

Apoplexie-Handbuch

Ein Konzept zur orthetischen Versorgung der unteren Extremität nach einem Schlaganfall

2. Auflage



Einleitung

Jährlich erleiden nach WHO Angaben weltweit rund 15 Millionen Menschen einen Schlaganfall. Ein Drittel ist nach dem Schlaganfall beeinträchtigt [Mac, S. 50]. In Deutschland liegt die Zahl bei ca. 196.000 Menschen pro Jahr [Did, S. 592]. Häufig sind Gehirnareale betroffen, in denen sich die Programme zur Steuerung des Bewegungsapparates befinden [Cor, S. 11]. Schnelles Handeln ist wichtig, denn je eher ein Schlaganfall erkannt und behandelt wird, desto besser kann man die Folgeschäden kontrollieren. Daher fordert die Deutsche Gesellschaft für Neurologie (DGN) eine zügige orthetische Versorgung [Hes, S. 1150]. Zudem belegen zahlreiche klinische Studien den hohen Stellenwert von Orthesen in der Schlaganfallrehabilitation [Bow, S. 87ff.].

Allerdings gibt es in der orthetischen Versorgung von Schlaganfallpatienten noch viel ungenutztes Potential. Hier ergeben sich mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk neue Möglichkeiten, sodass viele bisher verwendete, unzureichende Orthesenkonzepte überdacht werden können.

Um bei der orthetischen Versorgung von Schlaganfallpatienten die Kommunikation zwischen Ärzten, Physiotherapeuten, Orthopädietechnikern und Biomechanikern zu erleichtern, ist das vorliegende Apoplexie-Handbuch entstanden. Es unterbreitet Versorgungsvorschläge, die auf praktischen Erfahrungen und wissenschaftlichen Erkenntnissen aufbauen. Außerdem sollen Partner oder betreuende Personen der Patienten, und natürlich die Patienten selbst, in die Kommunikation zur Entscheidung für die orthetische Versorgung mit einbezogen werden.

Als wichtige Basis für das vorliegende Versorgungskonzept wurde in Zusammenarbeit mit der Physiotherapeutin Renata Horst die N.A.P.[®] Gait Classification in Form einer einfach anwendbaren Klassifikation des pathologischen Gangbildes entwickelt. Unser besonderer Dank gilt allerdings Beate Hesse, die sich als Schlaganfallpatientin für Tests und Beispielaufnahmen zur Verfügung gestellt hat.

Unser Apoplexie-Handbuch hat nicht den Anspruch perfekt zu sein. Vielmehr soll es der Anstoß zu einem Umdenken in der orthetischen Versorgung von Schlaganfallpatienten sein. Dabei sind wir auch weiterhin auf Anregungen angewiesen, um die Qualität kontinuierlich zu verbessern.

Ihr FIOR & GENTZ Team

Inhaltsverzeichnis

Therapieziel: das physiologische Gangbild	4
Konventionelle orthetische Versorgungen	6
Vorteile einer AFO mit NEURO SWING	10
Klassifikationen von Schlaganfallpatienten	18
N.A.P.® Gait Classification	20
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1a	22
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1b	26
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2a	30
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b	34
Beeinflussung des Gangbildes durch Einstellung der Federkraft	38
Physiotherapeutische Übungen nach N.A.P.®	42
Studien zum NEURO SWING Systemknöchelgelenk	50

Glossar

finden Sie ab Seite	52
---------------------	----

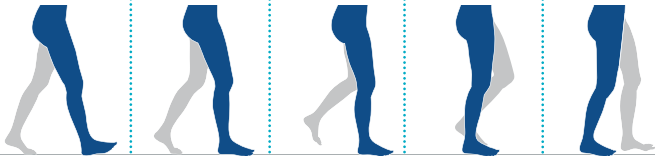
Literaturhinweise

finden Sie ab Seite	62
---------------------	----

Therapieziel: das physiologische Gangbild

Was ist Apoplexie?

Eine Apoplexie (Schlaganfall) ist eine plötzliche Durchblutungsstörung im Gehirn mit Folgebeschwerden, die länger als 24h andauern oder zum Tod führen kann und auf vaskuläre Ursachen zurückzuführen ist. Ca. 80 % aller Schlaganfälle werden durch eine akute Minderdurchblutung (Ischämie) und ca. 15 % durch eine intrazelluläre Blutung (hämorrhagischer Infarkt) ausgelöst [Did, S. 592]. Eine Unterversorgung bestimmter Bereiche bewirkt Beeinträchtigungen der im Nervensystem gespeicherten Bewegungsprogramme, die sich u. a. durch Funktionsstörungen der ausführenden Gliedmaßen zeigen [Cor, S. 11f.]. Dieses äußert sich häufig in der Entwicklung eines pathologischen Gangbildes. Zusätzlich können diese Funktionsstörungen durch Spastiken begleitet werden, die den Muskeltonus verändern [Thi, S. 1102], was ebenfalls zur Beeinflussung des Gangbildes führen kann.

Einteilung des physiologischen Gangbildes in einzelne				
				
Englische Bezeichnung (Abkürzung)				
Initial contact (IC)	Loading response (LR)	Early mid stance (MSt)	Mid stance (MSt)	Late mid stance (MSt)
Deutsche Bezeichnung				
Anfangs-kontakt	Belastungs-übernahme	Mittlere Standphase (frühe Phase)	Mittlere Standphase	Mittlere Standphase (späte Phase)
Anteil am Doppelschritt				
0 %	0-12 %	12-31 %		
Hüftwinkel				
20° Flexion	20° Flexion	10° Flexion	5° Extension	5° Extension
Kniewinkel				
5° Flexion	15° Flexion	10° Flexion	5° Flexion	5° Flexion
Knöchelwinkel				
Neutral-Null	5° Plantarflex.	Neutral-Null	5° Dorsalext.	5° Dorsalext.

Apoplexie-Therapie im interdisziplinären Team

Nach einem Schlaganfall ist eine schnelle Hilfsmittelversorgung wichtig [Hes, S. 1105]. Um Folgeerscheinungen durch das pathologische Gangbild zu vermeiden, müssen Arzt, Physiotherapeut, Ergotherapeut, aber auch Orthopädietechniker und Biomechaniker ein gemeinsames Therapiekonzept verfolgen.

Einer der ersten Schritte sollte der frühzeitige Beginn der Physiotherapie sein [Die, S. 34]. Ziel dabei ist es, die defizitären Muskelgruppen so zu behandeln, dass die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt werden [Hor, S. 5-26]. Die Kombination mit einer orthetischen Versorgung kann eine Annäherung an das physiologische Gangbild unterstützen.

Bei der Behandlung von Schlaganfallpatienten dient dem interdisziplinären Team das physiologische Gangbild als Orientierung, welches unten in seinen einzelnen Phasen dargestellt ist [Per, S. 70ff., 92ff., 111ff.; Goe, S. 14ff., 44ff.].

Phasen nach Jacquelin Perry und Kirsten Götz-Neumann



<i>Terminal stance (TSt)</i>	<i>Pre swing (PSw)</i>	<i>Initial swing (ISw)</i>	<i>Mid swing (MSw)</i>	<i>Terminal swing (TSw)</i>
Standphasen- ende	Schwung- phasen- vorbereitung	Schwung- phasenbeginn	Mittlere Schwungphase	Schwung- phasenende
31-50 %	50-62 %	62-75 %	75-87 %	87-100 %
20° Extension	10° Extension	15° Flexion	25° Flexion	20° Flexion
10° Flexion	40° Flexion	60° Flexion	25° Flexion	5° Flexion
10° Dorsalext.	15° Plantarflex.	5° Plantarflex.	Neutral-Null	Neutral-Null

Konventionelle orthetische Versorgungungen

Die Versorgung von Schlaganfallpatienten kann, je nach Schwere und Ausprägung des Krankheitsbildes, mit einer Vielzahl von Hilfsmitteln erfolgen. Die Bandbreite reicht dabei von einfachen Hilfsmitteln wie Bandagen und sensomotorischen Einlagen bis hin zu Unterschenkelorthesen (AFOs) in Ausführungen mit und ohne Knöchelgelenk. In schweren Fällen wird diese Versorgung mit Gehstützen und Rollatoren ergänzt.

Zur Unterstützung der physiotherapeutischen Therapie sind wirkungsvolle Orthesen unerlässlich. In einigen Fällen muss die orthetische Versorgung durch orthopädisches Schuhwerk oder Schuhzurichtungen ergänzt werden [Fat, S. 523]. Auf dieser Seite sind die bekanntesten orthetischen Versorgungsmöglichkeiten zusammengefasst, die zwar nach wie vor Gültigkeit besitzen, aufgrund neuer Möglichkeiten allerdings kritisch betrachtet werden sollten.

Die einfachste Art Schlaganfallpatienten zu versorgen, sind knöchelübergreifende, fußhebende Bandagen. Mithilfe von elastischen Zügen und Klettverschlüssen stabilisieren solche Bandagen das anatomische Knöchelgelenk, um den Fuß in der Schwungphase in einer neutralen Position zu halten. Im Vergleich zu AFOs verfügen sie jedoch nur über eine geringe fußhebende Wirkung.



Bandagen

Bei aus Polypropylen oder Carbon gefertigten, starren AFOs (SAFOs) wird eine Bewegung im Knöchel ganz verhindert. SAFOs werden häufig bei Patienten mit schwerer Spastik verwendet [Con, S. 437].

Auch die sogenannte floor reaction AFO (FRAFO) mit ventraler Schale blockiert eine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk. Eine FRAFO wird entweder aus Polypropylen oder aus Carbon gefertigt. Durch die ventrale Schale wird in *terminal stance* eine Streckung im Knie ermöglicht, was jedoch bei Patienten mit einer Hyperextension im Knie kontraindiziert ist [Fat, S. 527].



SAFO

FRAFO

Klassische hinged AFOs blockieren die Plantarflexion und lassen eine Dorsalextension mit definiertem Drehpunkt im anatomischen Knöchelgelenk zu. Sie verfügen aber oft nur über Elastomerfedergelenke ohne rückfedernde Wirkung und keinen Dorsalanschlag, weshalb hinged AFOs nicht für jeden Schlaganfallpatienten geeignet sind [Con, S. 437].

Eine in den Schuh eingebaute Valenser Schiene verfügt ebenfalls über einen definierten Drehpunkt und eine definierte Bewegungsfreiheit. Allerdings besitzen die häufig verwendeten einfachen Gelenke mit Druckfedern nur eine geringe rückfedernde Wirkung.



Hinged AFO

Valenser Schiene

Seit einiger Zeit werden AFOs mit rückfedernder Wirkung, die posterior-leaf-spring AFOs, eingesetzt. Diese Orthesen haben keinen definierten Drehpunkt, keine definierte bzw. einstellbare Bewegungsfreiheit und keinen einstellbaren Aufbau. Eine starke rückfedernde Wirkung wird von posterior-leaf-spring AFOs mit Carbonfedern erzielt, während dieser Effekt bei ähnlichen AFOs aus Polypropylen nur gering ausfällt. Eine passive Plantarflexion wird verhindert.



Posterior-leaf-spring AFO

Problematiken bei den bisherigen orthetischen Versorgungungen

Abhängig vom pathologischen Gangbild des Patienten, den Anforderungen des Arztes und dem Ziel der Physiotherapie muss der Orthopädietechniker die Orthese so aufbauen, dass sie eine gewünschte Hebelwirkung erzielt [Fat, S. 516; Owe, S. 262]. An dieser Stelle setzt die Schwierigkeit für den Orthopädietechniker ein, denn bisher war der Bau einer wirkungsvollen Orthese in der Praxis aufgrund mangelnder Einstellmöglichkeiten nur schwer realisierbar.

Alle derzeitig ausgeführten Versorgungungen können zu einem Therapieerfolg führen, diesen aber auch negativ beeinflussen, da jede Konstruktion nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile mit sich bringt.

Nahezu alle aufgeführten Bauweisen schränken die physiologische Plantarflexion ein und führen nur sehr schwer zum bestmöglichen Kompromiss von Fußheberwirkung, Energiespeicherung für den *push off* und Fersenkipphebelfunktion. Eine qualifizierte Physiotherapie nutzt den sehr wichtigen Fersenkipphebel. So werden zum einen die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt [Hor, S. 5-26] und zum anderen einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt. Dies führt zu einem physiologischeren Gangbild.

Zudem erschweren die genannten orthetischen Versorgungungen eine optimale Anpassung an das pathologische Gangbild des Patienten und verringern somit die Wirkung der Orthese.

Neue Möglichkeiten in der orthetischen Versorgung durch das einstellbare NEURO SWING Systemknöchelgelenk

Von einem modernen Orthesenkonzept wird erwartet, dass es optimal an die Bedürfnisse des Patienten angepasst ist. Nur so können alle Ziele in einer AFO realisiert werden. Dafür wurde das einstellbare NEURO SWING Systemknöchelgelenk entwickelt.

Sowohl dynamische als auch statische AFOs sollten mit einstellbarem Knöchelgelenk gebaut werden, damit ebenso auf das pathologische Gangbild des Patienten wie auch auf die benötigte Bewegungsfreiheit eingewirkt werden kann. Eine Einstellung auf das Gangbild ist zwingend erforderlich, da die Stellung des Fußes bei der Herstellung des Gipsmodells meist nicht der notwendigen Stellung bei Belastung mit Orthese entspricht. Die einstellbare Bewegungsfreiheit und die austauschbaren Federeinheiten ermöglichen es ohne größeren Aufwand auf Veränderungen des Gangbildes zu reagieren, die sich während des Therapieverlaufes ergeben können.



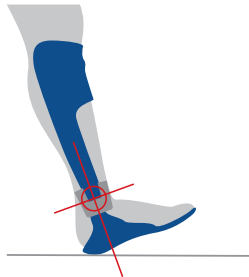
Vorteile einer AFO mit NEURO SWING

Nachteile
existierender AFOs

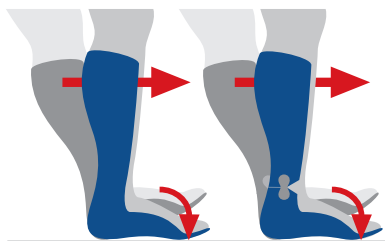
Eigenschaften
NEURO SWING



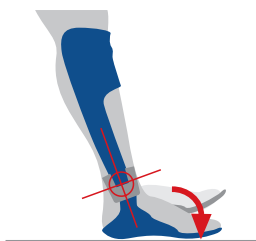
geringe fußhebende Wirkung



hohe fußhebende Wirkung



Fußhebung durch
blockierte Plantarflexion



Plantarflexion möglich

Beschreibung

AFOs halten den Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsal-extension. Dadurch wird in der Schwungphase ein stolperfreies Durchschwingen des betroffenen Beines und beim *initial contact* das Aufsetzen mit der Ferse ermöglicht. Bestimmte Bandagen sind darauf ausgelegt, eine ähnliche Wirkung zu erzielen. Allerdings ist die Fußheberwirkung meist zu gering, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Erkennbar ist dieses Defizit an Kompensationsmechanismen wie dem starken Anheben der Hüfte oder der Außenrotation des Beines in der Schwungphase. Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist jede Federeinheit stark genug, den Fuß in der eingestellten Position zu halten und somit ein stolperfreies Durchschwingen des betroffenen Beines sowie den *initial contact* mit der Ferse zu ermöglichen.

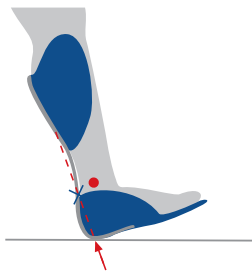
Durch die blockierte Plantarflexion wird der Fuß in der Schwungphase wirkungsvoll angehoben. Jedoch kommt es dadurch zu einer erhöhten Knieflexion, was den M. quadriceps sehr stark beansprucht (wie z. B. Laufen mit einem Skistiefel). Bei Patienten mit einem zu schwachen M. quadriceps und M. gastrocnemius kann diese Beanspruchung zu einer unphysiologisch erhöhten Knieflexion führen [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

Eine qualifizierte Physiotherapie nutzt die physiologische Plantarflexion, um insuffiziente Muskelgruppen zu therapieren. Hierbei werden die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt [Hor, S. 5-26] und einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt [Goe, S. 98ff.].

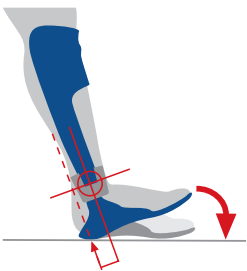
Vorteile einer AFO mit NEURO SWING

Nachteile
existierender AFOs

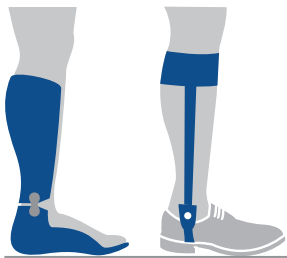
Eigenschaften
NEURO SWING



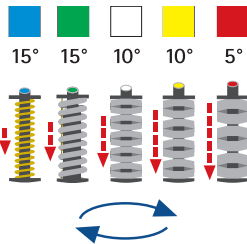
keine Fersenkiphebelfunktion



Fersenkiphebelfunktion



keine veränderbare Federkraft



veränderbare Federkraft

Beschreibung

Durch den anatomischen Drehpunkt existiert am Rückfuß ein Hebelarm, der vom Fersenauftrittspunkt durch das Fersenbein zum Knöchel geht. Beim *initial contact* löst das Körpergewicht über diesen Hebel eine passive Plantarflexion aus, die durch die exzentrische Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert wird.

Andere Orthesen wie z. B. die posterior-leaf-spring AFOs ermöglichen diesen Hebel nicht. Das Absinken des Fußes ist mit solchen Orthesen nur durch aktive Muskelarbeit des M. triceps surae möglich, was nicht der physiologischen Bewegung entspricht. Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk ermöglicht die passive Plantarflexion des Fußes durch den definierten Drehpunkt und die in Plantarflexion einstellbare Bewegungsfreiheit. Diese Bewegung wird durch die exzentrische Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert und durch die auswechselbare dorsale Federeinheit unterstützt.

Die Federkraft in Plantarflexion und Dorsalextension kann ohne großen Aufwand durch unterschiedlich starke Federeinheiten individuell an das pathologische Gangbild des Patienten angepasst werden. Durch Modifikation der Federkraft kann ein deutlicher Einfluss auf die Kniestellung von *initial contact* bis *mid stance* genommen werden [Kob, S. 458]. Bei anderen AFOs mit Knöchelgelenk wie z. B. der hinged AFO oder Valenser Schiene ist die Federkraft in Abhängigkeit des verwendeten Gelenkes bei ähnlicher Höhe nur geringfügig oder überhaupt nicht veränderbar.

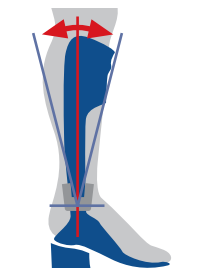
Vorteile einer AFO mit NEURO SWING

Nachteile
existierender AFOs

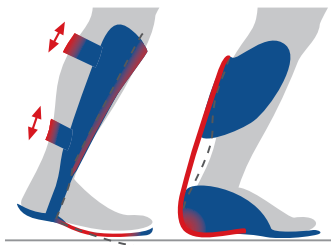


nicht einstellbarer Aufbau

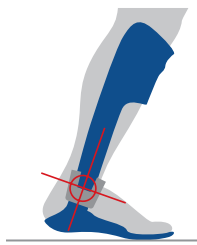
Eigenschaften
NEURO SWING



einstellbarer Aufbau



kein definierter Drehpunkt



definierter Drehpunkt

Beschreibung

Da die Orthese immer so aufgebaut sein muss, dass sie eine gewünschte Hebelwirkung erzielt [Fat, S. 516], ist der Einbau eines einstellbaren Knöchelgelenkes erforderlich. Nur so kann zum einen der Aufbau der Orthese genau an das pathologische Gangbild des Schlaganfallpatienten angepasst und zum anderen flexibel auf Veränderungen des pathologischen Gangbildes reagiert werden. Durch den einstellbaren Aufbau des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist auch die Feineinstellung der Orthese, das sogenannte Tuning, problemlos möglich. Um die individuelle Vorneigung des Unterschenkels zu ermitteln, ist ein Ausgangswert von 10° bis 12° empfehlenswert [Owe, S. 257].

Einige Orthesen lassen auch ohne Knöchelgelenk eine Bewegung zwischen Fuß und Unterschenkel zu. Allerdings wird das anatomische Knöchelgelenk mit diesen Orthesen nur unzureichend bewegt, was zu Muskelatrophien führen kann [Goe, S. 98f.]. Außerdem kommt es zur ungewollten Verschiebung der Orthesenschalen am Bein des Schlaganfallpatienten, was Hautirritationen hervorrufen kann.

Der definierte Drehpunkt unterstützt eine qualifizierte Physiotherapie dabei, insuffiziente Muskelgruppen zu therapieren, indem zum einen die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse herstellt [Hor, S. 5-26] und zum anderen einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt werden.

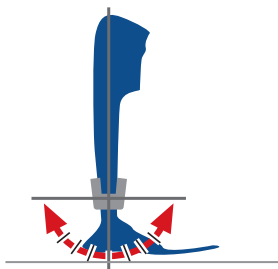
Vorteile einer AFO mit NEURO SWING

Nachteile
existierender AFOs

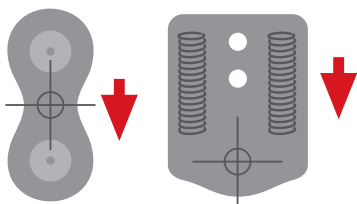
Eigenschaften
NEURO SWING



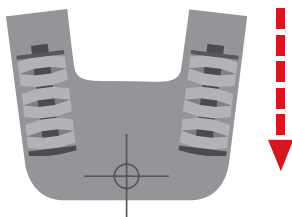
nicht einstellbare Bewegungsfreiheit



einstellbare Bewegungsfreiheit



geringe Federkraft



hohe Federkraft

Beschreibung

Nach einer Operation kann es erforderlich sein, die Bewegungsfreiheit einer Orthese teilweise oder ganz aufzuheben und erst im Laufe der weiteren Therapie wieder freizugeben. Demnach muss ein Knöchelgelenk in die AFO eingebaut werden, bei dem die Bewegungsfreiheit individuell einstellbar ist.

Wenn generell kein physiotherapeutischer Erfolg zu erwarten ist oder sehr starke Fußdeformitäten vorliegen, ist die Versorgung mit einer statischen AFO sinnvoll. In einer statischen AFO kann eine größtmögliche Hebelwirkung erreicht und mit einem einstellbaren Knöchelgelenk kontinuierlich an den Behandlungsverlauf des Patienten angepasst werden.

Das pathologische Gangbild einiger Schlaganfallpatienten erfordert sehr hohe Federkräfte. Mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk werden die geforderten Federkräfte durch Tellerfedern erreicht, die zu kompakten Federeinheiten geschichtet werden. Die Federeinheiten werden vorgespannt und speichern die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Gängige Konstruktionen wie z. B. Elastomer- oder Druckfedergelenke, die häufig in hinged AFOs oder Valenser Schienen eingebaut werden, können diese Wirkung nicht annähernd erzielen.

Gleichzeitig wird der Gleichgewichtssinn durch die zwei gegeneinander angeordneten Federeinheiten positiv beeinflusst, was zur Stabilisierung der Gang- und Standsicherheit führt.

Klassifikationen von Schlaganfallpatienten

Um das gewünschte Therapieziel zu erreichen, benötigt das interdisziplinäre Team eine gemeinsame Grundlage zur Beurteilung der unterschiedlichen Ausprägungen des Schlaganfalles. Die Grundlage kann durch das Einstufen von Schlaganfallpatienten nach bestimmten Kriterien, einer sogenannten Klassifikation, geschaffen werden.

Solche Klassifikationen begleiten den Patienten während der gesamten Therapie, besonders unmittelbar nach dem Schlaganfall. In der *Stroke Unit*, einer speziellen Einrichtung für die Akutphase, sind Klassifikationen zur Lokalisation der Schädigung sowie zum Ausarbeiten eines Therapieplanes entscheidend.

Schweregrad und körperliche Selbstversorgung im Alltag

Neben zahlreichen Klassifikationen, die von Kliniken in Akutsituationen verwendet werden, finden hauptsächlich die Modified Rankin Scale und der Barthel-Index Anwendung. Die Modified Rankin Scale ist eine einfache Skala zur Beurteilung des Schweregrades bzw. der motorischen Behinderung eines Patienten nach einem Schlaganfall. Sie teilt die Defizite in 7 Stufen ein, von Grad 0 (keine neurologischen Defizite) bis Grad 6 (Schlaganfall mit tödlichem Ausgang) [Cor, S. 30f.].

Der Barthel-Index zielt darauf ab, den Zustand der Alltagsfunktionen von Patienten mit muskuloskelettalen und neuromuskulären Erkrankungen, aber auch von Infarktpatienten zu erfassen. Durch die Auswertung von 10 alltäglichen Aktivitäten und Aufgaben im Leben eines Menschen (ADL) hinsichtlich der funktionellen Selbstständigkeit können bis zu 100 Punkte erreicht werden, mit denen der Fortschritt der Rehabilitation überprüft wird [Cor, S. 26f.].

Spastizität

Für eine optimale Therapie kann es wichtig sein, das Ausmaß der Spastizität zu ermitteln. Die Modified Ashworth Scale (MAS) findet die häufigste klinische Anwendung. Dabei wird der Muskeltonus gemessen, indem der Untersuchende das betroffene Gelenk passiv bewegt (siehe Abbildung unten). Anhand des geschwindigkeitsabhängigen Widerstandes teilt der Untersuchende die Spastizität auf einer Skala von 0 bis 4 ein. Allerdings werden Zuverlässigkeit und Empfindlichkeit dieser Methode häufig kritisch bewertet [Thi, S. 1096].

Pathologisches Gangbild

Trotz vieler Untersuchungen zum Gangbild nach einem Schlaganfall fehlt bis heute eine einheitliche Klassifikation. Jacquelin Perry hat im Jahr 1995 die Mobilität von Schlaganfallpatienten klassifiziert. Bei dieser Untersuchung wurden 147 Patienten bei alltagsbezogenen Situationen in sechs funktionelle Gangtypen unterteilt [Per2, S. 982ff.]. Im Jahr 2001 haben Rodda und Graham unter anderem Patienten mit spastischer Hemiplegie, unter Berücksichtigung des Gangbildes und der Körperhaltung, mithilfe von Videoaufzeichnungen analysiert und in vier Gangtypen unterteilt [Rod, S. 98ff.].

Im Jahr 2003 hat Perry Schlaganfallpatienten, unter funktionellen Gesichtspunkten, hinsichtlich ihrer Gehgeschwindigkeit, Kniestellung in *mid stance* und Knöchelstellung in *mid swing* in vier verschiedene Klassen eingeteilt. Dabei wurden Gangcharakteristika, Winkelverläufe, Muskelaktivität und manuelle Muskeltests der Patienten bewertet [Per, S. 305ff.].

In Zusammenarbeit mit Physiotherapeuten und Kliniken wurde, basierend auf Erfahrungen und Beobachtungen, eine Klassifikation erstellt, die eine einfache Beurteilung des pathologischen Gangbildes ermöglicht. Diese Klassifikation, die N.A.P.[®] Gait Classification, beschreibt die Kniestellung in *mid stance* als Kompensation zur Stellung des Talus. Dabei werden zwei Gangtypen mit Hyperextension und mit Hyperflexion unterschieden, die jeweils entweder mit einer Inversions- oder Eversionsstellung des unteren Sprunggelenkes einhergehen. Eine Beschreibung der physiologischen *mid stance* finden Sie auf den Seiten 4 und 5.

Die N.A.P.[®] Gait Classification ermöglicht es, Schlaganfallpatienten entsprechend ihres Gangbildes unkompliziert zu klassifizieren. Dadurch werden die fachübergreifende Kommunikation und die Therapiefindung erleichtert. Außerdem kann sie zur Standardisierung und Qualitätssicherung der orthetischen Versorgung beitragen.

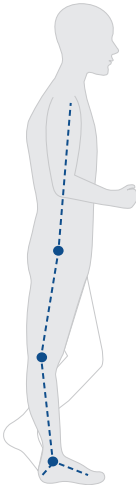
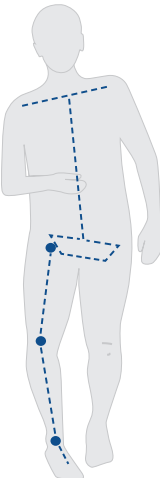
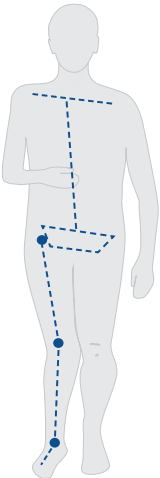


N.A.P.[®] = Abkürzung für Neuroorthopädische Aktivitätsabhängige Plastizität[®]. Dabei handelt es sich um ein von der Physiotherapeutin Renata Horst im Jahre 1999 aus der PNF und der manuellen Therapie entwickeltes Therapiekonzept. N.A.P.[®] basiert auf der Idee, Bewegungen innerhalb einer sinnvollen Handlung unter aktiver Beteiligung des Patienten zu initiieren.

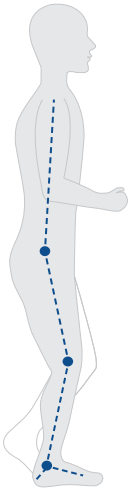
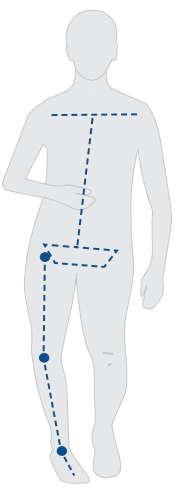
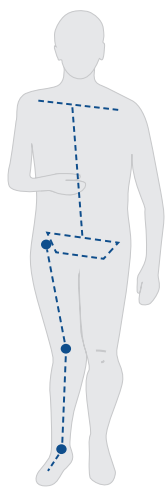
N.A.P.® Gait Classification

Es findet eine Einteilung in vier grundlegende Gangtypen statt. In *mid stance* liegt in der sagittalen Ansicht eine Abweichung des Knies entweder in Hyperextension oder Hyperflexion vor. Das Becken steht meistens in vermehrter Kippung nach ventral.

GANGTYPEN NACH DER N.A.P.® GAIT CLASSIFICATION

KNIE	HYPEREXTENSION	
SAGITTAL		
FRONTAL		
	FUSS INVERSION	EVERSION
GANGTYP	TYP 1A	TYP 1B

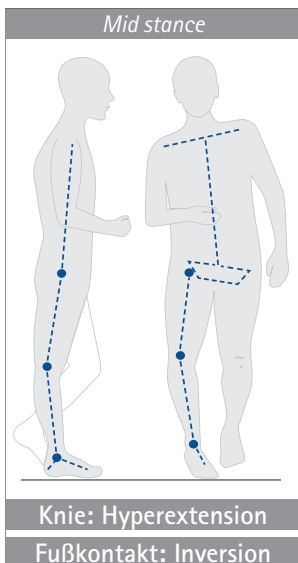
Das Ziel des Patienten ist es, die Stabilität mit seinen vorhandenen Potenzialen aufrechtzuerhalten. Abhängig von der Inversions- oder Eversionsfehlstellung in der frontalen Ansicht werden die weiter oben stehenden Gelenke ebenfalls fehlbelastet.

HYPERFLEXION		KNIE
		SAGITTAL
		FRONTAL
INVERSION	EVERSION	FUSS
TYP 2A	TYP 2B	GANGTYP

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1a

Pathologisches Gangbild

Inversionstyp mit Hyperextension:
In *mid stance* ist die Belastung auf der Fußaußenkante. Der Vorfuß kann nicht stabilisiert werden, da die Mm. peronei und die intrinsische Fußmuskulatur zu schwach sind. Das Knie wird überstreckt und das Becken nach vorne gekippt. Der Oberkörper weicht zur Standbeinseite ab und die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.



Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum eine ventrale Schale? Lesen Sie dafür den letzten Abschnitt auf Seite 25.

Zu verwendende Federeinheiten:

- dorsal: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)
- ventral: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



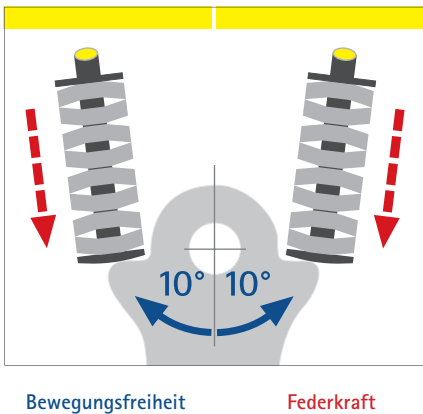
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Hintergründe zu den Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38–41. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch sehr schlecht angesteuert werden, kann die orthetische Versorgung mit einer KAFO notwendig sein.

Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

Individuelle Anpassung an das pathologische Gangbild durch:

- austauschbare Federeinheiten
- einstellbaren Aufbau
- einstellbare Bewegungsfreiheit

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.



Gestaltung der Fußbettung

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, eignen sich sensomotorische Elemente, die in die Bettung des Fußteiles eingearbeitet werden. Für eine gezielte Korrektur der Inversion des Rückfußes sind folgende Fersenstützen geeignet:

- medial: tonisiert den M. tibialis posterior und sorgt für Fersenfassung (grün)
- sagittal: tonisiert die Mm. peronei und verhindert so die Inversion des Rückfußes (rot)



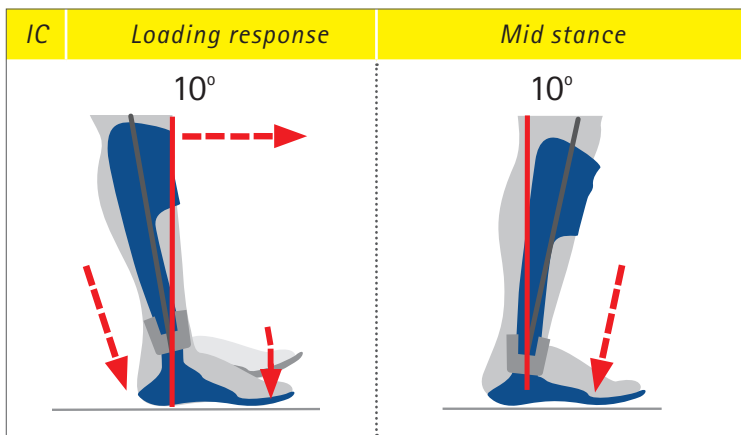
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1a

Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher je nach Muskeltonus mit hinged oder solid AFOs versorgt. Durch die Bauweise dieser Orthesentypen steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension und die physiologische Plantarflexion wird verhindert. Dadurch wird zwischen *initial contact* und *loading response* ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt zu einer sehr starken Beanspruchung des M. quadriceps (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195]. Die orthetische Versorgung mit sogenannten FRAFOs ist bei Patienten mit Hyperextension kontraindiziert [Fat, S. 527]. Da diese Orthese keine Möglichkeit bietet, den Aufbau einzustellen, und ein definierter Drehpunkt sowie die Bewegungsfreiheit fehlen, kann in Kombination mit der ventralen Schale eine Überstreckung des Knies verstärkt werden.

Wirkungsweise der Orthese (siehe Abbildungen unten)

- *Initial contact* und *loading response*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Die damit ermöglichte physiologische Plantarflexion soll eine zu frühe Aktivierung des M. gastrocnemius verhindern. Somit wird die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur gefördert und die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt, ohne dabei ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel einzuleiten. Eine

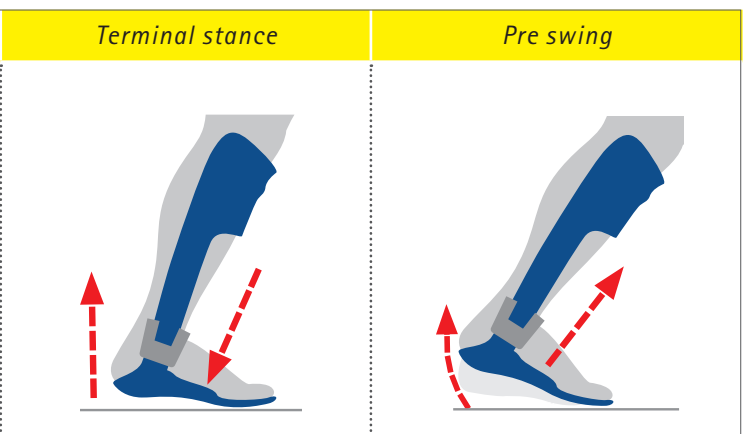


Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38 und 39.

- *Mid stance*: Die ventrale Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird ab *late mid stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt.
- *Terminal stance*: Durch die sehr starke ventrale Federeinheit kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden.
- *Pre swing*: Die ventrale Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt und den Fuß in die Neutral-Null-Stellung bringt.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit sehr starker Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dies verhilft dem Schlaganfallpatienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Warum eine ventrale Schale?

Eine Orthese mit hoher ventraler Schale kann erst durch die sehr hohen Federkräfte der verwendeten Federeinheiten gebaut werden. Durch die ventrale Schale wird der Reflex des Patienten sich abzustützen dahingehend verändert, dass er sein Körpergewicht über das Schienbein in die Schale drückt und so auch Sicherheit im Stand erlangt. Dadurch wird der stetigen Überstreckung des Kniegelenkes vorgebeugt.

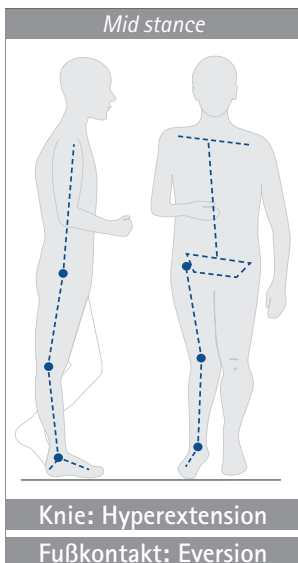


Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1b

Pathologisches Gangbild

Eversionstyp mit Hyperextension:

In *mid stance* fällt das mediale Fußgewölbe nach innen herab, da die intrinsische Fußmuskulatur und der M. tibialis posterior zu schwach sind. Das Kniegelenk wird überstreckt und das Becken kippt etwas nach vorne. Der M. flexor hallucis longus bekommt hierdurch eine andere Zugrichtung und das Großzehengrundgelenk weicht nach innen ab (Hallux valgus). Die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.



Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum eine ventrale Schale? Lesen Sie dafür den letzten Abschnitt auf Seite 29.

Zu verwendende Federeinheiten:

- dorsal: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)
- ventral: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



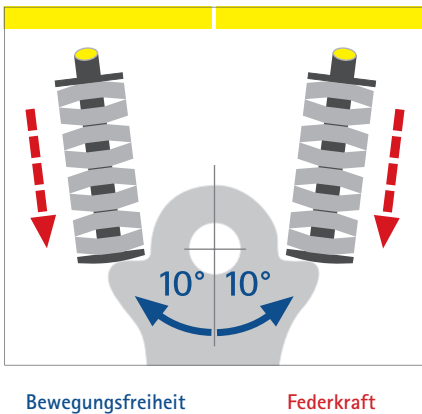
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Hintergründe zu den Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38–41. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch sehr schlecht angesteuert werden, kann die orthetische Versorgung mit einer KAFO notwendig sein.

Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

Individuelle Anpassung an das pathologische Gangbild durch:

- austauschbare Federeinheiten
- einstellbaren Aufbau
- einstellbare Bewegungsfreiheit

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.



Gestaltung der Fußbettung

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, eignen sich sensomotorische Elemente, die in die Bettung des Fußteiles eingearbeitet werden. Für eine gezielte Korrektur der Eversion des Rückfußes sind folgende Fersenstützen geeignet:

- medial: tonisiert den M. tibialis posterior und verhindert so die Eversion des Rückfußes (rot)
- sagittal: tonisiert die Mm. peronei und sorgt für Fersenfassung (grün)



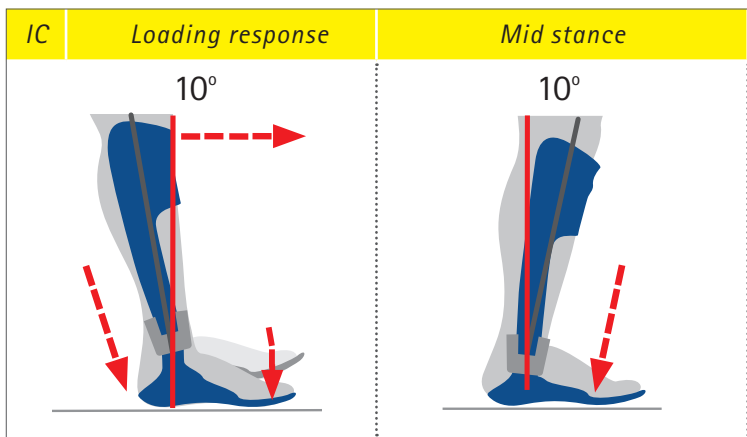
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1b

Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher je nach Muskeltonus mit hinged oder solid AFOs versorgt. Durch die Bauweise dieser Orthesentypen steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension und die physiologische Plantarflexion wird verhindert. Dadurch wird zwischen *initial contact* und *loading response* ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt zu einer sehr starken Beanspruchung des M. quadriceps (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195]. Die orthetische Versorgung mit sogenannten FRAFOs ist bei Patienten mit Hyperextension kontraindiziert [Fat, S. 527]. Da diese Orthese keine Möglichkeit bietet, den Aufbau einzustellen, und ein definierter Drehpunkt sowie die Bewegungsfreiheit fehlen, kann in Kombination mit der ventralen Schale eine Überstreckung des Knies verstärkt werden.

Wirkungsweise der Orthese (siehe Abbildungen unten)

- Initial contact* und *loading response*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Die damit ermöglichte physiologische Plantarflexion soll eine zu frühe Aktivierung des M. gastrocnemius verhindern. Somit wird die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur gefördert und die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt, ohne dabei ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel einzuleiten. Eine

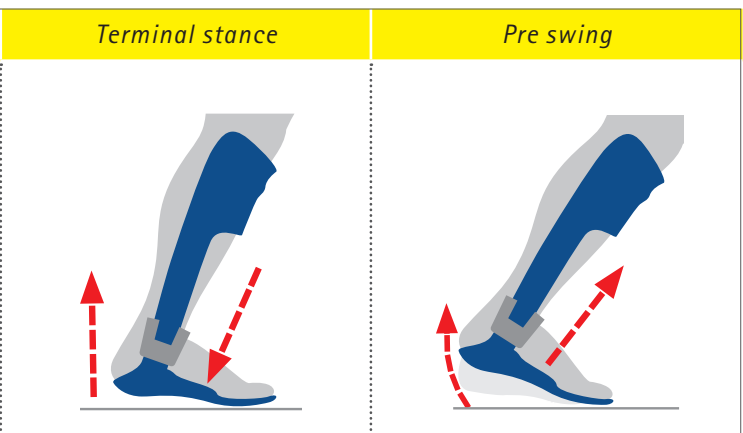


Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38 und 39.

- *Mid stance*: Die ventrale Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird ab *late mid stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt.
- *Terminal stance*: Durch die sehr starke ventrale Federeinheit kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden.
- *Pre swing*: Die ventrale Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt und den Fuß in die Neutral-Null-Stellung bringt.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit sehr starker Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dies verhilft dem Schlaganfallpatienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Warum eine ventrale Schale?

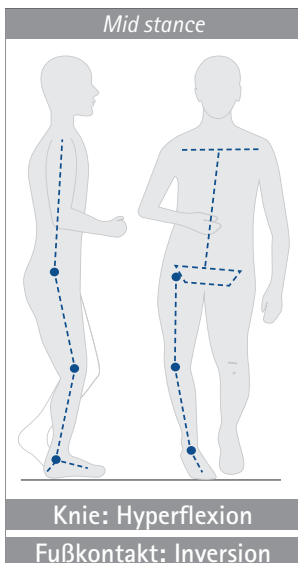
Eine Orthese mit hoher ventraler Schale kann erst durch die sehr hohen Federkräfte der verwendeten Federeinheiten gebaut werden. Durch die ventrale Schale wird der Reflex des Patienten sich abzustützen dahingehend verändert, dass er sein Körpergewicht über das Schienbein in die Schale drückt und so auch Sicherheit im Stand erlangt. Dadurch wird der stetigen Überstreckung des Kniegelenkes vorgebeugt.



Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2a

Pathologisches Gangbild

Inversionstyp mit Hyperflexion:
In *mid stance* ist die Belastung auf der Fußaußenkante. Der Vorfuß kann nicht stabilisiert werden, da die Mm. peronei und die intrinsische Fußmuskulatur zu schwach sind. Das Knie wird in Hyperflexion stabilisiert und das Becken nach vorne gekippt. Der Oberkörper weicht zur Spielbeinseite ab und die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.



Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten:

- dorsal: grüne Markierung (mittlere Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- ventral: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



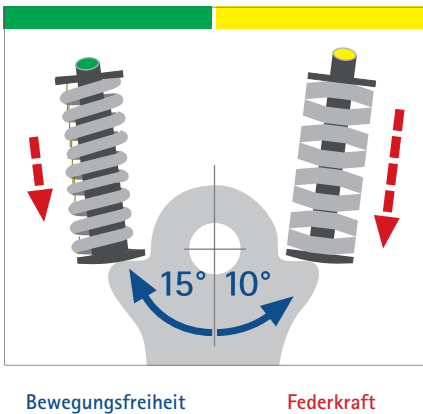
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Hintergründe zu den Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38–41. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch sehr schlecht angesteuert werden, kann die orthetische Versorgung mit einer KAFO notwendig sein.

Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

Individuelle Anpassung an das pathologische Gangbild durch:

- austauschbare Federeinheiten
- einstellbaren Aufbau
- einstellbare Bewegungsfreiheit

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.



Gestaltung der Fußbettung

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, eignen sich sensomotorische Elemente, die in die Bettung des Fußteiles eingearbeitet werden. Für eine gezielte Korrektur der Inversion des Rückfußes sind folgende Fersenstützen geeignet:

- medial: tonisiert den M. tibialis posterior und sorgt für Fersenfassung (grün)
- sagittal: tonisiert die Mm. peronei und verhindert so die Inversion des Rückfußes (rot)



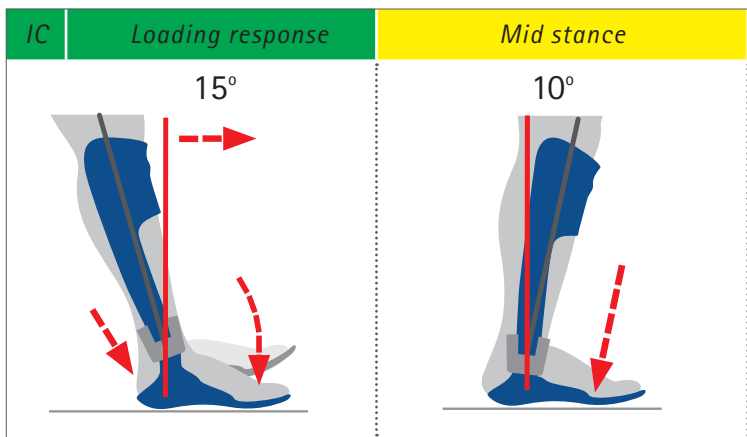
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2a

Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher häufig mit sogenannten FRAFOs versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Die ventrale Schale und die rigide Sohle sollen das Knie in *mid stance* in Extension bringen. Da bei dieser Orthese jedoch ein definierter Drehpunkt sowie die Bewegungsfreiheit fehlen, wird die physiologische Plantarflexion stark eingeschränkt. Zwischen *initial contact* und *loading response* wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese (siehe Abbildungen unten)

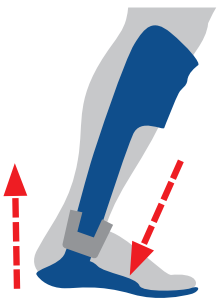
- *Initial contact* und *loading response*: Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine physiologische Plantarflexion. Der Fuß wird kontrolliert gegen die mittlere Federkraft der dorsalen Federeinheit abgesenkt und die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zugelassen. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet.
- *Mid stance*: Durch die sehr starke ventrale Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und teilflexiblen Fußteil sowie der ventralen Schale ein kniestickeendes Moment, das den



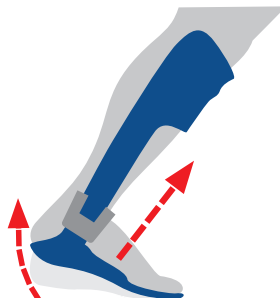
Schlaganfallpatienten aufrichtet und somit das pathologische Gangbild verbessert. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Ab *late mid stance* wird die ventrale Federeinheit bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie.

- *Terminal stance*: Die Hebelwirkung des Fußteiles und die sehr starke ventrale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes bewirken die Fersenablösung zum physiologisch richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing*: Die ventrale Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt. Sowohl die Bauweise der Orthese als auch die Unterstützung durch die sehr starke Federeinheit verbessern den Energieverbrauch beim Gehen. Eine Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf Seite 41.
- *Initial swing bis terminal swing*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit mittlerer Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dies verhilft dem Schlaganfallpatienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Terminal stance



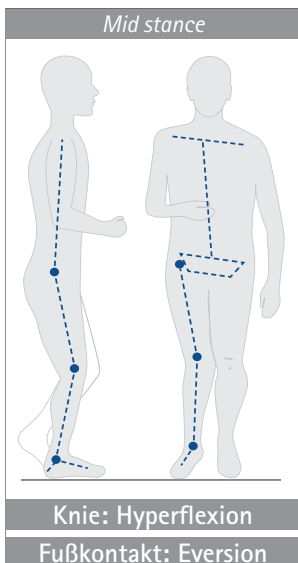
Pre swing



Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b

Pathologisches Gangbild

Eversionstyp mit Hyperflexion:
In *mid stance* fällt das mediale Fußgewölbe nach innen herab, da die intrinsische Fußmuskulatur und der M. tibialis posterior zu schwach sind. Das Kniegelenk wird in Hyperflexion stabilisiert und das Becken kippt etwas nach vorne. Der M. flexor hallucis longus bekommt hierdurch eine andere Zugrichtung und das Großzehengrundgelenk weicht nach innen ab (Hallux valgus). Die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.



Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten:

- dorsal: grüne Markierung (mittlere Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- ventral: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



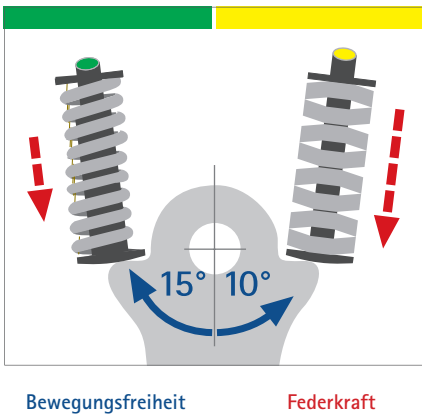
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Hintergründe zu den Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 38–41. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch sehr schlecht angesteuert werden, kann die orthetische Versorgung mit einer KAFO notwendig sein.

Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

Individuelle Anpassung an das pathologische Gangbild durch:

- austauschbare Federeinheiten
- einstellbaren Aufbau
- einstellbare Bewegungsfreiheit

Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.



Gestaltung der Fußbettung

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, eignen sich sensomotorische Elemente, die in die Bettung des Fußteiles eingearbeitet werden. Für eine gezielte Korrektur der Eversion des Rückfußes sind folgende Fersenstützen geeignet:

- medial: tonisiert den M. tibialis posterior und verhindert so die Eversion des Rückfußes (rot)
- sagittal: tonisiert die Mm. peronei und sorgt für Fersenfassung (grün)



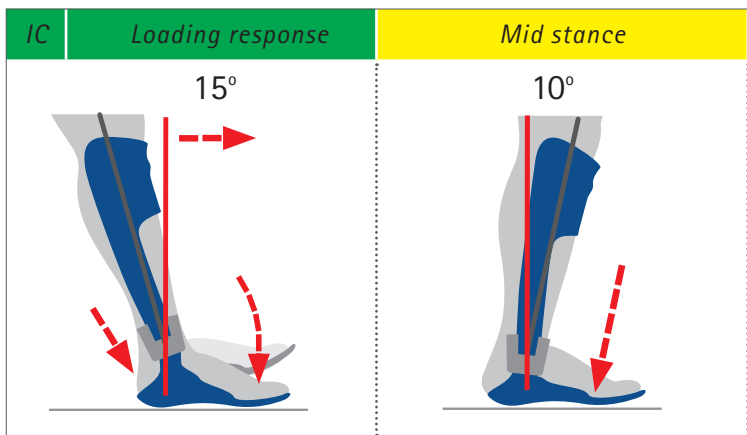
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b

Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher häufig mit sogenannten FRAFOs versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Die ventrale Schale und die rigide Sohle sollen das Knie in mid stance in Extension bringen. Da bei dieser Orthese jedoch ein definierter Drehpunkt sowie die Bewegungsfreiheit fehlen, wird die physiologische Plantarflexion stark eingeschränkt. Zwischen *initial contact* und *loading response* wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese (siehe Abbildungen unten)

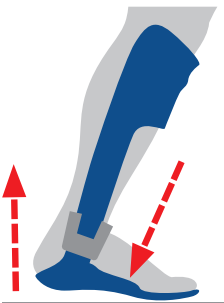
- *Initial contact* und *loading response*: Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine physiologische Plantarflexion. Der Fuß wird kontrolliert gegen die mittlere Federkraft der dorsalen Federeinheit abgesenkt und die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zugelassen. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet.
- *Mid stance*: Durch die sehr starke ventrale Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und teilflexiblen Fußteil sowie der ventralen Schale ein kniestickeendes Moment, das den Schlaganfallpatienten aufrichtet und somit das pathologische



Gangbild verbessert. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Ab *late mid stance* wird die ventrale Federeinheit bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie.

- *Terminal stance*: Die Hebelwirkung des Fußteiles und die sehr starke ventrale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes bewirken die Fersenablösung zum physiologisch richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing*: Die ventrale Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt. Sowohl die Bauweise der Orthese als auch die Unterstützung durch die sehr starke Federeinheit verbessern den Energieverbrauch beim Gehen. Eine Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf Seite 41.
- *Initial swing bis terminal swing*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit mittlerer Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dies verhilft dem Schlaganfallpatienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Terminal stance



Pre swing



Beeinflussung des Gangbildes durch Einstellung

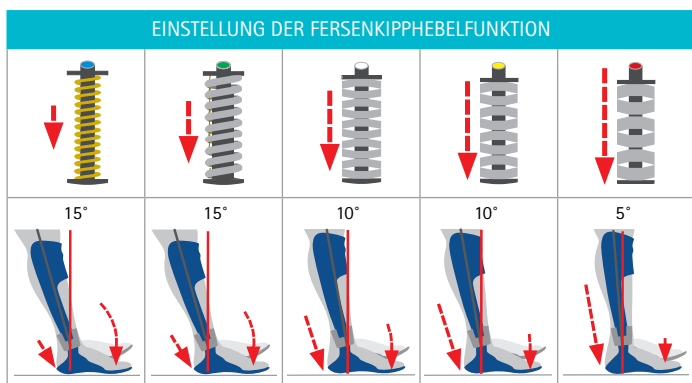
Die grundlegende Eigenschaft einer AFO für Schlaganfallpatienten ist, den Fuß während der Schwungphase in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension zu halten, um ein stolperfreies Durchschwingen zu ermöglichen. Diese Fußstellung ermöglicht beim *initial contact* einen Fersenkontakt [Nol, S. 659]. Neben dieser grundlegenden Eigenschaft müssen Orthesen jedoch weitere wichtige Anforderungen erfüllen.

Um bei Schlaganfallpatienten die individuell bestmögliche biomechanische Situation herzustellen, muss eine AFO optimal auf das pathologische Gangbild eingestellt werden. Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird dieses Ziel durch austauschbare Federeinheiten, einen einstellbaren Aufbau sowie die einstellbare Bewegungsfreiheit realisiert.

Auswirkungen auf das Gangbild in initial contact und loading response

Durch die auswechselbaren Federeinheiten lässt sich die benötigte Federkraft beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk optimal an das pathologische Gangbild anpassen. Das Finden der richtigen Federkraft ist ein Optimierungsprozess, bei dem sich die Eigenschaften manchmal konträr gegenüberstehen. Allerdings ist die Möglichkeit der Einstellung ein großer Vorteil für die individuelle Anpassung von Orthesen.

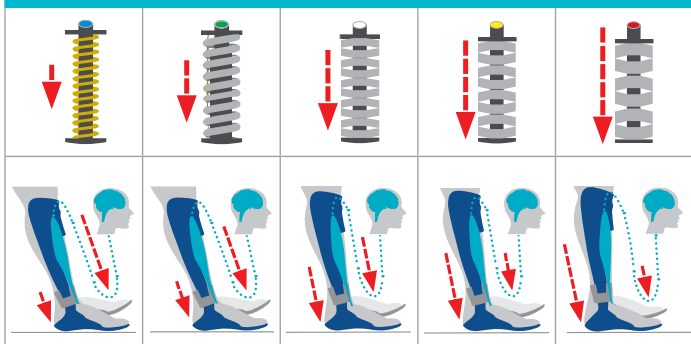
Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk ermöglicht durch den definierten Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit eine passive Plantarflexion sowie eine physiologische Fersenkipphebefunktion. Das Ausmaß der Plantarflexion ist von der gewählten Federeinheit abhängig. Das Absinken des Fußes wird durch die dorsale Federeinheit kontrolliert. Eine normale Federkraft ermöglicht in Kombination mit einer Bewegungsfreiheit von 15° die größte Fersenkipphebefunktion.



Je geringer die Federkraft, desto größer die Fersenkipphebefunktion.

Die passive Plantarflexion wird von der exzentrischen Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert. Somit können die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt werden [Hor, S. 5-26]. Das Ausmaß dieser exzentrischen Arbeit und demnach die Höhe der motorischen Impulse wird durch die Federkraft und die Bewegungsfreiheit beeinflusst.

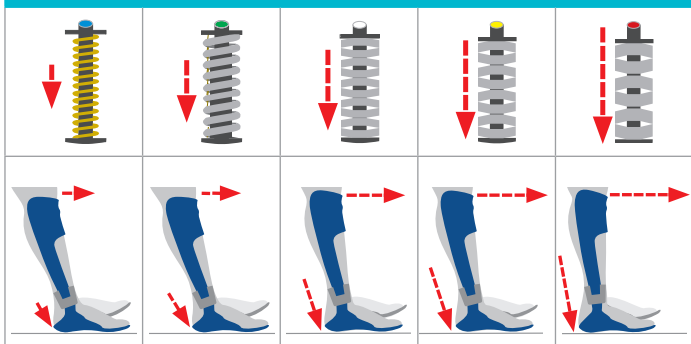
EINSTELLUNG DER EXZENTRISCHEN BELASTUNG DES M. TIBIALIS ANTERIOR



Je geringer die Federkraft, desto größer die exzentrische Belastung des M. tibialis anterior.

Da mit zunehmender Federkraft das Ausmaß der passiven Plantarflexion und der Fersenkipphelfunktion abnimmt, wird ein entsprechend größer werdendes Flexionsmoment in das Knie eingeleitet. Dadurch kommt es zu einem schnelleren Vorschub des Unterschenkels sowie zu einer höheren Belastung des M. quadriceps femoris. Ein größer werdender Widerstand gegen die Plantarflexion hat zudem eine wachsende Knieflexion zwischen *loading response* und *early mid stance* sowie eine geringere maximale Plantarflexion zur Folge [Kob, S. 458].

EINSTELLUNG DES UNTERSCHENKELVORSCHUBES

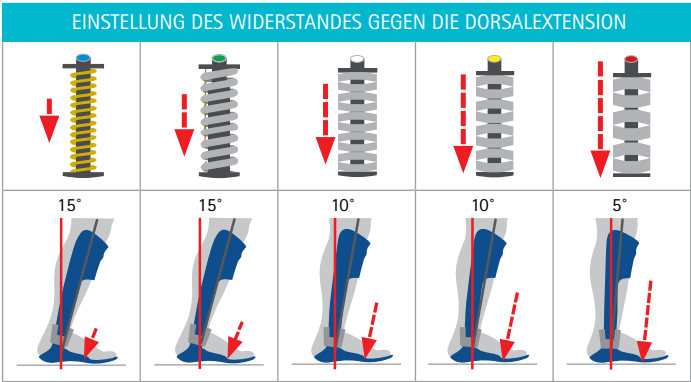


Je höher die Federkraft, desto größer der Unterschenkelvorschub.

Beeinflussung des Gangbildes durch Einstellung

Auswirkungen auf das Gangbild in mid stance

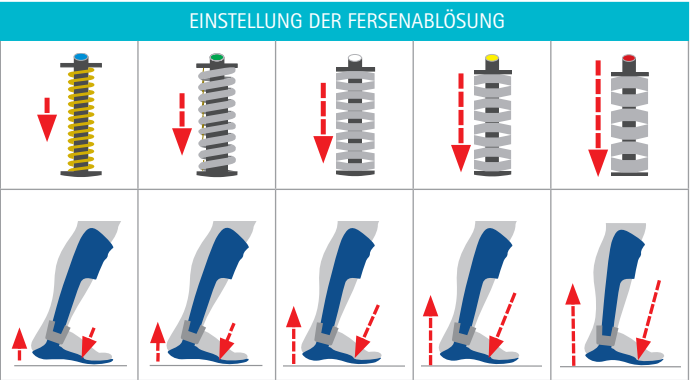
In *mid stance* findet die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels gegen den Widerstand der ventralen Feder statt. Dabei verursacht eine Federeinheit mit extra starker Federkraft den größten Widerstand. Die eingebrachte Energie wird in den Tellerfedern gespeichert. Das Ausmaß der Bewegung im Knöchelgelenk wird durch die Bewegungsfreiheit der gewählten Federeinheit begrenzt (5°-15°). Um in dieser Gangphase die Einstellbarkeit des Orthesenaufbaues voll auszunutzen, ist es empfehlenswert, eine Unterschenkelvorneigung von 10°-12° zu berücksichtigen. Mit dieser Vorneigung liegen optimale Hebelverhältnisse vor [Owe, S. 257]. Diese Einstellung des Orthesenaufbaues lässt sich direkt am Gelenk vornehmen.



Je höher die Federkraft, desto größer der Widerstand gegen die Dorsalextension.

Auswirkungen auf das Gangbild in terminal stance

Zwischen *late mid stance* und *terminal stance* bewirkt die gespannte ventrale

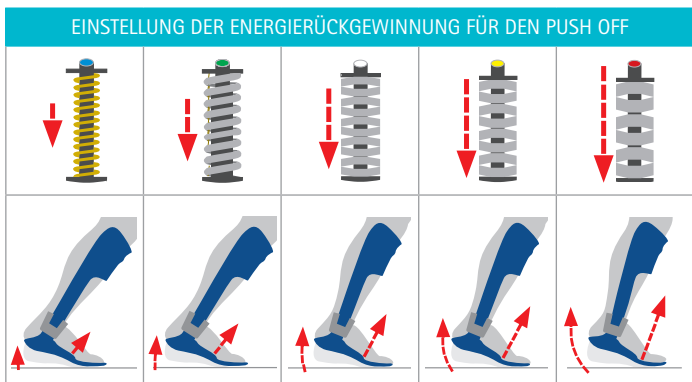


Je höher die Federkraft, desto eher die Fersenablösung.

Federeinheit das Ablösen der Ferse vom Boden. Bei einer sehr großen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 5° findet die Fersenablösung früher statt als bei einer normalen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 15°.

Auswirkungen auf das Gangbild in pre swing

In *pre swing* findet die Rückgabe der in die ventrale Federeinheit eingebrachten Energie statt. Da die extra starke Federeinheit die meiste Energie speichern kann, wird die Beschleunigung des Beines in die Vorwärtsbewegung (*push off*) am stärksten unterstützt. Der *push off* kann bei AFOs mit starken Federn und definierter Bewegungsfreiheit zu einer Annäherung an das physiologische Gangbild in *pre swing* beitragen [Des, S. 150]. Die Federeinheit mit der größten Bewegungsfreiheit bewirkt auch, dass der Fuß den längsten Weg zurück in die Neutral-Null-Stellung nimmt.



Je höher die Federkraft, desto größer die Energierückgewinnung für den *push off*.

Auswirkungen auf das Gangbild in swing phase

Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist jede der fünf Federeinheiten stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Diese Position ist die wichtigste Voraussetzung für eine Fersenkipphebelfunktion und eine physiologische *loading response* [Nol, S. 659].

Zur Person: Renata Horst

Geboren in Hamburg und aufgewachsen in New York, hat Renata Horst ihre physiotherapeutische Aus- und Weiterbildung in Deutschland und Österreich abgeschlossen. Im Jahre 1999 konzipierte sie die N.A.P.® als Weiterentwicklung von PNF und klassischer Manueller Therapie. Zurzeit betreibt Renata Horst das Weiterbildungsinstitut Ingelheim.



Hier arbeitet sie als N.A.P.®- und PNF-Instruktorin sowie als Physiotherapeutin. Außerdem ist sie Autorin vieler Fachartikel und Bücher zum Thema Neuroorthopädische Rehabilitation sowie national und international als Dozentin und Supervisorin tätig. Renata Horst hat die Übungen für dieses Kapitel angeleitet und als Autorin beschrieben. Des Weiteren legte sie den entscheidenden Grundstein für die N.A.P.® Gait Classification (siehe S. 20 und 21).

Zum Buch:

Renata Horst:

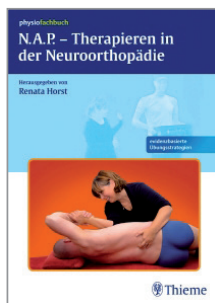
N.A.P. – Therapien in der Neuroorthopädie

ISBN-13: 978-3131468819

März 2011, Thieme Verlag, Stuttgart

Das Buch N.A.P. – Therapien in der Neuroorthopädie beschreibt den Hintergrund der neuroorthopädischen aktivitätsabhängigen Plastizität und erläutert evidenzbasierte Übungsstrategien.

Neben muskulären und neurologischen Grundlagen wird ein klinischer Bezug hergestellt, der die Biomechanik menschlicher Bewegung, pathologische Strategien und deren Therapie begreifbar macht. N.A.P.® basiert auf der Idee, Bewegungen innerhalb einer sinnvollen Handlung unter aktiver Beteiligung des Patienten zu initiieren. Somit können auch Orthesen aktiv in das Therapiekonzept eingebunden werden. Dem Gehirn wird eine direkte Rückmeldung über die biomechanische Situation gegeben.



Einleitung zu den Übungen:

Im folgenden Kapitel werden physiotherapeutische Übungen vorgestellt, die auf der N.A.P.[®]-Therapie basieren. Diese können als Eigenübungen oder unter Hilfestellung des Therapeuten, mit und ohne Orthese, durchgeführt werden. Im Text und auf den Fotos wird auf die häufigsten Fehler und die notwendigen Korrekturen eingegangen.

Alle vorgestellten Übungsbeispiele haben das Ziel, die bestmögliche biomechanische Situation für den Patienten herzustellen, damit die für den aufrechten Gang benötigten Muskeln angesteuert werden können. Unabhängig vom Gangtyp und der orthetischen Versorgung des Patienten werden somit die Übungen gleich gestaltet.

Übung 1: Transfer Sitzen – Stehen

Zur Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes und des Standbeines.

Abb. 1: Beim Aufstehen kann die Patientin ihr Knie nicht stabilisieren. Es knickt nach innen weg.



Abb. 1

Abb. 2: Zunächst soll die Patientin ihren Fuß stabilisieren. Hierfür soll sie ihn unter dem Stuhl zurückstellen. Die Therapeutin stellt die korrekte biomechanische Situation her, indem sie mit ihrer rechten Hand den Talus nach innen rotiert. Um die notwendige Elastizität der Wadenmuskulatur zu erreichen, wird mit der anderen Hand Längszug von distal nach proximal ausgeübt.



Abb. 2

Abb. 3: Während des Aufstehens stabilisiert die Therapeutin den Fuß und unterstützt die Bewegung der Tibia nach vorne, damit die Hüftstreckung erfolgen kann. Hierdurch werden die Plantarflexoren (M. peroneus longus) und M. quadriceps exzentrisch aktiviert. Die Aktivität der Hüftstrecker und -außenrotatoren für die Beckenaufrichtung nach dorsal wird durch den am Sehnenansatz an der Fossa trochanterica ausgeübten Druck erreicht.



Abb. 3

Abb. 4: Mit der NEURO SWING Orthese kann die Patientin üben, ihre Tibia selbstständig nach vorne zu bringen und ihre Hüfte zu strecken, damit ihr Knie kontrolliert gestreckt werden kann.



Abb. 4

Übung 2: Langhantelstange

Zur präaktiven Fuß- und Rumpfstabilisierung.

Abb. 5: Eine Langhantelstange zwingt die Patientin dazu ihren Fuß und ihren Rumpf zu stabilisieren. Zunächst gelingt es ihr nicht, ihr Knie in der Achse zu halten.



Abb. 5

Abb. 6: Druck in Richtung Großzehenballen sowie am Hüftgelenk aktiviert die gesamte Muskelkette, die zur Stabilisierung des Standbeines benötigt wird.

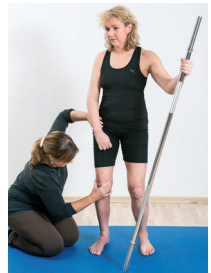


Abb. 6

Abb. 7: Die rechte Hand der Therapeutin übt Druck in Richtung Großzehenballen aus, um den M. peroneus longus zu aktivieren. Mit den Fingerspitzen der linken Hand wird das Becken etwas nach dorsal aufgerichtet und der Daumen übt Druck über den Sehnenansatz der Außenrotatoren in Richtung Hüftpfanne aus.

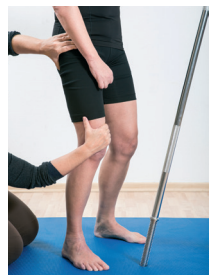


Abb. 7

Abb. 8: Beim eigenständigen Üben kann die Patientin auf ihre in der Therapie gewonnenen Erfahrungen zurückgreifen.



Abb. 8

Übung 3: seitlicher Treppenaufstieg

Zur Vorfußstabilisierung während des Überganges von *loading response* zu *mid stance*.

Abb. 1: Die Patientin steht frontal zum Handlauf und stellt ihren betroffenen Fuß auf die nächsthöhere Treppenstufe. Durch das vordere Überkreuzen ist sie gezwungen, ihren Vorfuß zu stabilisieren. So gelingt es ihr, die Tibia nach vorne über den Vorfuß zu bringen.

Abb. 2: Die Stabilität des Fußes ermöglicht es ihr nun beim Hochsteigen ihre Hüfte zu strecken. Diese Aktivität, sowie die Verlängerung der Plantarflexoren, übt einen Zug in der Kniekehle aus, sodass ihr Knie kontrolliert gestreckt werden kann.



Abb. 1



Abb. 2

Übung 4: seitlicher Treppenabstieg

Zur Vorfußstabilisierung während des *push off*.

Abb. 3: Der betroffene Fuß steht hinten und die Patientin steigt, durch vorderes Überkreuzen, mit ihrem anderen Bein die Treppenstufe hinunter. Diese Situation zwingt sie den Vorfuß aktiv zu pronieren und das Knie in der Achse zu stabilisieren. Die Therapeutin sorgt dafür, dass die Ferse angehoben und das Becken zentriert bleibt, um die Muskulatur optimal zu aktivieren.

Abb. 4: Beim Hinaufsteigen wird dem Gehirn durch die gezielte Grifftechnik der Therapeutin Rückmeldung gegeben, wie die Vorfußstabilität sowie die kontrollierte Knie- und Hüftstreckung organisiert werden kann.



Abb. 3



Abb. 4

Übung 5: Treppenabstieg

Zur Vorfußstabilisierung und exzentrischen Kontrolle der Streckersynergie.

Abb. 5: Beim Herabsteigen werden die Mm. peronei und langen Zehenflexoren durch den Druck der rechten Hand der Therapeutin in Richtung Großzehenballen aktiviert. Mit der linken Hand werden die Hüftaußenrotatoren aktiviert.



Abb. 5

Abb. 6: Hierdurch lernt die Patientin, die Treppe ohne Ausweichbewegungen im oberen Sprunggelenk, im Knie und in der Hüfte herabzusteigen.



Abb. 6

Übung 6: Treppenaufstieg

Zur Knieflexion in *pre swing* und *initial swing*.

Abb. 1: Um eine Ausweichbewegung des Beckens beim Treppenaufstieg zu verhindern, werden durch die Grifftechnik der Therapeutin die Hüftaußenrotatoren aktiviert. Gleichzeitig werden die schwachen Kniebeuger durch den am Unterschenkel ausgeübten Zug aktiviert.

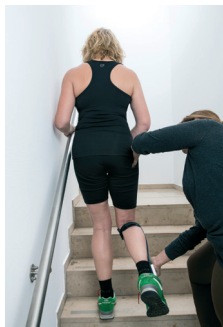


Abb. 1

Abb. 2: Die Hüftstrecker werden durch einen Stimulus an den Sehnenansatz der Hüftstrecker, am Tuber ischiadicum, aktiviert. Mit den Fingerspitzen der rechten Hand wird die Bewegung der Tibia nach vorne über den Vorfuß von der Therapeutin begleitet. Hierdurch wird die Kontrolle der Plantarflexoren ermöglicht und eine Überstreckung des Knies verhindert.

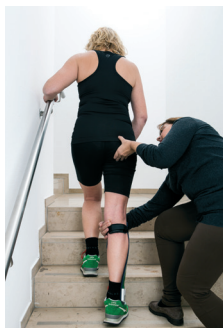


Abb. 2

Abb. 3: Im Anschluss kann die Patientin das Treppensteigen selbstständig trainieren.

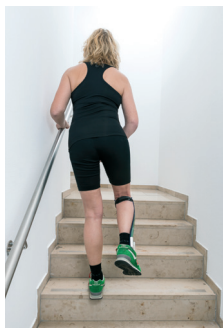


Abb. 3

Übung 7: Tretroller

Zur Stabilisierung während *loading response*, *mid stance* und *push off*.

Abb. 4: Das betroffene Bein steht auf dem Roller. Beim *push off* des linken Beines wird die *loading response* des rechten Beines gefördert.

Abb. 5: Das kräftigere Bein steht auf dem Roller. Mit dem betroffenen Fuß versucht die Patientin sich nach vorne abzustößen.

Abb. 6: Im Anschluss an die geführten Bewegungsabläufe übt die Patientin das Tretrollerfahren, während die Physiotherapeutin sie am Lenkrad unterstützt.

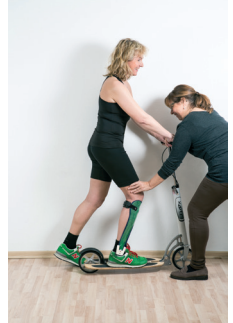


Abb. 4



Abb. 5



Abb. 6

Studien zum NEURO SWING Systemknöchelgelenk

Seit 2012 findet das NEURO SWING Systemknöchelgelenk in zahlreichen Studien Verwendung. Die Ergebnisse dieser Studien wurden als Poster oder Vorträge auf diversen nationalen und internationalen Kongressen präsentiert bzw. in namenhaften Fachzeitschriften publiziert. Die hier aufgeführten Publikationen behandeln hauptsächlich die Indikation Apoplexie sowie die mechanischen Grundlagen des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes.

Block J, Heitzmann D, Alimusaj M et al. (2014): Effects of an ankle foot orthosis with a dynamic hinge joint compared to a conventional orthosis – a case study. OTWorld 2014. Leipzig, Deutschland, Mai 2014.

Block J, Heitzmann D, Alimusaj M et al. (2013): Dynamische Untersuchung einer Unterschenkelorthese mit Federgelenk zum Einsatz bei neuromuskulären Defiziten. Jahrestagung der DGfB. Neu-Ulm, Deutschland, Mai 2013.

Kerkum YL, Houdijk H, Brehm MA et al. (2015): The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses. Gait & Posture 42(3): 269-274.

Kerkum YL, Harlaar J, Noort JC et al. (2015): The effects of different degrees of ankle foot orthosis stiffness on gait biomechanics and walking energy cost. Gait & Posture 42(Suppl. 1): S89-S90.

Kerkum YL, Brehm MA, Buizer AI et al. (2013): Mechanical properties of a spring-hinged floor reaction orthosis. Gait & Posture 38(Suppl. 1): S78.

Ploeger HE, Brehm MA, Harlaar J et al. (2014): Gait responses to modifying the spring stiffness of a dorsiflexion stopped ankle-foot orthosis in a polio survivor with plantar flexor weakness. Gait & Posture 39(Suppl. 1): S4.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2017): Adjusting spring force of ankle foot orthoses according to gait type helps improving joint kinematics and time-distance parameters in patients with hemiplegia following stroke. Cerebrovascular Diseases 43(Suppl. 1).

- Sabbagh D, Horst R, Fior J et al. (2015): Ein interdisziplinäres Konzept zur orthetischen Versorgung von Gangstörungen nach einem Schlaganfall. Orthopädie Technik 66(3): 44-49.
- Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2015): Klassifizierung von Gangtypen bei Schlaganfall zur Standardisierung der orthetischen Versorgung. Orthopädie Technik 66(3): 52-57.
- Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): Die N.A.P.® Gait Classification als Werkzeug zur Qualitätssicherung und Standardisierung der orthetischen Versorgung bei Schlaganfallpatienten. Neurologie & Rehabilitation 20(6): 339.
- Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): Classification of Gait Pattern in Stroke Patients to Optimise Orthotic Treatment and Interdisciplinary Communication. 23rd Annual Meeting of the ESMAC. Rom, Italien, Oktober 2014.

Abduktion

(lat. *abducere* = ab-, wegziehen, wegführen): Bewegung des Fußes von der Körpermitte weg. Entgegengesetzte Bewegung zur ↑Adduktion.

Adduktion

(lat. *adducere* = heranzuführen, anziehen): Bewegung des Fußes zur Körpermitte hin. Entgegengesetzte Bewegung zur ↑Abduktion.

ADL-Score

(engl. *Activities of Daily Living*): Der ADL-Score ist ein Verfahren zur Messung der Alltagskompetenz von Patienten, die an degenerativen Erkrankungen wie beispielsweise ↑Apoplexie oder Multipler Sklerose leiden.

AFO

(engl. *ankle-foot orthosis*): Unterschenkelorthese.

Apoplexie

(griech. *apoplexia* = Schlagfluss): Schlaganfall, im engeren Sinne *apoplexia cerebri* (Hirnschlag); ein Ausfall bestimmter Hirnregionen, hervorgerufen durch einen Gefäßverschluss oder eine Hirnblutung, der zu Lähmungen und anderen Störungen führen kann.

Bodenreaktionskraft

(BRK): Kraft, die als Gegenreaktion auf das Körpergewicht im Boden entsteht.

Botulinumtoxin

Handelsname u. a. Botox®. Das Botulinumtoxin stellt eines der stärksten bekannten Gifte dar. Die giftigen Eiweißstoffe hemmen die Signalübertragung von den Nervenzellen zum Muskel.

Cerebrale Verknüpfung

(lat. *cerebrum* = i. w. S. Gehirn): Das Gehirn speichert Steuerungsprogramme für komplexe Bewegungsmuster. Wiederholte Übungen von ↑physiologischen Bewegungsmustern führen zur Korrektur dieser Steuerungsprogramme im Gehirn. Wiederum kann jede Störung aus der Umwelt zur wiederholten Störung der Steuerungsprogramme und damit zu ↑pathologischen Bewegungsmustern führen.

DGN

Die Deutsche Gesellschaft für Neurologie e.V. ist eine medizi-

nische Fachgesellschaft, die sich dafür einsetzt, die neurologische Krankenversorgung in Deutschland zu verbessern.

Diplegie

(griech. *dis* = zweimal, zweifach; *plege* = Schlag, Lähmung): beidseitige Lähmung; bei der Diplegie sind zwei Körperteile (z. B. beide Arme oder beide Beine) betroffen.

Dorsal

(lat. *dorsum* = Rückseite, Rücken): zum Rücken bzw. zur Rückseite gehörend, an der Rückseite gelegen; z. B. bei einer ↑AFO liegt die Schale an der Wade an.

Dorsalanschlag

Konstruktives Element einer Orthese, welches den Grad der ↑Dorsalextension begrenzt. Mit einem Dorsalanschlag wird der Vorfußhebel aktiviert, wodurch eine Standfläche geschaffen wird. Außerdem verursacht ein Dorsalanschlag zusammen mit dem Fußteil einer Orthese ein kniestickeendes Moment und ab *terminal stance* das Ablösen der Ferse vom Boden.

Dorsalextension

Anheben des Fußes. Gegenbewegung: Absinken des Fußes (↑Plantarflexion). Im Englischen *dorsiflexion* genannt, da eigentlich eine ↑Flexion des Körperteiles vorliegt. Funktionell ist dies aber besser als ↑Extension zu bezeichnen.

Dynamisch

(griech. *dynamikos* = wirkend, stark): eine Bewegung aufweisend, durch Schwung und Energie gekennzeichnet; d. h. eine dynamische ↑AFO lässt eine definierte Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu.

Eversion

(lat. *everso* = umdrehen, verdrehen): Dabei handelt es sich um eine Kombinationsbewegung aus ↑Pronation, ↑Abduktion und ↑Dorsalextension. Sie entsteht bei Innenrotation des Sprungbeines (Talus) auf dem Fersenbein in *loading response*. Gegenbewegung zur ↑Inversion.

Extension

(lat. *extendere* = strecken): ist die aktive oder passive Streckbewegung eines Gelenkes. Die Streckung ist die Gegenbewegung zur Beugung (↑Flexion) und führt charakteristischerweise zur Zunahme des Gelenkwinkels.

Extrinsische Fußmuskulatur

(lat. *extrinsecus* = von außen her): Klinisch unterscheidet man zwischen extrinsischer und ↑intrinsischer Fußmuskulatur. Zu den extrinsischen Fußmuskeln gehören die Unterschenkelmuskeln, da sie außerhalb des Fußskelettes entspringen und über die langen Sehnen auf den Fuß wirken.

Exzentrische Muskelarbeit

(lat. *ex centro* = außerhalb der Mitte): die Arbeit, die ein Muskel verrichtet, wenn er sich aktiv verlängert und bremsend eine Gelenkbewegung kontrolliert; z. B. ein Gewichtheber hat eine Hantel über seinen Kopf gestemmt und lässt sie langsam wieder herab.

Fersenauftrittspunkt

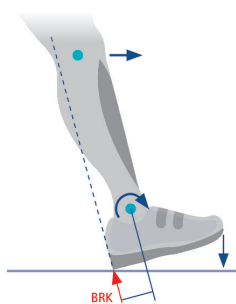
Punkt, an dem im *initial contact* die Ferse zuerst den Boden berührt.

Fersenkipphebel

Ist ein Hebel, der den ↑Fersenauftrittspunkt als Drehpunkt und den Abstand dieses Punktes zum Drehpunkt des anatomischen Knöchelgelenkes als Hebelarm besitzt. Im *initial contact* verursacht die ↑dorsal vom Knöchel verlaufende ↑Bodenreaktionskraft eine Drehung um den ↑Fersenauftrittspunkt.

Fersenkipphebelfunktion

(engl. *heel rocker*): umfasst die komplette Drehbewegung des Fußes um den ↑Fersenauftrittspunkt und im anatomischen Knöchelgelenk zwischen *initial contact* und *loading response*: Vom *terminal swing* zum *initial contact* „fällt“ das Schwungbein aus einer Höhe von ca. 1 cm auf den Boden. Die ↑Bodenreaktionskraft setzt am ↑Fersenauftrittspunkt an und ihr Kraftvektor (gestrichelte Linie) verläuft ↑dorsal vom Knöchel. Mit dem dabei entstehenden ↑Fersenkipphebel bildet sich ein plantarflektierendes Moment im Knöchel, das den Fuß absenkt. Der ↑M. tibialis anterior arbeitet ↑exzentrisch gegen diese Bewegung und lässt somit den Fuß kontrolliert absinken.



Flexion

(lat. *flectere* = beugen): ist die aktive oder passive Beugebewegung eines Gelenkes. Die Beugung ist die Gegenbewegung zur Streckung (↑Extension) und führt charakteristischerweise zur Abnahme des Gelenkwinkels.

Fossa trochanterica

(lat. *fossa* = Graben; gr. *trochazein* = laufen, drehen): Vertiefung an der mittleren Fläche des großen Rollhügels des Oberschenkelknochens, die als Ansatzpunkt mehrerer Muskeln dient.

FRAFO

(engl. *floor reaction AFO*): starre Orthese mit ↑ventraler Schale, die ab *terminal stance* für ein knie- bzw. hüftstreckendes Moment sorgt. FRAFOs können sowohl aus ↑Polypropylen als auch aus Carbon gefertigt werden und entweder über ein rigides oder teilflexibles Fußteil verfügen. Der Name FRAFO ist allerdings irreführend, da auch andere ↑AFOs mit der ↑Bodenreaktionskraft in Wechselwirkung treten.

Hämorrhagischer Infarkt

Ein Infarkt, der durch eine Blutung und deren Folgen für das umliegende Gewebe verursacht wird. Im Falle einer Gehirnblutung spricht man von der Haemorrhagia cerebri.

Hallux valgus

X-Großzehe. Neigung der Großzehenglieder in Richtung der Kleinzeh.

Hemiplegie

(griech. *hemi* = halb; *plege* = Schlag, Lähmung): Halbseitenlähmung; als Hemiplegie bezeichnet man die vollständige Lähmung einer Körperhälfte.

Hinged AFO

(engl. *hinged* = gelenkig, mit einem Scharnier): Die klassische hingeg ↑AFO ist eine Orthese mit ↑dorsaler Schale aus ↑Polypropylen mit Elastomerfedergelenk oder einfachem Druckfedergelenk. Hinged ↑AFOs lassen eine ↑Dorsalextension im anatomischen Knöchelgelenk zu. Meist sind die verwendeten Elastomerfedergelenke nicht stark genug, um eine ↑Plantarflexion zuzulassen und gleichzeitig den Fuß in der Schwungphase in ↑Neutral-Null-Stellung zu halten. Deshalb ist bei hingeg ↑AFOs in solchen Fällen die ↑Plantarflexion blockiert.

Insuffizienz

Ungenügende Funktion bzw. Leistung eines Organes oder Organsystems (z. B. Muskulatur).

Intensivmedizin

Die Lehre von den schweren, akut lebensbedrohenden Erkrankungen und deren Behandlung.

Interdisziplinär

(lat. *inter* = zwischen zwei oder mehreren): die Zusammenarbeit zwischen mehreren Teilbereichen betreffend; fachübergreifend.

Intrinsische Fußmuskulatur

(lat. *intrinsecus* = im Inneren gelegen): Klinisch unterscheidet man zwischen intrinsischer und ↑extrinsischer Fußmuskulatur. Zu den intrinsischen Fußmuskeln gehören die kurzen Fußmuskeln, bei denen sich sowohl Ursprung als auch Ansatz am Fuß selbst befinden.

Inversion

(lat. *inverto* = umdrehen, umkehren): Dabei handelt es sich um eine Kombinationsbewegung aus ↑Supination, ↑Adduktion und ↑Plantarflexion. Sie entsteht bei Außenrotation des Sprungbeines (Talus) auf dem Fersenbein in *mid stance*. Gegenbewegung zur ↑Eversion.

Ischämie

(griech. *íschein* = zurückhalten, hemmen): eine lokale Blutleere, Minderdurchblutung oder vollständige Unterbindung der arteriellen Blutzufuhr. Beim ischämischen Insult kommt es zu einer Verringerung oder Unterbrechung der Durchblutung in einem abgegrenzten Bereich des Gehirnes.

Kontraindikation

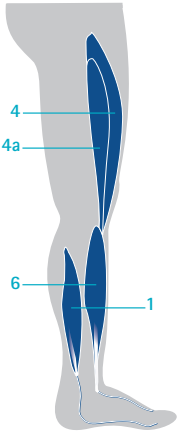
(lat. *contra* = gegen, wider; lat. *indicare* = anzeigen): Umstand, der die Anwendung oder fortgesetzte Anwendung eines bestimmten Medikamentes oder einer an sich zweckmäßigen therapeutischen Maßnahme verbietet.

Kontraktur

(lat. *contrahere* = zusammenziehen): unwillkürliche Dauerverkürzung bzw. -schrumpfung eines Gewebes z. B. bestimmter Muskeln oder Sehnen. Sie führt zu einer rückbildungs- oder nichtrückbildungsfähigen Bewegungseinschränkung bzw. Zwangsfehlstellung in anliegenden Gelenken. Es gibt elastische und rigide Kontrakturen.

Konzentrisch

(lat. *con* = mit; *centrum* = Mittelpunkt): auf einen zentralen Mittelpunkt zulaufend; einen gemeinsamen Mittelpunkt habend. Mechanisch: Kraft setzt genau im Zentrum an. Physiologisch: Konzentrische Muskelarbeit ist die Arbeit, die ein Muskel verrichtet, wenn er sich verkürzt.



M. flexor hallucis longus (1)

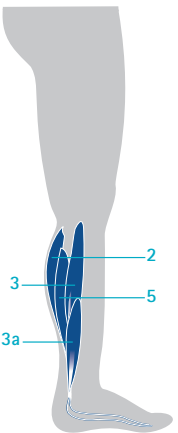
Musculus flexor hallucis longus: Großzehenbeuger. Der lange Beugemuskel der Großzehe.

M. gastrocnemius (2)

Musculus gastrocnemius: Wadenmuskel, zweiköpfiger Muskel, der die ↑Plantarflexion des Fußes bewirkt. Ein Teil des ↑M. triceps surae.

Mm. peronei (3)

Musculi peronei: Wadenbeinmuskeln. Dazu gehören der kurze Wadenbeinmuskel (*musculus peroneus brevis*, 3a), der lange Wadenbeinmuskel (*musculus peroneus longus*, 3) und entfernt der dritte Wadenbeinmuskel (*musculus peroneus tertius*).



M. quadriceps femoris (4)

Musculus quadriceps femoris: vierköpfiger Schenkelstrecker. Größter Körpermuskel, der die Streckung des Unterschenkels im Kniegelenk bewirkt. Er besteht aus folgenden Muskeln: *Musculus rectus femoris*, *Musculus vastus medialis*, *Musculus vastus lateralis* (4a) und *Musculus vastus intermedius*.

M. soleus (5)

Musculus soleus: „Schollenmuskel“, Unterschenkelmuskel, dessen Sehne sich mit der des ↑M. gastrocnemius zur Achillessehne vereinigt und der an der ↑Plantarflexion des Fußes beteiligt ist. Ein Teil des ↑M. triceps surae.

M. tibialis anterior (6)

Musculus tibialis anterior: vorderer Schienbeinmuskel, vom Schienbein zum medialen Fußrand ziehender Muskel, der die ↑Dorsalextension des Fußes bewirkt.

M. triceps surae (2 und 5)

Musculus triceps surae: dreiköpfiger Wadenmuskel, zusammenfassende Bezeichnung für den zweiköpfigen ↑M. gastrocnemius und den ↑M. soleus.

Muskelatrophie

(griech. *atrophia* = Auszehrung, Abmagerung): sichtbare Umfangsabnahme eines Skelettmuskels durch verminderte Beanspruchung.

N.A.P.[®] Gait Classification

Neuroorthopädische Aktivitätsabhängige Plastizität[®]; N.A.P.[®] ist ein integrativer neuroorthopädischer Therapieprozess zur Förderung motorischer Strategien im Alltag. Bei der N.A.P.[®] Gait Classification erfolgt eine Einteilung pathologischer Gangbilder bei Schlaganfallpatienten in 4 Gangtypen. Sie beurteilt die Stellung des Knies (Hyperextension/Hyperflexion) in sagittaler Ansicht und die Fußstellung (Inversion/Eversion) in frontaler Ansicht in *mid stance*.

Neutral-Null-Stellung

Bezeichnet die Körperposition, die ein Mensch im normalen aufrechten, etwa hüftbreiten Stand einnimmt. Aus der Neutral-Null-Stellung wird der Bewegungsumfang eines Gelenkes ermittelt.

Pathologisch

(griech. *pathos* = Schmerz; Krankheit): krankhaft verändert.

Physiologisch

(griech. *physis* = Natur; *logos* = Lehre): die natürlichen Lebensvorgänge betreffend.

Plantar

(lat. *planta* = Fußsohle): die Fußsohle betreffend, sohlenwärts.

Plantarflexion

Absinken des Fußes. Gegenbewegung: Anheben des Fußes (↑Dorsalextension).

PNF

Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation. PNF gehört seit den 1940ern zu den bedeutendsten physiotherapeutischen Behandlungskonzepten. Die PNF Methoden und Techniken streben die bestmögliche Bewegungsqualität im Hinblick auf Sicherheit und möglichst ökonomische Bewegungen zur Förderung des motorischen Lernens an.

Polypropylen

(PP): Gruppe thermoplastisch verformbarer und schweißbarer Kunststoffe. Wird häufig zur Herstellung von einfachen Orthesen verwendet. Ökonomische Herstellungstechnik. Nachteil gegenüber hochwertigeren Werkstoffen, wie Carbon, ist das deutlich höhere Gewicht, wenn die gleiche Steifigkeit erreicht werden soll.

Posterior-leaf-spring AFO

(lat. *posterior* = hinten; engl. *leaf spring* = Blattfeder): Unterschenkelorthese mit hinter der Achillessehne angebrachter Blattfeder, häufig aus Carbonfaser.

Prätibial

(lat. *prae* = vor, vorher; *tibia* = Schienbein): vor dem Schienbein gelegen.

Pronation

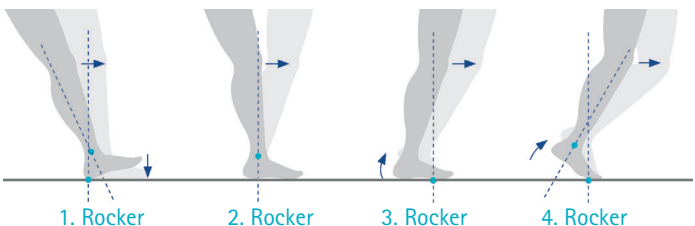
(lat. *pronare* = verbeugen, bücken): Einwärtsdrehung des Fußes um seine Längsachse nach innen bzw. Anhebung des Fußaußenrandes. Gegenbewegung zur ↑Supination. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden als Pronatoren bezeichnet.

Push off

Abstoßen der Zehen vom Boden in *pre swing*, dadurch Beschleunigung des Beines in die Vorwärtsbewegung.

Rockers

Drehbewegungen um drei verschiedene Punkte am Fuß in der Standphase: 1. Rocker (*heel rocker*) = Drehung des Fußes um die Ferse und des Unterschenkels um das anatomische Knöchelgelenk während *initial contact* und *loading response*, 2. Rocker (*ankle rocker*) = Drehung des Unterschenkels um den Knöchel in *mid stance*, 3. Rocker (*toe rocker*) = Drehung des Rückfußes um die Zehengrundgelenke in *terminal stance*, 4. Rocker = kombinierte Drehung um Knöchel und Zehengrundgelenke in *pre swing*.



SAFO

(engl. *solid ankle-foot orthosis*): starre Unterschenkelorthese. Der Begriff SAFO wird international für starre ↑AFOs aus ↑Polypropylen verwendet. Er ist in seiner bisherigen Verwendung nicht eindeutig, da auch statische ↑AFOs starre ↑AFOs sind.

Schlaganfall

Siehe ↑Apoplexie.

Sensomotorisch

Betrifft das Zusammenspiel aus sensorischen und motorischen Teilen des Nervensystems. So beeinflussen z. B. die Sinneseindrücke über die Fußsohlen die Funktion bestimmter Muskeln. Sensomotorische Elemente können z. B. in Einlagen, Innenschuhe oder das Fußteil einer Orthese integriert werden.

Spasmolytikum

(griech. *spasmos* = Krampf): krampflösendes Arzneimittel. Es senkt den Spannungszustand der glatten Muskulatur oder löst deren Verkrampfung.

Spastik

(griech. *spasmos* = Krampf) oder Spastizität: eine zeitweise auftretende oder länger anhaltende, unwillkürliche Muskelaktivierung, die durch eine Beschädigung des für die Sensomotorik verantwortlichen ersten motorischen Neurons hervorgerufen wird [Pan, S. 2ff.].

Statisch

(griech. *statikos* = stellend, stehen machend): das Gleichgewicht der Kräfte, die Statik betreffend, im Gleichgewicht, in Ruhelage befindlich, stillstehend; d. h. eine statische ↑AFO lässt keine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu.

Stroke Unit

Eine Schlaganfallstation innerhalb eines Krankenhauses, die auf die schnellstmögliche ↑intensivmedizinische und ↑interdisziplinäre Behandlung von Schlaganfallpatienten spezialisiert ist und in Deutschland auch zertifiziert nach dem gemeinsamen Verfahren der Deutschen Schlaganfall-Gesellschaft und der Stiftung Deutsche Schlaganfall-Hilfe.

Supination

(lat. *supinare* = rückwärtsbewegen, zurücklehnen): Auswärtsdrehung des Fußes um seine Längsachse nach außen bzw. Anhebung des Fußinnenrandes. Gegenbewegung zur ↑Pronation. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden als Supinatoren bezeichnet.

Talus

(lat. *talus* = „Sprungbein“): der oberste Fußwurzelknochen, der die Last des Körpers vom Schienbein auf das Fußgewölbe überträgt.

Tellerfeder

Kegelige Ringschale, die in Achsrichtung belastbar ist und sowohl ruhend als auch schwingend beansprucht werden kann. Kann als Einzelfeder oder Federsäule verwendet werden. In einer Säule können entweder einzelne Tellerfedern oder aus mehreren Federn bestehende Federpakete geschichtet werden. Die geometrische Form der Tellerfeder bewirkt eine ↑konzentrische Kraftaufnahme und somit eine nahezu lineare Federkennlinie.

Tibia

(lat. *tibia* = „Schienbein“): der stärkere der beiden Unterschenkelknochen, der sowohl ein Teil des Knie- als auch des Sprunggelenkes ist.

Tonisieren

(griech. *tónos* = das Spannen): im weiteren Sinne etwas stärken, kräftigen.

Tuber ischiadicum

(lat. *tuber* = Auswuchs am Körper; Höcker, Buckel; gr. *ischium* = Hüftgelenk): „Sitzbeinhöcker“, Verdickung an der rückwärtigen Seite des Sitzbeines, die als Ansatzpunkt mehrerer Muskeln dient.

Ventral

(lat. *venter* = Bauch, Leib): bauchwärts, nach vorne gelegen; z. B. bei einer ↑AFO liegt die Schale an der Vorderseite des Unterschenkels an.

WHO

(engl. = World Health Organisation): Die WHO ist weltweit im Rahmen der Vereinten Nationen für die öffentliche Gesundheit zuständig.

Abk.	Quelle	Seite
[Bow]	Bowers RJ (2004): Non-Articulated Ankle-Foot Orthoses. In: Condie E et al. (Hrsg.): <i>Report of a Consensus Conference on the Orthotic Management of Stroke Patients</i> . Copenhagen: ISPO, 87-94.	2
[Con]	Condie E, Bowers RJ (2008): Lower limb orthoses for persons who have had a stroke. In: Hsu JD et al. (Hrsg.): <i>AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices</i> , 4. Auflage. Philadelphia: Mosby, 433-440.	6, 7
[Cor]	Corsten T (2010): Die neurologische Frührehabilitation am Beispiel Schlaganfall - Analysen zur Entwicklung einer Qualitätssicherung. Dissertation. Universität Hamburg.	2, 4, 18
[Des]	Desloovere K, Molenaers G et al. (2006): How can push-off be preserved during use of ankle foot orthosis in children with hemiplegia - A prospective controlled study. <i>Gait & Posture</i> 24(2): 142-151.	41
[Did]	Diederichs C, Mühlenbruch K et al. (2011): Prädiktoren für eine spätere Pflegebedürftigkeit nach einem Schlaganfall. <i>Deutsches Ärzteblatt</i> 108(36): 592-599.	2, 4
[Die]	Diener HC, Forsting M (2002): Schlaganfall, Taschenatlas spezial. Stuttgart: Thieme.	5
[Fat]	Fatone S (2009): Orthotic Management in Stroke. In: Stein J et al. (Hrsg.): <i>Stroke Recovery and Rehabilitation</i> 2009. New York: Demos, 515-530.	6, 8, 15, 24, 28
[Goe]	Götz-Neumann K (2011): Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie, 2. Auflage. Stuttgart: Thieme.	5, 11, 15, 24, 28, 32, 36
[Hes]	Hesse S, Enzinger C et al. (2012): Technische Hilfsmittel. In: Diener HC et al. (Hrsg.): <i>Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie</i> , 5. Auflage. Stuttgart: Thieme, 1150-1160.	2, 5
[Hor]	Horst R (2005): Motorisches Strategietraining und PNF. Stuttgart: Thieme.	5, 8, 11, 15, 39

Abk.	Quelle	Seite
[Kob]	Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait & Posture</i> 37(3): 457–459.	13, 39
[Mac]	MacKay J, Mensah GA et al. (2004): Global burden of stroke. In: World Health Organization (Hrsg.): <i>The Atlas of Heart Disease and Stroke</i> . Brighton: Myriad Editions, 50–51.	2
[Nol]	Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. <i>Clinical Biomechanics</i> 26(6): 655–660.	38, 41
[Owe]	Owen E (2010): The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics Especially When Using Ankle-Foot Orthoses. <i>Prosthetics and Orthotics International</i> 34(3): 254–269.	8, 15, 40
[Pan]	Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. <i>Disability and Rehabilitation</i> 27(1–2): 2–6.	60
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2. Auflage. Thorofare: Slack.	5, 11, 19, 24, 28, 32, 36
[Per2]	Perry J, Garrett M et al. (1995): Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. <i>Stroke</i> 26(6): 982–989.	19
[Rod]	Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. <i>European Journal of Neurology</i> 8(Suppl. 5): 98–108.	19
[Thi]	Thibaut A, Chatelle C et al. (2013): Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment. <i>Brain Injury</i> 27(10): 1093–1105.	4, 18



Orthesen- Konfigurator

PR0224-DE-03/2018

FIOR & GENTZ

Gesellschaft für Entwicklung und Vertrieb von orthopädietechnischen Systemen mbH

Dorette-von-Stern-Straße 5
21337 Lüneburg (Deutschland)

☎ +49 4131 24445-0
📠 +49 4131 24445-57

✉ info@fior-gentz.de
🏠 www.fior-gentz.de