KR, Cosgrove AP, Baker RJ: Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44 (1): 51-7
88. Tinetti ME: Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986; 34: 119-126
89. Tyson S: The influence of different walking aids on the support taken during hemiplegic gait. *Clin Rehabil* 1998; 12: 395-401
90. Tyson S: Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin Rehabil* 1999; 13: 295-300
91. Tyson S, Ashburn A: The influence of walking aids on hemiplegic gait. *Physiother Theory Pract* 1994; 10: 77-86
92. Van Peppen RP, Kwakkel G, Wood-Dauphinee S, Hendriks HJ, Van der Wees PJ, Dekker J: The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence? *Clin Rehabil* 2004; 18 (8): 833-62
93. Vanvenckenray J, Buekers MJ, Mendes RS, Helsen WF: Relearning movements: modification of an incorrectly timed reversal movement. *Percept Mot Skills* 1999; 89 (1): 195-203
94. Wang RY, Yen L, Lee CC, Lin PY, Wang MF, Yang YR: Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clin Rehabil* 2005; 19 (1): 37-44
95. Waters RL, Yakura JS: The energy expenditure of normal and pathological gait. *Critical reviews. Physical Rehabil Medicine* 1989; 1: 187-209
96. Weiss T, Hansen E, Rost R, Beyer L, Merten F, Nichelmann C, Zippel C: Mental practice of motor skills used in poststroke rehabilitation has own effects on central nervous activation. *Int J Neurosci* 1994; 78 (3-4): 157-66
97. Willner ST: Entwicklung einer dynamischen Orthese für die Rehabilitation von Patienten mit neurologischen Störungen zur Verbesserung von Stabilität und Gang. *O&B Business World* 1998, 1-3
98. Wrisberg CA, Dale GA, Liu Z, Reed A: The effects of augmented information on motor learning: a multidimensional assessment. *Res Q Exerc Sport* 1995; 66 (1): 9-16
99. Wrisberg CA, Dale GA, Liu Z, Reed A: The effects of augmented information on motor learning: a multidimensional assessment. *Res Q Exerc Sport* 1995; 66 (1): 9-16
100. Yamanaka T, Akashi K, Ishii M: Stroke rehabilitation and long leg brace. *Top Stroke Rehabil* 2004; 11 (3): 6-8
101. Yamanaka T, Ishii M, Suzuki H: Short leg brace and stroke rehabilitation. *Top Stroke Rehabil* 2004; 11 (3): 3-5
102. Yokoyama O, Sashika H, Hagiwara A, Yamamoto S, Yasui T: Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot orthosis with oil damper resistance: a case series of 2 patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86 (1): 162-6
103. You SH, Jang SH, Kim YH, Hallett M, Ahn SH, Kwon YH, Kim JH, Lee MY: Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study. *Stroke* 2005; 36 (6): 1166-71. Epub 2005 12. Erratum in: *Stroke* 2005; 36 (7): 1625
104. Zancan A, Beretta MV, Schmid M, Schieppati M: A new hip-knee-ankle-foot sling: Kinematic comparison with a traditional ankle-foot orthosis. *J Rehabil Res Dev* 2004; 41 (5): 707-12

**Korrespondenzadresse:**

Prof. Dr. Dr. Peter Bülau  
 Westerwaldklinik Waldbreitbach  
 56588 Waldbreitbach  
 e-mail: buelau@t-online.de