

Apoplexie-Handbuch

Ein Konzept zur orthetischen Versorgung der unteren Extremität nach einem Schlaganfall

4. Auflage



Einleitung

Jährlich erleiden nach Angaben der WHO weltweit rund 15 Millionen Menschen einen Schlaganfall. Ein Drittel ist nach dem Schlaganfall beeinträchtigt [Mac, S. 50]. In Deutschland liegt die Zahl der beeinträchtigten Menschen pro Jahr bei ca. 196.000 [Did, S. 592]. Häufig sind Gehirnnareale 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 Potenzial. Hier ergeben sich mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk neue Möglichkeiten, sodass viele bisher verwendete, unzureichende Orthesenkonzepte überdacht werden können.

Unser Anliegen ist es, dem Stehen als ersten Schritt der Schlaganfalltherapie eine größere Aufmerksamkeit zu schenken. Hierbei können Orthesen eine wichtige Hilfe für ein eigenständiges Üben sein. Um bei der orthetischen Versorgung von Schlaganfallpatienten die Kommunikation zwischen Ärzten, Physiotherapeuten, Orthopädietechnikern und Biomechanikern zu erleichtern, ist das vorliegende Apoplexie-Handbuch entstanden. Außerdem sollen Partner oder betreuende Personen der Patienten und natürlich die Patienten selbst in die Kommunikation zur Entscheidung für die optimale Orthese mit einbezogen werden.

Als wichtige Basis für das vorliegende Versorgungskonzept wurde in Zusammenarbeit mit der Physiotherapeutin Renata Horst die N.A.P.® Gait Classification entwickelt. Mit dieser Klassifikation lässt sich das pathologische Gangbild auf einfache Weise bestimmen. Unser besonderer Dank gilt Beate Hesse, die sich als Schlaganfallpatientin für Testversorgungen und Beispiel-aufnahmen 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 dieses Handbuches kontinuierlich zu verbessern.

Ihr FIOR & GENTZ Team

Inhaltsverzeichnis

Das Therapieziel	
Was ist Apoplexie?	4
Apoplexie-Therapie im interdisziplinären Team	6
Stehtraining	6
Gehtraining	8
Konventionelle Orthesen	10
Nachteile konventioneller Orthesen	12
Anforderungen an eine Orthese	12
Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk	14
Funktionsvorteile einer AFO mit NEURO SWING	18
Vorkomprimierte Federeinheiten	18
Nicht vorkomprimierte Federn	19
Vorschlag für eine frühe Versorgung mit einer AFO	28
Erste Mobilisierung mit einer AFO	30
Stehübung mit einer AFO	30
Gehübung mit einer AFO	31
Klassifikationen von Schlaganfallpatienten	32
Die N.A.P.® Gait Classification	34
Versorgungsvorschläge	
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1a	36
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1b	40
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2a	44
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b	48
Beeinflussung des Gangbildes durch Einstellung der Federkraft	52
Physiotherapeutische Übungen nach N.A.P.®	56
Studien zum NEURO SWING Systemknöchelgelenk	64
Glossar	
ab Seite	66
Literaturhinweise	
ab Seite	76

Was ist Apoplexie?

Eine Apoplexie (Schlaganfall) ist eine plötzliche Minderdurchblutung im Gehirn, die auf vaskuläre Ursachen zurückzuführen ist. Ein Schlaganfall kann zum Tod führen oder mit Folgebeschwerden einhergehen, die länger als 24 Stunden andauern. Je schneller er erkannt und behandelt wird, desto besser ist die Chance, langfristige Schäden zu vermeiden. Hauptsächlich werden ca. 80 % aller Schlaganfälle durch eine akute Durchblutungsstörung (ischämischer Schlaganfall) und ca. 15 % durch eine Hirnblutung (hämorrhagischer Schlaganfall) ausgelöst [Did, S. 592]. Eine anhaltende Unterversorgung bestimmter Bereiche im Gehirn bewirkt Störungen verschiedener Körperfunktionen.

Bewegungseinschränkungen

Die Unterversorgung kann sich auf Bereiche im Gehirn auswirken, die die Motorik des Bewegungsapparates steuern. Dadurch werden die mit diesen Nervenzellen verbundenen Muskeln zu früh, zu spät oder überhaupt nicht innerviert. Infolgedessen ist die muskuläre Stabilisierung von Knie- und Knöchelgelenk beeinträchtigt.

Kompensationsmechanismen

Durch die Funktionsstörungen verändert sich die biomechanische Situation des Bewegungsapparates, was zur Instabilität im Knöchel- und/oder Kniegelenk beim Stehen und Gehen führt. Der Patient versucht, diese Instabilität durch andere Körperfunktionen auszugleichen. Diese bewusst oder unbewusst durchgeführten Kompensationsmechanismen schädigen allerdings das muskuloskelettale System.

Spastische Paresen

Ist nach einem Schlaganfall die Pyramidenbahn des ersten Motoneurons geschädigt, können die Bewegungseinschränkungen und Kompensationsmechanismen durch spastische Paresen begleitet werden. Bei einer hinzukommenden Schädigung der extrapyramidalen Nervenbahnen ist die Regulierung der Eigenreflexe der betroffenen Muskeln gestört. Dadurch ist der Muskeltonus erhöht [Thi, S. 1102]. Spastische Paresen können durch wahrgenommene Unsicherheiten entstehen oder verstärkt werden.



Apoplexie-Therapie im interdisziplinären Team

Nach einem Schlaganfall ist eine schnelle Hilfsmittelversorgung wichtig [Hes, S. 1105]. Um die Motorik bestmöglich wiederherzustellen und Folgeerscheinungen durch die Funktionsstörungen zu vermeiden, müssen Arzt, Physiotherapeut, Ergotherapeut sowie Orthopädietechniker und Biomechaniker ein gemeinsames Therapiekonzept verfolgen. Einer der ersten Schritte sollte der frühzeitige Beginn der Physiotherapie sein [Die, S. 34].

Stehtraining

Vor dem Gehen kommt das Stehen. Auch wenn das ruhige Stehen als eine simple motorische Aufgabe wahrgenommen wird, sind dabei dieselben Muskelgruppen wie beim Gehen beteiligt. Viele kleine Bewegungen halten den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche und erzeugen dadurch ein stabiles dynamisches Gleichgewicht. Diese kleinen Bewegungen zeigen sich als minimale Schwankungen des Oberkörpers, dem sogenannten *postural sway*. Eine Studie belegt, dass ein frühes und intensives Stehtraining die Zeit zur Wiedererlangung des unabhängigen Gehens verkürzen kann [Cum, S. 157].

Dynamische Orthesen sind eine wertvolle Unterstützung für ein sicheres Stehen nach einem Schlaganfall und können das Auftreten von spastischen Paresen verhindern oder verringern. Auch wenn dem Patienten das Anlegen der Orthese selber nicht möglich ist, sollte das Stehtraining bereits in der Akutphase beginnen. Dafür muss die Orthese so häufig wie möglich getragen werden. So kann das unterstützte Stehen auch unabhängig von Therapiestunden bereits in der Frührehabilitation am Patientenbett eigenständig oder mit einer Hilfsperson trainiert werden. Dieses frühe Stehtraining bietet folgende Vorteile:

- Die Wiedererlangung des Gleichgewichtsgefühles wird gefördert.
- Die Aufrichtung (Vertikalisierung) hat eine Vielzahl positiver Auswirkungen auf den menschlichen Organismus [Kne, S. 603].
- Die kontrollierte Belastung der Muskeln kann die Zeit zur Wiedererlangung des unabhängigen Gehens verkürzen [Cum, S. 157].
- Das Stehen in der Akutphase kann die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse herstellen.

Außerdem unterstützt das Stehtraining in dieser frühen Phase der Rehabilitation die Spitzfußprophylaxe, da die Muskeln gedehnt und dynamisch belastet werden. Die Orthese verhindert zudem, dass der Fuß beim Liegen im Bett in einer permanenten Spitzfußhaltung verharrt.



Gehtraining

Das Ziel einer modernen Physiotherapie ist es, beim Gehtraining die defizitären Muskelgruppen so zu behandeln, dass die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt werden [Hor, S. 5-26]. Abhängig von dem gewählten therapeutischen Ansatz wird dieses Ziel auf unterschiedliche Weise erreicht. So stellt beispielsweise beim N.A.P.®-Konzept der Therapeut die richtige biomechanische Situation beim Patienten her. Die Übungen werden dabei in zielgerichtete Bewegungen integriert.

Die Kombination aus Physiotherapie und einer dynamischen Orthese kann eine Annäherung an das physiologische Gangbild unterstützen und spastische Paresen beim Gehen verringern. Dabei ist eine vergleichsweise frühe Versorgung mit einer Orthese für die Eigenständigkeit und Sicherheit des Patienten förderlich [Nik, S. 1623]. Bei der Verbesserung des Gangbildes 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.].

Einteilung des physiologischen Gangbilds in einzelne Phasen nach Jacquelin Perry

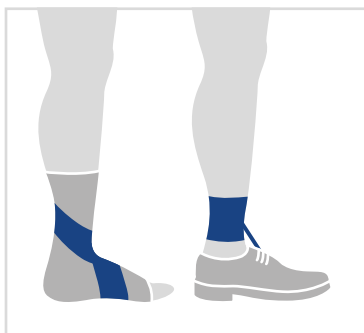
Englische Bezeichnung (Abkürzung)									
<i>initial contact (IC)</i>	<i>loading response (LR)</i>	<i>early mid stance (MSt)</i>	<i>mid stance (MSt)</i>	<i>late mid stance (MSt)</i>	<i>terminal stance (TSt)</i>	<i>pre swing (PSw)</i>	<i>initial swing (ISw)</i>	<i>mid swing (MSw)</i>	<i>terminal swing (TSw)</i>
Deutsche Bezeichnung									
Anfangs-kontakt	Belastungs-übernahme	mittlere Standphase (frühe Phase)	mittlere Standphase	mittlere Standphase (späte Phase)	Stand-phasenende	Schwung-phasen-vorbereitung	Schwung-phasenbeginn	mittlere Schwungphase	Schwung-phasenende
Anteil am Doppelschritt									
0 %	0–12 %	12–31 %			31–50 %	50–62 %	62–75 %	75–87 %	87–100 %
Hüftwinkel									
20° Flexion	20° Flexion	10° Flexion	Neutral-Null	5° Extension	20° Extension	10° Extension	15° Flexion	25° Flexion	20° Flexion
Kniewinkel									
0–3° Flexion	15° Flexion	12° Flexion	8° Flexion	5° Flexion	0–5° Flexion	40° Flexion	60° Flexion	25° Flexion	0–2° Extension
Knöchelwinkel									
Neutral-Null	5° Plantarflex.	Neutral-Null	5° Dorsalext.	8° Dorsalext.	10° Dorsalext.	15° Plantarflex.	5° Plantarflex.	Neutral-Null	Neutral-Null

Die orthopädietechnische Versorgung von Schlaganfallpatienten richtet sich nach der Schwere und Ausprägung des Krankheitsbildes sowie den Zielen von Arzt und Patient. 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 können diese Versorgungen mit Gehstützen und Rollatoren ergänzt werden.

Zur Unterstützung der Physiotherapie sind wirkungsvolle Orthesen unerlässlich. In einigen Fällen muss die Orthese durch orthopädisches Schuhwerk oder Schuhzurichtungen ergänzt werden [Fat, S. 523]. Auf dieser Seite sind die bekanntesten der heutzutage verwendeten Orthesen für Schlaganfallpatienten zusammengefasst, die aufgrund neuer Entwicklungen in der Orthopädiertechnik allerdings kritisch betrachtet werden sollten.

Bandagen

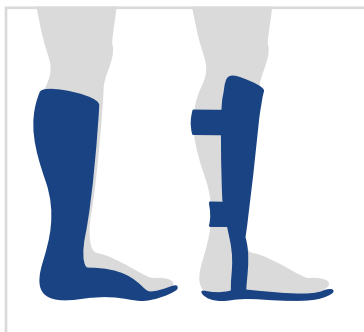
Die einfachste Art, Schlaganfallpatienten zu versorgen, sind knöchelübergreifende, fußhebende Bandagen. Mithilfe von elastischen Zügen und Klettverschlüssen stabilisieren solche Bandagen das anatomische Knöchelgelenk, um den Fuß in der Schwungphase in einer neutralen Position zu halten. Im Vergleich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



Bandagen

Starre Orthesen

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].



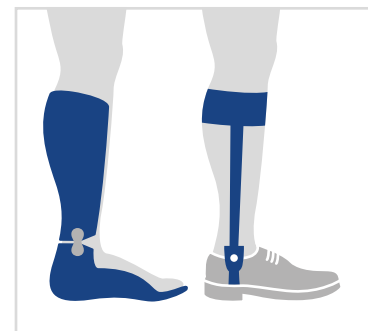
SAFO

FRAFO

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

Orthesen mit Knöchelgelenk

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].



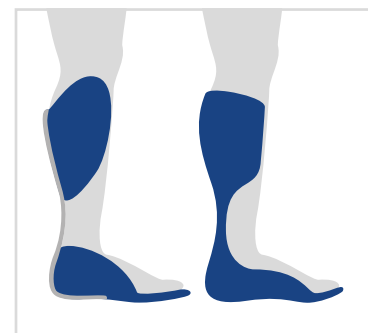
Hinged AFO

Valenser Schiene

Eine in den Schuh eingebaute Valenser Schiene verfügt ebenfalls über einen definierten Drehpunkt und eine definierte Bewegungsfreiheit. Allerdings sind die Schienen in der Regel mit einfachen Gelenken mit Druckfeder ausgestattet, die nur eine geringe rückfedernde Wirkung haben.

Orthesen mit rückwärtiger Blattfeder

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



Posterior-leaf-spring AFO

Konventionelle Orthesen

Nachteile konventioneller Orthesen

Jede der aufgeführten Orthesen bringt nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile mit sich. Das bedeutet, dass jede Versorgung mit einer konventionellen Orthese zu einem Therapieerfolg führen, diesen aber auch negativ beeinflussen kann. Hauptsächlich wirken sich zwei Eigenschaften nachteilig auf den Therapieerfolg aus:

1. Fehlende Einstellmöglichkeiten

Abhängig vom pathologischen Gangbild des Patienten, den Anforderungen des Arztes und dem Ziel der Physiotherapie muss der Orthopädietechniker die Orthese so aufbauen, dass sie die gewünschte Hebelwirkung erzielt [Fat, S. 516; Owe, S. 262]. Allerdings war der Bau einer wirkungsvollen Orthese bisher aufgrund mangelnder Einstellmöglichkeiten nicht möglich. Eine optimale Anpassung an das pathologische Gangbild des Patienten ist bei den genannten Orthesen daher nur eingeschränkt durchführbar.

2. Eingeschränkte Plantarflexion

Nahezu jede der aufgeführten Bauweisen schränkt die physiologische Plantarflexion ein. So kann kein idealer Kompromiss aus Fußheberwirkung und Fersenkipphebelfunktion gefunden werden. Eine qualifizierte Physiotherapie nutzt den sehr wichtigen Fersenkipphebel. So werden die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt [Hor, S. 5-26] und einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt.

Anforderungen an eine Orthese

Von einem modernen Orthesenkonzept wird erwartet, dass es sich optimal an die Bedürfnisse des Patienten und den Therapieverlauf anpassen lässt. Außerdem sollte es sowohl beim Stehen als auch beim Gehen eine dynamische Stabilität ermöglichen. Nur so kann das übergeordnete Ziel mithilfe einer Orthese realisiert werden: ein physiologisches Gangbild.

Daher sollten alle Orthesen für Schlaganfallpatienten mit einem einstellbaren Knöchelgelenk gebaut werden. Eine Einstellbarkeit des Orthesenaufbaues ist zwingend erforderlich, da die Stellung des Fußes bei der Herstellung des Gipsmodells meist nicht der notwendigen Stellung bei Belastung mit Orthese entspricht. Mit einer einstellbaren Bewegungsfreiheit und einer veränderbaren Federkraft kann der Orthopädietechniker ohne größeren Aufwand auf Veränderungen des Gangbildes reagieren, die sich während des Therapieverlaufes ergeben können.

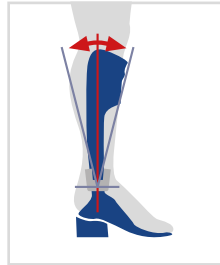
Genau dafür wurde das einstellbare NEURO SWING Systemknöchelgelenk entwickelt.



Um die Orthese optimal an die Anforderungen des Patienten anpassen zu können, verfügt das NEURO SWING Systemknöchelgelenk über zwei elementare Einstellmöglichkeiten, die unabhängig voneinander veränderbar sind und sich nicht gegenseitig beeinflussen:

1. Einstellbarer Aufbau

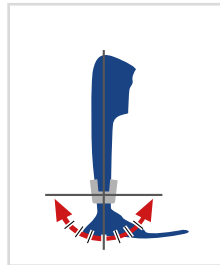
Dank des einstellbaren Aufbaus des NEURO SWING Systemknöchelgelenks kann die Orthese individuell an das pathologische Gangbild des Patienten angepasst werden. Sollte sich das Gangbild verändern, ist eine schnelle Reaktion mittels Einstellungswechsel und Tuning problemlos möglich.



einstellbarer Aufbau

2. Einstellbare Bewegungsfreiheit

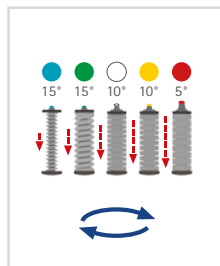
In den frühen Rehabilitationsphasen nach einer Operation kann es erforderlich sein, die Bewegungsfreiheit einer Orthese teilweise oder vollständig aufzuheben und erst im weiteren Therapieverlauf wieder freizugeben. Dank der Bewegungslimitierungsschraube, welche im NEURO SWING Systemknöchelgelenk integriert ist, kann die vordefinierte Bewegungsfreiheit in Plantarflexion und Dorsalextension komplett blockiert und stufenweise wieder freigegeben werden.



einstellbare Bewegungsfreiheit

3. Veränderbare Federkraft

Die Federkraft in Plantarflexion und Dorsalextension kann dank der austauschbaren, vorkomprimierten Federeinheiten individuell an die Bedürfnisse des Patienten angepasst werden. Insgesamt sind für das NEURO SWING Systemknöchelgelenk fünf verschiedene Federeinheiten verfügbar, deren Stärke von normal bis extra stark reicht und deren Bewegungsfreiheit 15° bis 5° umfasst.



veränderbare Federkraft

Es ist von großem Vorteil, ein Systemgelenk der NEURO SWING Gruppe zum Bau einer Orthese einzusetzen, da die im Systemgelenk verbauten vorkomprimierten Federeinheiten nicht nur eine gestörte Fußhebung ausgleichen, sondern zusätzlich den Vorfußhebel aktivieren. Die Federeinheiten sind stark genug, um dem Körpergewicht entgegenzuwirken. So wird der Körper in ein stabiles Gleichgewicht gebracht und die Unterstützungsfläche wiederhergestellt. Aufrechtes, gerades und dadurch sicheres Stehen wird ermöglicht. Das Gangbild verbessert sich deutlich und die Orthese sorgt für einen geringeren Energieverbrauch beim Gehen. Sichtbar wird dies dadurch, dass die Ferse beim Abrollen angehoben wird. Der notwendige Widerstand für beide Bewegungsrichtungen (Dorsalextension und Plantarflexion) kann über die austauschbaren Federeinheiten auf die individuelle Muskelschwäche beider Muskelgruppen unabhängig voneinander eingestellt werden.

Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk gibt es in vier Modellen in jeweils bis zu fünf Systembreiten. Um entsprechend der ermittelten Patientendaten die passende Systembreite auswählen zu können, nutzen Sie bitte den FIOR & GENTZ Orthesen-Konfigurator.



www.orthesen-konfigurator.de



NEURO SWING

Mit seinem einstellbaren Aufbau, der einstellbaren Bewegungsfreiheit und den austauschbaren, vorkomprimierten Federeinheiten ist das NEURO SWING das ideale Systemgelenk für eine flexible Versorgung. Ein weiteres Plus ist die Ausstattung mit plug + go Modularität, dank derer es mit wenigen Handgriffen auf ein anderes Systemgelenk der plug + go Reihe umgerüstet werden kann.



NEURO SWING 2



Beim NEURO SWING 2 sind der Aufbau, die Bewegungsfreiheit und die Federkraft ebenfalls einstellbar. Zusätzlich verfügt es über eine integrierte Stoßdämpfung und ist damit die erste Wahl für Menschen, die Wert auf eine geräuscharme Fortbewegung legen. Wie das NEURO SWING ist es Teil der plug + go Reihe und kann bei Bedarf umgerüstet werden.

NEURO SWING Carbon



Das NEURO SWING Carbon ist das wasserfeste NEURO SWING Modell. Mit seinem einstellbaren Aufbau und den austauschbaren, vorkomprimierten Federeinheiten bietet es dieselben Vorteile wie das NEURO SWING, ist jedoch dank des carbonfaserverstärkten Gelenkgehäuses auch im Nass- und Outdoorbereich einsetzbar. Die Bewegungsfreiheit ist beim NEURO SWING Carbon nicht einstellbar.

NEURO HiSWING

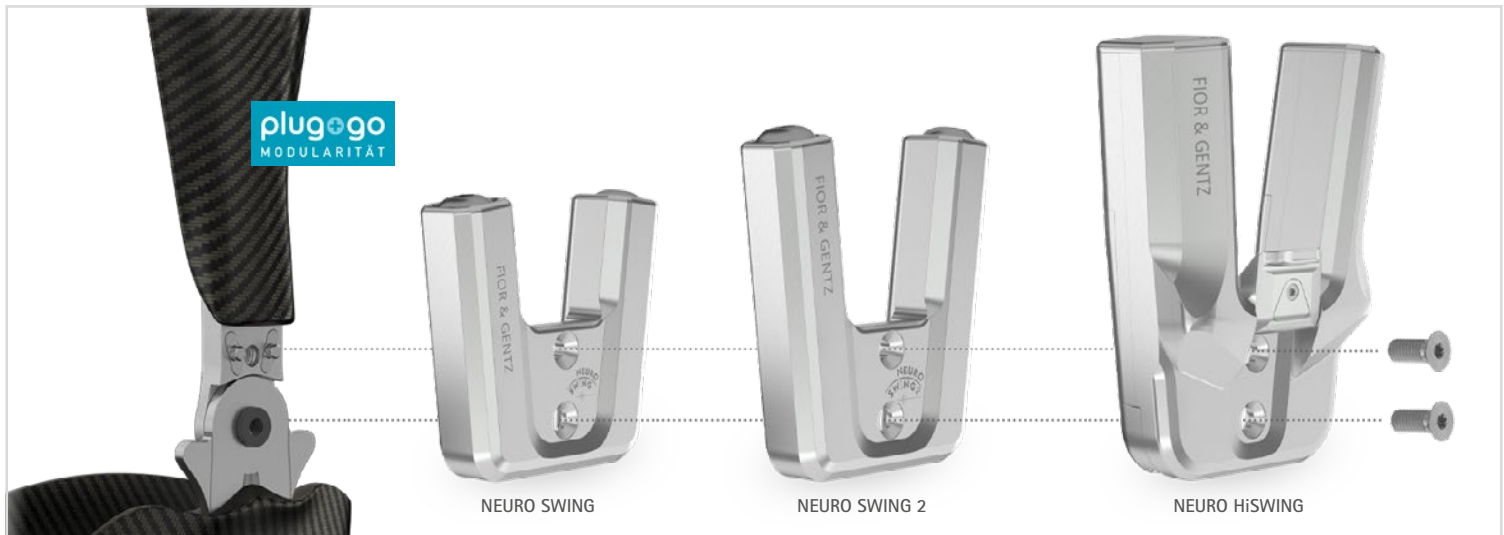


Mit dem NEURO HiSWING wurde das erste hydraulische Knöchelgelenk entwickelt. Der Knöchelgelenkwinkel lässt sich durch den hydraulischen Mechanismus vom Patienten selber verändern, wodurch ein kraftsparendes Treppensteigen und Wandern in hügeligem Gelände möglich ist. Die Orthese kann problemlos an unterschiedliche Absatzhöhen angepasst werden und bietet mehr Komfort beim Sitzen.

NEURO HiSWING R+



Das NEURO HiSWING R+ ist ein mikroprozessorgesteuertes Systemknöchelgelenk, das sich dank integrierter Hydraulikkomponente problemlos an das Gehen in hügeligem Gelände und auf Treppen anpassen lässt. Die Anpassung des Unterschenkel-Lot-Winkels durch den Patienten erfolgt per User App oder durch Gestensteuerung. Die einfache Ansteuerung und schnellen Reaktionen ermöglichen sicheres und möglichst natürliches Gehen auf unterschiedlichen Untergründen.

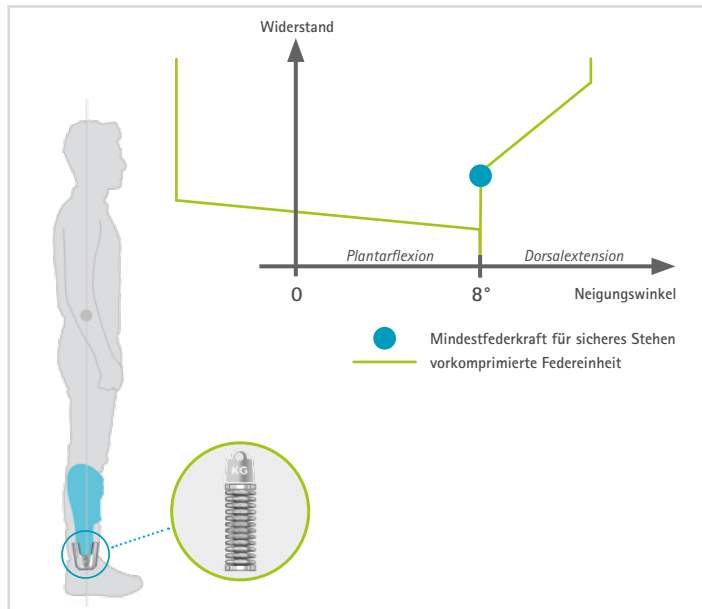


Vorkomprimierte Federeinheiten

Um den Körper bei einer Schwäche der Wadenmuskulatur (Plantarflexoren) in ein stabiles Gleichgewicht zu bringen, muss die Orthese den verloren gegangenen Vorfußhebel aktivieren. Vorkomprimierte Federeinheiten bieten den dafür notwendigen Widerstand, ohne dabei die Bewegungsfreiheit im Knöchelgelenk zu stark einzuschränken. Diese stellen je nach eingesetzter Federeinheit einen Grundwiderstand in der gewünschten Höhe zur Verfügung. Eine höhere Stufe stellt sich in Bewegung durch die Überwindung des Grundwiderstands ein. Unterschiedliche Grundwiderstände können durch die individuelle Kombination der vorkomprimierten Federeinheiten in den beiden Bewegungsrichtungen erzeugt werden.

Auswirkungen auf das Stehen

Eine AFO mit NEURO SWING Systemknöchelgelenk ersetzt dem Patienten die verloren gegangene Sicherheit und Balance. Dadurch ist ein aufrechtes und sicheres Stehen möglich. Da außer der Orthese keine weiteren Hilfsmittel wie Unterarmgehstützen oder Gehwagen benötigt werden, sind die Hände frei für alltägliche Arbeiten.

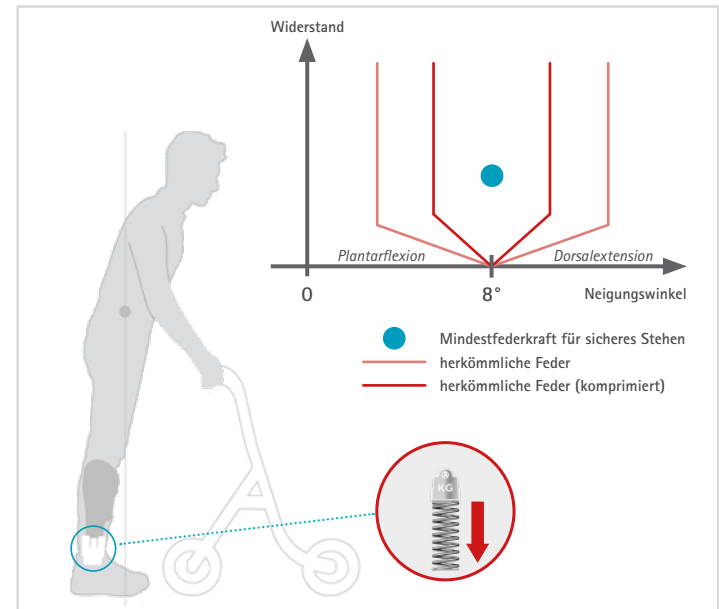


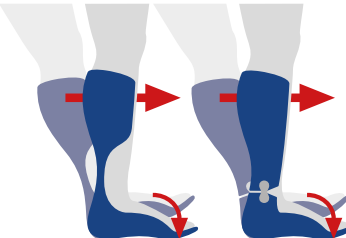
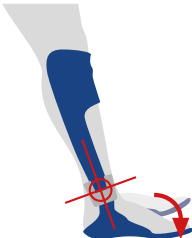
Nicht vorkomprimierte Federn

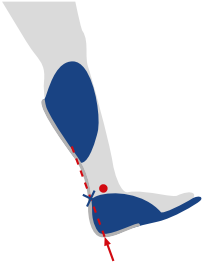
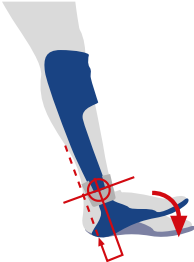
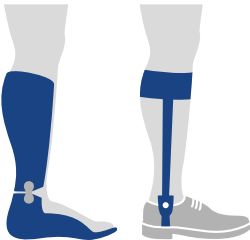
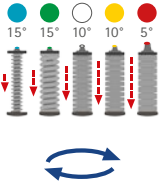
Gewöhnliche Federn konventioneller Knöchelgelenke sind nicht vorkomprimiert und bieten dadurch keinen Grundwiderstand. Bei einer Schwäche der Wadenmuskulatur (Plantarflexoren) ist somit keine Aktivierung des Vorfußhebels möglich. Üblicherweise werden derartige Federn wegen des zu geringen Widerstands nachträglich komprimiert, was nicht den Grundwiderstand, sondern nur den Widerstand gegen die Knöchelbewegung (Federkonstante) erhöht. Gleichzeitig verringert sich der zur Verfügung stehende Bewegungsumfang. Die maximale Komprimierung der Feder wird dadurch eher erreicht. Außerdem ist der Widerstand gegen die Knöchelbewegung in beiden Bewegungsrichtungen gleich, obwohl für ein physiologisches Gehen unterschiedliche Widerstände erforderlich sind. Die gleiche Problematik liegt auch bei allen gelenklosen Orthesen vor. Auch diese sind nicht vorkomprimiert und bieten im optimalen Aufbau keinen Grundwiderstand.

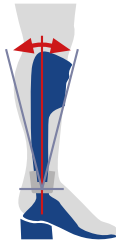
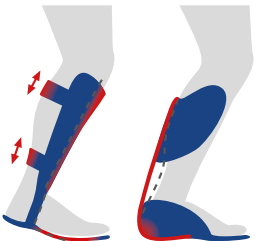
Auswirkungen auf das Stehen

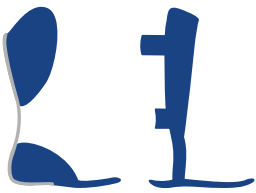
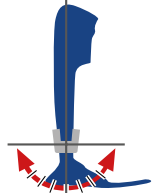
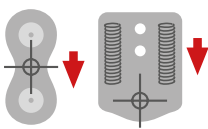
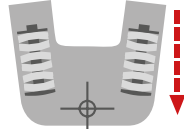
Eine AFO mit konventionellen Knöchelgelenken sowie alle gelenklosen Orthesen ersetzen dem Patienten nicht die verloren gegangene Sicherheit und Balance. Dadurch ist ein aufrechtes und sicheres Stehen nicht möglich. Die Nutzung von Hilfsmitteln wie Unterarmgehstützen oder Gehwagen ist erforderlich und die Hände werden zum Abstützen gebraucht.



Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 geringe fußhebende Wirkung	 hohe fußhebende Wirkung	Fußhebende Wirkung AFOs halten den Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Dadurch wird in der Schwungphase ein stolperfreies Durchschwingen des betroffenen Beines und beim <i>initial contact</i> 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. Alle Federeinheiten vom NEURO SWING Systemknöchelgelenk sind stark genug, um den Fuß in der eingestellten Position zu halten und somit ein stolperfreies Durchschwingen des betroffenen Beines sowie den <i>initial contact</i> mit der Ferse zu ermöglichen.
 Fußhebung durch blockierte passive Plantarflexion	 passive Plantarflexion möglich	Passive Plantarflexion Durch die blockierte passive Plantarflexion wird der Fuß in der Schwungphase wirkungsvoll angehoben. Jedoch kommt es dadurch zu einer erhöhten Knieflexion, was den M. quadriceps sehr stark beansprucht (vergleichbar mit dem Gehen in 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 passive Plantarflexion, um insuffiziente Muskelgruppen zu therapieren. Hierbei 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 [Goe, S. 98ff.].

Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 keine Fersenkipphebelfunktion	 Fersenkipphebelfunktion	Fersenkipphebelfunktion Durch den anatomischen Drehpunkt liegt am Rückfuß ein Hebelarm vor, der vom Fersenauftrittspunkt durch das Fersenbein zum Knöchel verläuft. Beim <i>initial contact</i> löst das Körpergewicht über diesen Hebel ein passives Absinken des Fußes aus, das durch die exzentrische Arbeit des M. tibialis anterior kontrolliert wird. Andere Orthesen wie 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 austauschbare hintere Federeinheit unterstützt.
 keine veränderbare Federkraft	 veränderbare Federkraft	Veränderbare Federkraft Die Federkraft kann sowohl in Plantarflexion als auch in Dorsalextension ohne großen Aufwand durch unterschiedlich starke Federeinheiten individuell an das pathologische Gangbild des Patienten angepasst werden. Durch Modifikation der Federkraft kann die Kniestellung von <i>initial contact</i> bis <i>mid stance</i> stark beeinflusst werden [Kob, S. 458]. Bei AFOs ohne Knöchelgelenk ist die Federkraft nur eingeschränkt veränderbar.

Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 Kein einstellbarer Aufbau	 Einstellbarer Aufbau	Einstellbarer Aufbau Da die Orthese immer so aufgebaut sein muss, dass sie die gewünschte Hebelwirkung erzielt [Fat, S. 516], ist der Einbau eines einstellbaren Knöchelgelenkes erforderlich. Nur so kann die Orthese genau an das pathologische Gangbild des Schlaganfallpatienten angepasst und flexibel auf Veränderungen 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].
 Kein definierter Drehpunkt	 Definierter Drehpunkt	Definierter Drehpunkt 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 hergestellt [Hor, S. 5-26] und zum anderen einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt werden [Goe, S. 98ff.].

Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 Keine einstellbare Bewegungsfreiheit	 Einstellbare Bewegungsfreiheit	Einstellbare Bewegungsfreiheit 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.
 Geringe Federkraft	 Hohe Federkraft	Federkraft Das pathologische Gangbild einiger Schlaganfallpatienten erfordert sehr hohe Federkräfte. Mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk werden diese Federkräfte durch Tellerfedern erreicht, die zu kompakten Federeinheiten geschichtet werden. Die Federeinheiten werden vorgespannt und speichern die durch das Körpergewicht eingeleitete 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 gegensätzlich angeordneten Federeinheiten positiv beeinflusst, was zur Verbesserung der Gang- und Standsicherheit führt.

Leider wird in der Akutphase eines Schlaganfalles noch immer viel zu häufig von einer orthetischen Versorgung abgesehen, da sich die benötigte Unterstützung für ein sicheres Stehen und Gehen nur schwer einschätzen lässt. Besonders wichtig ist eine Orthese in dieser Phase bei der vertikalen Mobilisierung als Grundlage für ein anschließendes Gehtraining.



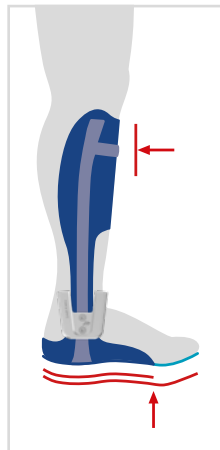
Dabei ist eine vergleichsweise frühe Versorgung mit einer Orthese für die Eigenständigkeit und Sicherheit des Patienten sehr förderlich [Nik, S. 1623]. Eine Orthese mit vorderer Schale und einem dynamischen NEURO SWING Systemknöchelgelenk aktiviert den Vorfußhebel. Der Patient bringt über die vordere Schale sein Körpergewicht in die Orthese ein, wodurch der Körperschwerpunkt vor dem Knöchelgelenkdrehpunkt liegt. Dadurch wird die Unterstützungsfläche aktiviert und der Patient erlangt Sicherheit beim Stehen.

Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten

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



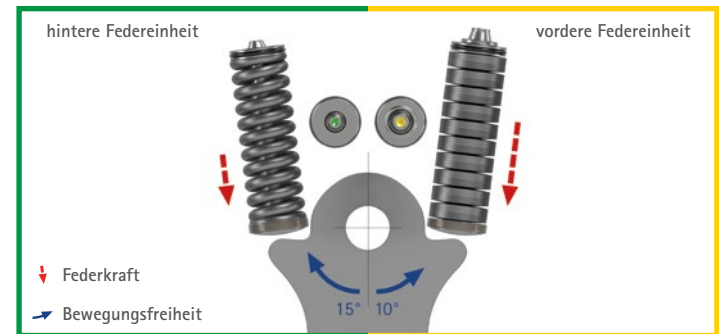
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten sind auf den Seiten 52–55 beschrieben. Sollten die kniestickehenden Muskelgruppen neurologisch 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.



Dieser Versorgungsvorschlag ist neben der schnellen orthetischen Versorgung von Patienten in der akuten/subakuten Phase ebenfalls für Patienten geeignet,

- die nicht gehfähig sind (z. B. in der chronischen Phase),
- bei denen der Muskelstatus nicht erhoben werden kann,
- bei denen der Gangtyp nicht eindeutig festgestellt werden kann,
- bei denen sich kein klarer Gangtyp zeigt (z. B. bei geringfügig betroffenen Patienten).

Durch die austauschbaren Federeinheiten kann die Orthese an Veränderungen im pathologischen Gangbild angepasst werden.

Häufig geht durch den Schlaganfall die Ansteuerung der für das Stehen und Gehen relevanten Muskulatur verloren. Ein wesentlicher Bestandteil der Physiotherapie ist dementsprechend darauf ausgerichtet, die defizitären Muskelgruppen so zu trainieren, dass neue cerebrale Verknüpfungen durch motorische Impulse entstehen [Hor, S. 5-26]. Ein frühes und intensives Stehtraining kann die Zeit zur Wiedererlangung des unabhängigen Gehens verkürzen [Cum, S. 157]. Leider wird oftmals erst in der Reha mit dem Steh- und Gehtraining begonnen. Mit einer frühen orthetischen Versorgung erzielt der Patient Sicherheit beim Stehen und kann bereits auf der Stroke Unit mit der vertikalen Mobilisierung starten. Die unten aufgeführten Übungen beschreiben Möglichkeiten, mit denen der Patient mithilfe einer AFO sowie einer Hilfsperson langsam wieder auf die Beine kommt.

Stehübung mit einer AFO

Mit einer Orthese kann das Stehen schon in der akuten/subakuten Phase am Patientenbett geübt werden. Eine Hilfsperson unterstützt beim Anlegen der Orthese sowie beim Aufstehen aus dem Bett.

Der Patient hält sich am Fußende fest und richtet sich gerade auf, während er von der Hilfsperson gesichert wird (Abb. 1 und 2). In dieser Position kann er beispielsweise versuchen, sein Körpergewicht abwechselnd auf das linke und das rechte Bein zu verlagern.



Abb. 1



Abb. 2

Gehübung mit einer AFO

Beim Gehen wird das Körpergewicht in der Standphase von einem Bein getragen. Die dynamische AFO unterstützt dabei, indem sie das Knöchel- und Kniegelenk stabilisiert, ohne die Bewegungsfreiheit der anatomischen Gelenke zu stark einzuschränken. Zur Einleitung der Schwungphase leistet die Orthese allerdings nur einen geringen Beitrag. Daher muss der Patient die Abstoßaktivität des betroffenen Beines bewusst trainieren.

Der Patient stabilisiert sich auf seinem betroffenen Bein, während ihn die Hilfsperson stützt (Abb. 3). Der Patient lehnt sich gegen die Hilfsperson und bewegt dabei sein Schwungbein nach vorne (Abb. 4 und 5). Mit dieser Übung trainiert er die Abstoßaktivität des betroffenen Beines. Die AFO unterstützt den Patienten durch den dynamischen Dorsalanschlag.



Abb. 3



Abb. 4



Abb. 5

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. 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. Dabei wurden 147 Patienten in alltagsbezogenen Situationen untersucht und in sechs funktionelle Gangtypen unterteilt [Per2, S. 982ff.]. Im Jahr 2001 haben Rodda und Graham u. a. 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 des physiologischen Gangbildes in *mid stance* finden Sie auf den Seiten 8 und 9.

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.

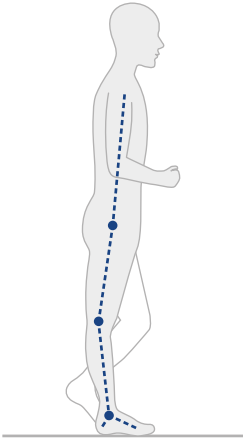
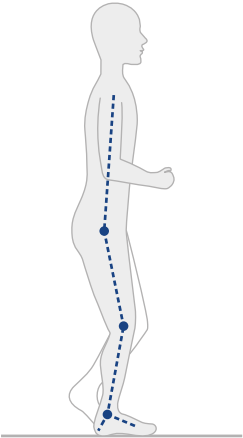
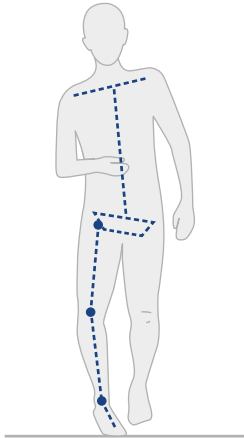
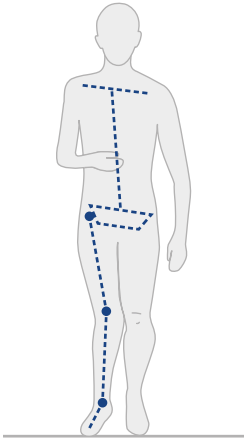
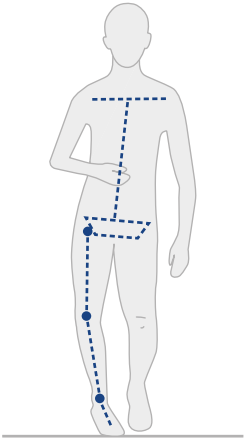
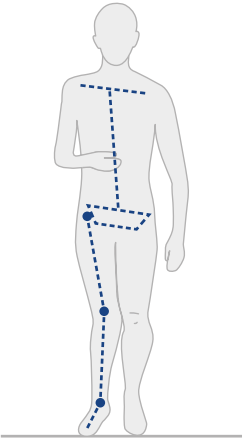


N.A.P.® = Abkürzung für Neuroorthopädische Aktivitätsabhängige Plastizität®. Dabei handelt es sich um ein von der Physiotherapeutin Renata Horst im Jahre 1999 aus der PNF und der manuellen Therapie entwickeltes Therapiekonzept. N.A.P.® basiert auf der Idee, Bewegungen innerhalb einer sinnvollen Handlung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

Es findet eine Einteilung in vier grundlegende Gangtypen statt. In *mid stance* liegt in Sagittalebene eine Abweichung des Knies in Hyperextension oder Hyperflexion vor. Das Becken ist meist nach vorne gekippt.

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

Gangtypen nach der N.A.P.® Gait Classification

Knie	Hyperextension		Hyperflexion	
sagittal				
frontal				
Fuß	Inversion	Eversion	Inversion	Eversion
Gangtyp	Typ 1a	Typ 1b	Typ 2a	Typ 2b

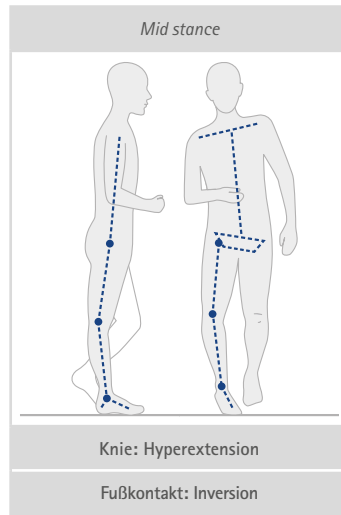
N.A.P.® ist eine eingetragene Marke von Renata Horst.

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 Kniegelenk wird überstreckt und das Becken kippt leicht nach vorne. Der Oberkörper weicht zur Standbeinseite ab und die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.



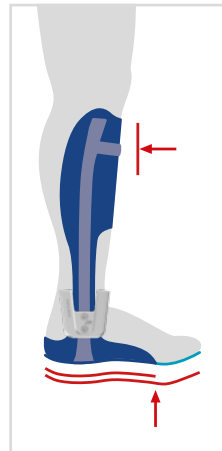
Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum eine vordere Schale? Lesen Sie dazu die Infobox auf Seite 39.

Zu verwendende Federeinheiten

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



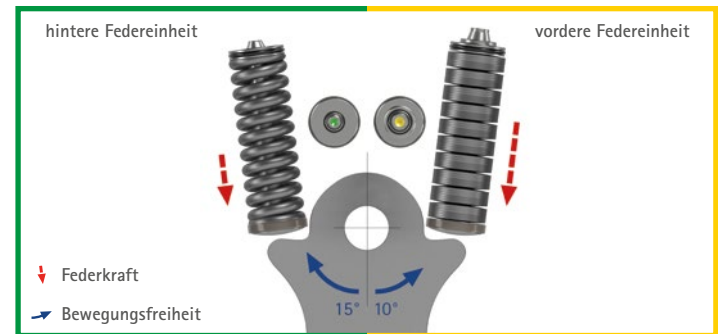
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten sind auf den Seiten 52–55 beschrieben. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch 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)
- lateral: 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt zu einer sehr starken Beanspruchung des M. quadriceps (vergleichbar mit dem Gehen in 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 einer vorderen Schale eine Überstreckung des Knies verstärkt werden.

Wirkungsweise der Orthese

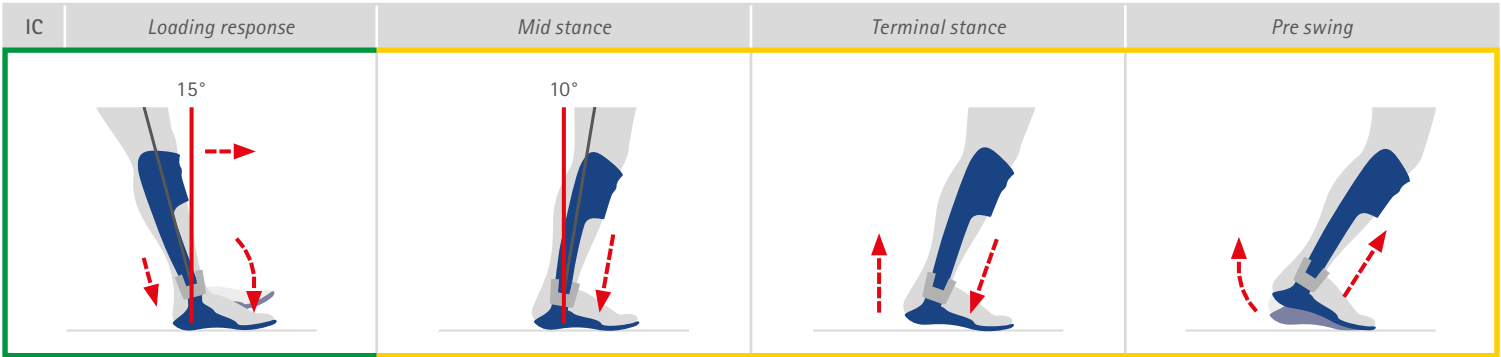
- *Initial contact* und *loading response*: Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dadurch berührt der Fuß beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zuerst. Die damit ermöglichte physiologische Plantarflexion 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel einzuleiten. Eine Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 52 und 53.

- *Mid stance*: Die vordere Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird ab *late mid stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt.
- *Terminal stance*: Durch die sehr starke vordere Federeinheit kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden.
- *Pre swing*: Die vordere Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt und den Fuß in Neutral-Null-Stellung bringt.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die hintere 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.



Warum eine vordere Schale?

Eine Orthese mit hoher vorderer Schale kann erst durch die hohen Federkräfte der verwendeten Federeinheiten gebaut werden. Durch die vordere Schale wird der Reflex des Patienten, sich abzustützen, dahingehend verändert, dass er sein Körpergewicht über das Schienbein in die Schale drückt und auch so Sicherheit im Stand erlangt. So wird der stetigen Überstreckung des Kniegelenkes und dem Entstehen von Kontrakturen im anatomischen Knöchelgelenk vorgebeugt.

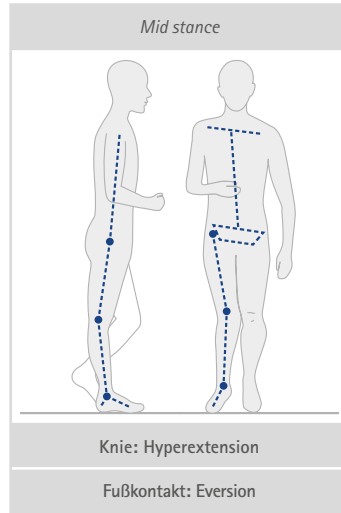


Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1b

Pathologisches Gangbild

Eversionstyp mit Hyperextension

In *mid stance* fällt das mediale Fußgewölbe nach innen ab, da die intrinsische Fußmuskulatur und der M. tibialis posterior zu schwach sind. Das Kniegelenk wird überstreckt und das Becken kippt leicht 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.



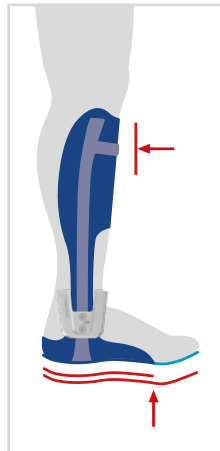
Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum eine vordere Schale? Lesen Sie dazu die Infobox auf Seite 43.

Zu verwendende Federeinheiten

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



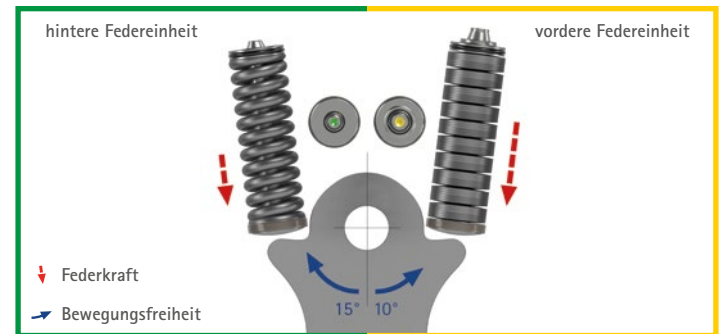
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten sind auf den Seiten 52-55 beschrieben. Sollten die kniestickehenden Muskelgruppen neurologisch 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.

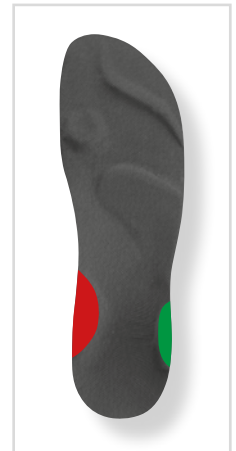
Alle drei Einstellungen sind unabhängig voneinander veränderbar und beeinflussen sich nicht gegenseitig.



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)
- lateral: 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt zu einer sehr starken Beanspruchung des M. quadriceps (vergleichbar mit dem Gehen in 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 einer vorderen Schale eine Überstreckung des Knies verstärkt werden.

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response*: Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten. Dadurch berührt der Fuß beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zuerst. 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel einzuleiten. Eine Übersicht über die Einstellungen zur Beeinflussung des Gangbildes durch Austausch der Federeinheiten finden Sie auf den Seiten 52 und 53.

- *Mid stance*: Die vordere Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk wird ab *late mid stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt.
- *Terminal stance*: Durch die sehr starke vordere Federeinheit kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden.
- *Pre swing*: Die vordere Federeinheit gibt die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt und den Fuß in Neutral-Null-Stellung bringt.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die hintere 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.



Warum eine vordere Schale?

Eine Orthese mit hoher vorderer Schale kann erst durch die hohen Federkräfte der verwendeten Federeinheiten gebaut werden. Durch die vordere Schale wird der Reflex des Patienten, sich abzustützen, dahingehend verändert, dass er sein Körpergewicht über das Schienbein in die Schale drückt und auch so Sicherheit im Stand erlangt. So wird der stetigen Überstreckung des Kniegelenkes und dem Entstehen von Kontrakturen im anatomischen Knöchelgelenk vorgebeugt.

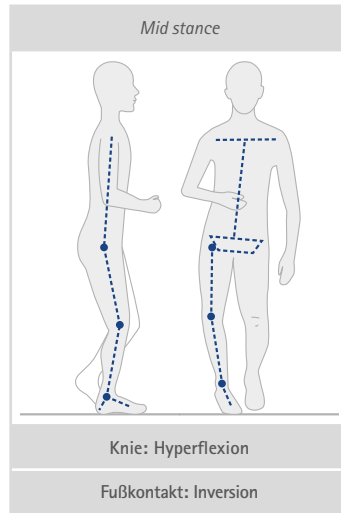
IC	Loading response	Mid stance	Terminal stance	Pre swing

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 Kniegelenk wird in Hyperflexion stabilisiert und das Becken kippt leicht nach vorne. Der Oberkörper ist zur Spielbeinseite geneigt und die Armmuskulatur wird angespannt, um Stabilität zu gewährleisten.

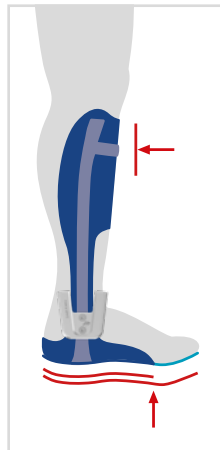


Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten

- hinten: blaue Markierung (normale Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



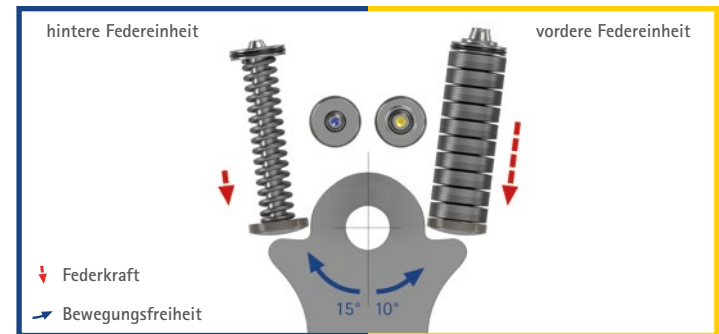
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten sind auf den Seiten 52-55 beschrieben. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch 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)
- lateral: tonisiert die Mm. peronei und verhindert so die Inversion des Rückfußes (rot)



Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2a

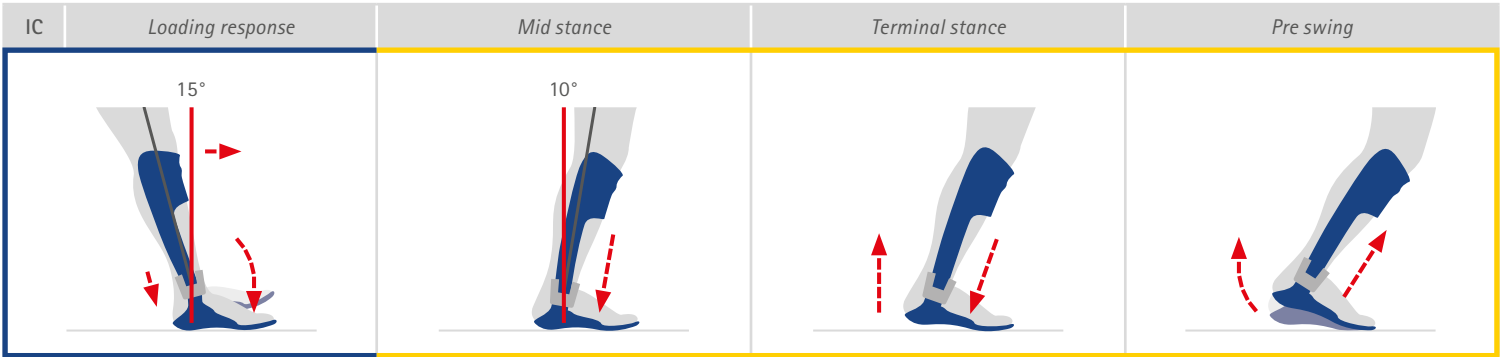
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher häufig mit sogenannten FRAFOs versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Die vordere 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (vergleichbar mit dem Gehen in einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response*: Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine physiologische Plantarflexion. Der Fuß wird kontrolliert gegen die normale Federkraft der hinteren Federeinheit abgesenkt und die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zugelassen. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet.

- *Mid stance*: Durch die sehr starke vordere Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen, teilflexiblen Fußteil sowie der vorderen Schale ein kniestreckendes Moment, das den Schlaganfallpatienten aufrichtet und somit das pathologische Gangbild verbessert. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Ab *late mid stance* wird die vordere Federeinheit bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und die durch das Körpergewicht eingeleitete Energie gespeichert.
- *Terminal stance*: Die Hebelwirkung des Fußteiles und die sehr starke vordere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes bewirken die Fersenablösung zum physiologisch richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing*: Die vordere 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 55.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit normaler 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.

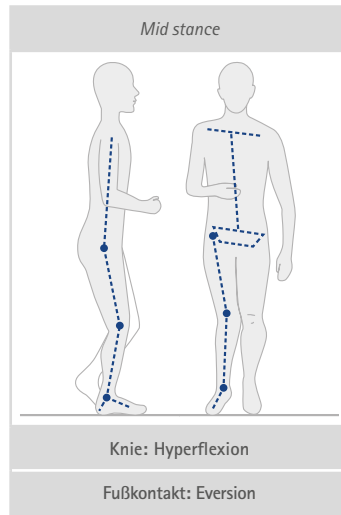


Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b

Pathologisches Gangbild

Eversionstyp mit Hyperflexion

In *mid stance* fällt das mediale Fußgewölbe nach innen ab, 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.

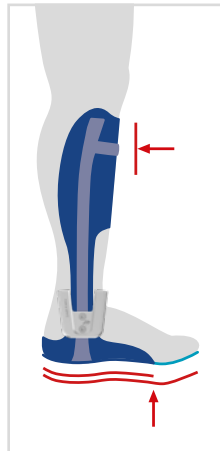


Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, teilflexiblem Fußteil (rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich) sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten

- hinten: blaue Markierung (normale Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: gelbe Markierung (sehr starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



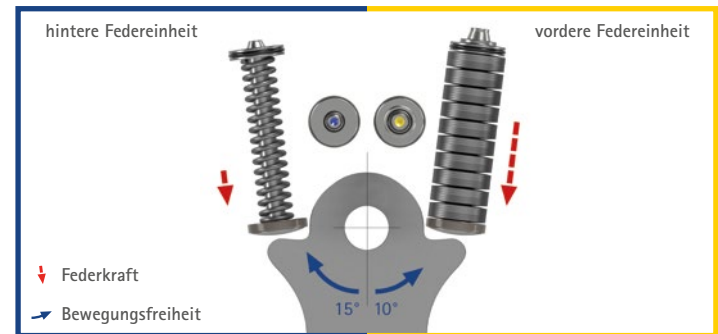
Die aufgeführten Federeinheiten stellen einen initialen Vorschlag dar. Auf dieser Basis kann für jeden Patienten die individuell optimale Federkraft herausgefunden werden. Die Auswirkungen der einzelnen Federeinheiten sind auf den Seiten 52-55 beschrieben. Sollten die kniestreckenden Muskelgruppen neurologisch 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)
- lateral: tonisiert die Mm. peronei und sorgt für Fersenfassung (grün)



Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2b

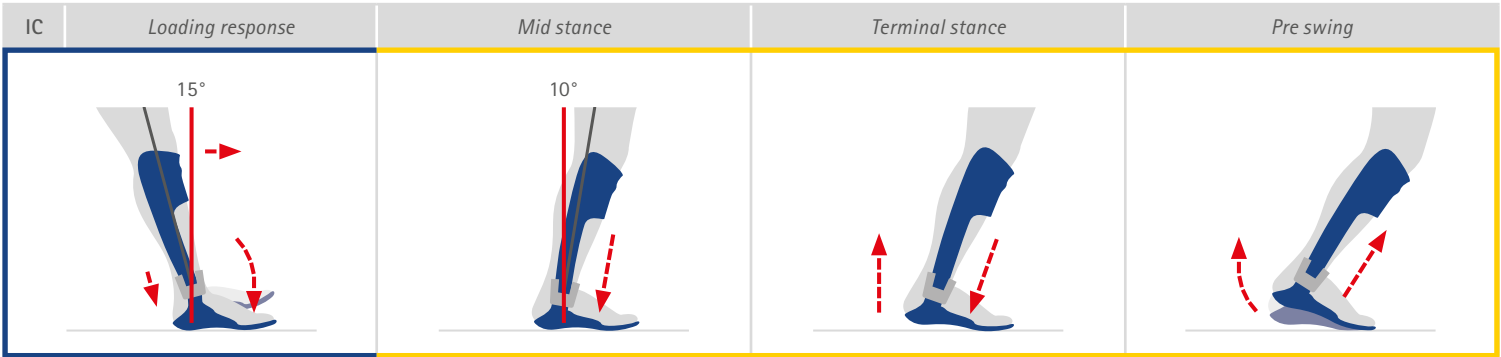
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Schlaganfallpatienten dieses Gangtyps wurden bisher häufig mit sogenannten FRAFOs versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Die vordere 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 exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (vergleichbar mit dem Gehen in einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response*: Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine physiologische Plantarflexion. Der Fuß wird kontrolliert gegen die normale Federkraft der hinteren Federeinheit abgesenkt und die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zugelassen. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet.

- *Mid stance*: Durch die sehr starke vordere Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen, teilflexiblen Fußteil sowie der vorderen Schale ein kniestreckendes Moment, das den Schlaganfallpatienten aufrichtet und somit das pathologische Gangbild verbessert. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Ab *late mid stance* wird die vordere Federeinheit bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und die durch das Körpergewicht eingeleitete Energie gespeichert.
- *Terminal stance*: Die Hebelwirkung des Fußteiles und die sehr starke vordere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes bewirken die Fersenablösung zum physiologisch richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing*: Die vordere 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 55.
- *Initial swing* bis *terminal swing*: Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes mit normaler 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.

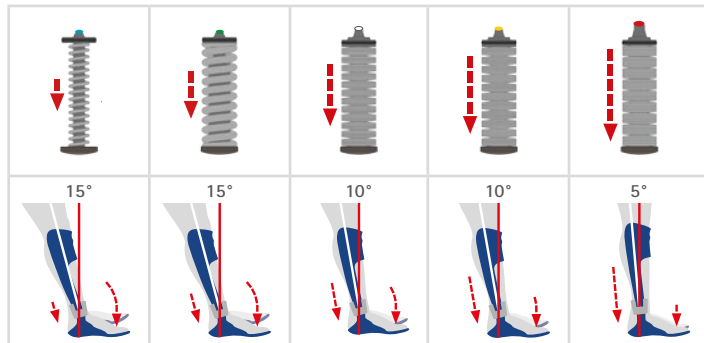


Die grundlegende Funktion einer AFO für Schlaganfallpatienten ist, den Fuß während der Schwungphase in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsal-extension zu halten, um ein stolperfreies Durchschwingen zu ermöglichen. Diese Fußstellung ermöglicht beim *initial contact* einen Fersenkontakt [Nol, S. 659]. Neben dieser grundlegenden Funktion müssen Orthesen jedoch weitere wichtige Anforderungen erfüllen. Um bei Schlaganfallpatienten die individuell bestmögliche biomechanische Situation herzustellen, muss eine AFO optimal an das pathologische Gangbild angepasst 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 die Funktionen sorgfältig gegeneinander abgewogen werden müssen. Allerdings ist die Möglichkeit der Einstellung ein großer Vorteil für die individuelle Anpassung von Orthesen.

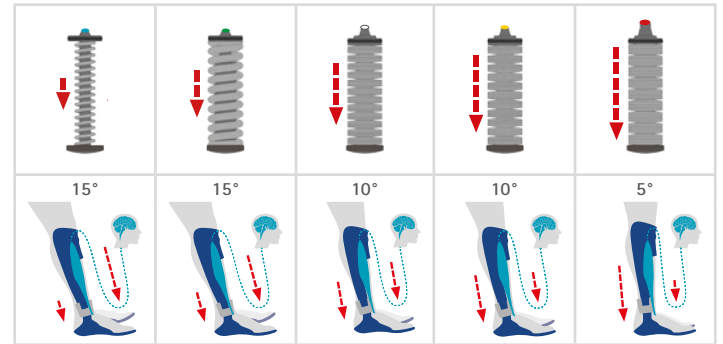
Einstellung der Fersenkipphelffunktion



Je geringer die Federkraft, desto größer ist die Fersenkipphelffunktion.

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

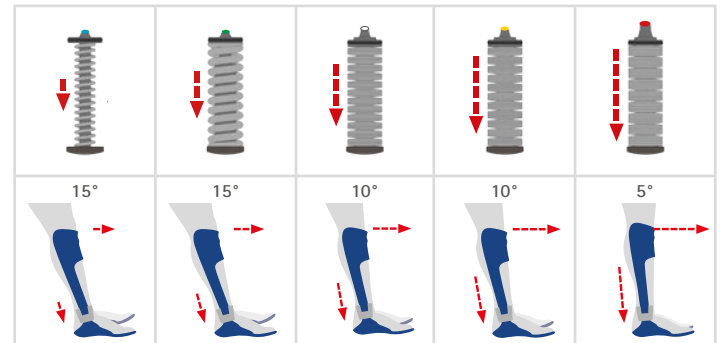
Einstellung der exzentrischen Belastung des M. tibialis anterior



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

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 des Unterschenkelvorschubes

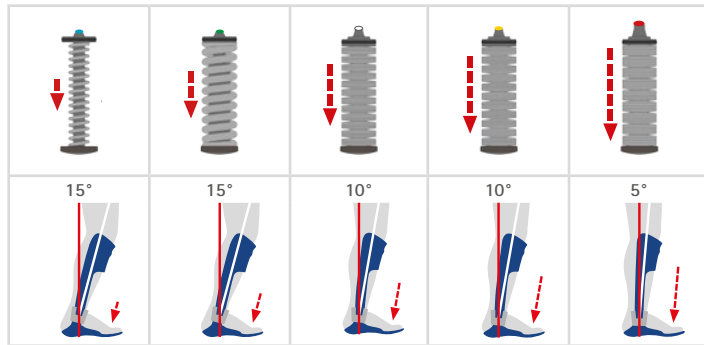


Je höher die Federkraft, desto größer ist der Unterschenkelvorschub.

Da mit zunehmender Federkraft die maximale passive Plantarflexion und die Stärke der Fersenkipphelffunktion 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. 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].

Auswirkungen auf das Gangbild in *mid stance*

Einstellung des Widerstandes gegen die Dorsalextension

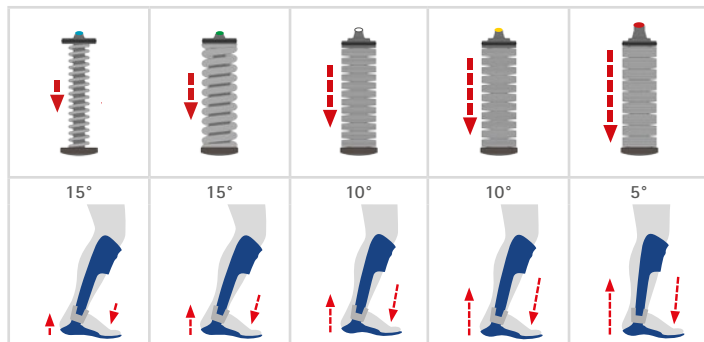


Je höher die Federkraft, desto größer ist der Widerstand gegen die Dorsalextension.

In *mid stance* findet die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels gegen den Widerstand der vorderen Federeinheit statt. Dabei verursacht eine rote Federeinheit mit extra starker Federkraft den größten Widerstand. Die eingeleitete 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° einzuplanen. Mit dieser Vorneigung liegen optimale Hebelverhältnisse vor [Owe, S. 257]. Diese Einstellung des Orthesenaufbaues lässt sich direkt am Gelenk vornehmen.

Auswirkungen auf das Gangbild in *terminal stance*

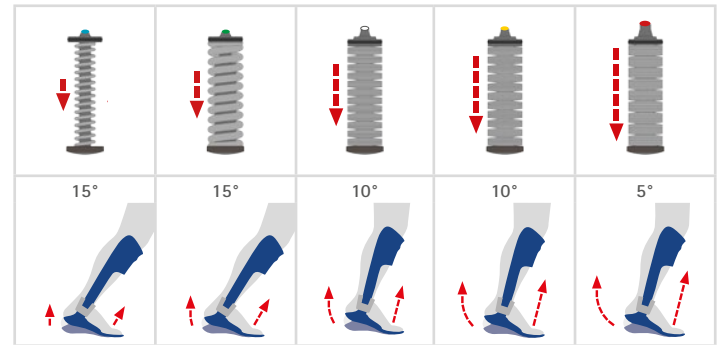
Einstellung der Fersenablösung



Je höher die Federkraft, desto eher erfolgt die Fersenablösung.

Zwischen *late mid stance* und *terminal stance* bewirkt die komprimierte vordere Federeinheit das Ablösen der Ferse vom Boden. Bei einer sehr hohen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 5° findet die Fersenablösung früher statt als bei einer normalen Federkraft und einer Bewegungsfreiheit von 15°.

Einstellung der Energierückgewinnung für den *push off*



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

Auswirkungen auf das Gangbild in *pre swing*

In *pre swing* findet die Rückgabe der in die vordere Federeinheit eingeleitete 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.

Auswirkungen auf das Gangbild in der Schwungphase

Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist jede der fünf Federeinheiten stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension zu halten. Dadurch berührt der Fuß beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zuerst. Diese Position ist die wichtigste Voraussetzung für eine Fersenkippehebelfunktion 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 leitet Renata Horst die N.A.P.-Akademie mit Sitz in Berlin und organisiert eigene Weiterbildungen in Berlin, Ingelheim und Freiburg. Sie arbeitet als N.A.P.- und PNF-Instruktorin sowie als Physiotherapeutin in ihren privaten Praxen in Berlin und Ingelheim. 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 978-3-13-146881-9

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 Bewegungen und die pathologischen Strategien, mit denen der Körper auf Veränderungen durch eine Krankheit reagiert, sowie 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

Zusätzlich zu den auf den Seiten 30 und 31 beschriebenen Übungen werden im folgenden Kapitel 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. Die Übungen sind so gestaltet, dass sie unabhängig vom Gangtyp und der Orthese des Patienten angewendet werden können.

Übung 1: Transfer Sitzen – Stehen

Ziel: Stabilisierung des unteren Sprunggelenkes und des Standbeines

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

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. 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. 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. 1



Abb. 2



Abb. 3



Abb. 4

Übung 2: Langhantelstange

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

Abb. 7: Die rechte Hand der Therapeutin übt Druck in Richtung Großzehballen 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. 8: Beim eigenständigen Üben kann die Patientin auf ihre in der Therapie gewonnenen Erfahrungen zurückgreifen.



Abb. 5



Abb. 6

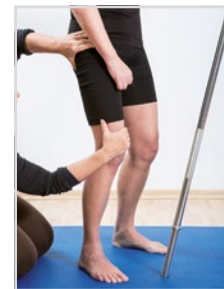


Abb. 7



Abb. 8

Übung 3: seitlicher Treppenaufstieg

Ziel: 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. 1

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.

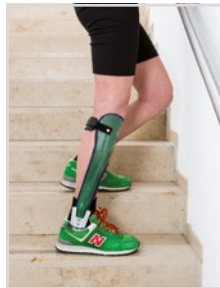


Abb. 2

Übung 4: seitlicher Treppenabstieg

Ziel: 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 dazu, 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. 3

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.

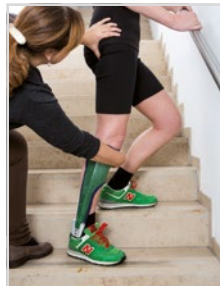


Abb. 4

Übung 5: Treppenabstieg

Ziel: Vorfußstabilisierung und exzentrische Kontrolle der Streckersynergie

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

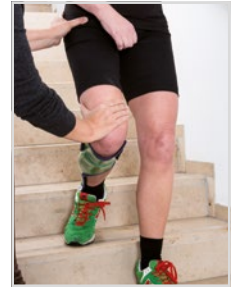


Abb. 5

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

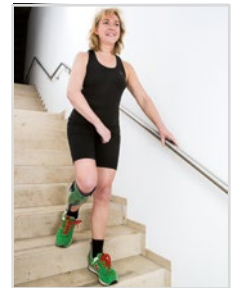


Abb. 6

Übung 6: Treppenaufstieg

Ziel: 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 Hüft-außenrotatoren aktiviert. Gleichzeitig werden die schwachen Kniebeuger durch den am Unterschenkel ausgeübten Zug aktiviert.

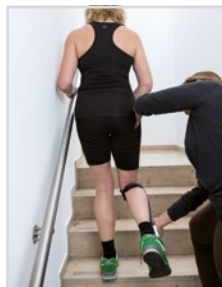


Abb. 1

Abb. 2: Die Hüftstrecker werden durch einen Stimulus am 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.

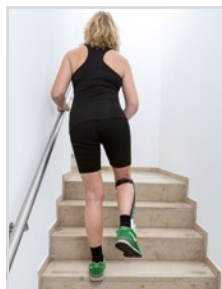


Abb. 3

Übung 7: Tretroller

Ziel: Stabilisierung während *loading response*, *mid stance* und *push off*

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



Abb. 4

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



Abb. 5

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



Abb. 6

Seit 2012 wurde das NEURO SWING Systemknöchelgelenk in zahlreichen Studien verwendet. Die Ergebnisse dieser Studien wurden als Poster oder Vorträge auf diversen nationalen und internationalen Kongressen präsentiert bzw. in namhaften 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): 89–90.

Kerkum YL, Brehm MA, Buizer AI et al. (2013): Mechanical properties of a spring-hinged floor reaction orthosis. Gait & Posture 38(Suppl. 1): 78.

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): 4.

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. Gegenbewegung zur ↑Adduktion.

Adduktion

(lat. *adducere* = heranführen, anziehen): Bewegung des Fußes zur Körpermitte hin. Gegenbewegung 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 ↑Apoplexie oder Multipler Sklerose leiden.

AFO

Abkürzung für *ankle-foot orthosis*; englische Bezeichnung für eine Orthese, die das Knöchelgelenk und den Fuß einschließt

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

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

Botulinumtoxin

Handelsname u. a. Botox®. Das Botulinumtoxin ist eines der stärksten bekannten Gifte. 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 medizinische 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. Lagebezeichnung am Fuß: auf der Seite des Fußrückens.

Dorsalanschlag

Konstruktives Element einer Orthese, welches den Grad der ↑Dorsalextension begrenzt. Mit einem Dorsalanschlag wird der Vorfußhebel aktiviert, wodurch eine Standfläche geschaffen wird. Außerdem erzeugt 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 zur ↑Plantarflexion. Im Englischen *dorsiflexion* genannt, da sich der Winkel zwischen Unterschenkel und Fuß verkleinert (↑Flexion). Funktionell liegt allerdings eine Streckbewegung im Sinne einer ↑Extension vor. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Dorsalextensoren genannt.

Dynamisch

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

Eversion

(lat. *everto* = 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* = ausstrecken): aktive oder passive Streckbewegung eines Gelenkes. Die Streckung ist die Gegenbewegung zur Beugung (↑Flexion) und führt charakteristischerweise zur Vergrößerung des Gelenkwinkels. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Extensoren genannt.

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.

Exzentrisch

(lat. *ex* = außerhalb; *centro* = Mitte): außerhalb eines Zentrums bzw. abseits eines Mittelpunktes liegend. Im mechanischen Kontext bedeutet dies, dass die Kraft außerhalb des Zentrums ansetzt. Im ↑physiologischen Kontext verrichtet ein Muskel exzentrische Arbeit, indem er sich aktiv verlängert und bremsend eine Gelenkbewegung kontrolliert.

Fersenauftrittspunkt

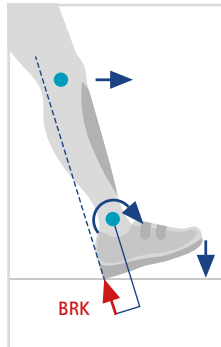
Punkt, an dem beim *initial contact* die Ferse zuerst den Boden berührt

Fersenkipphebel

ein Hebel, mit dem ↑Fersenauftrittspunkt als Drehpunkt und dem Abstand des Fersenauftrittspunktes zum anatomischen Knöchelgelenk als Hebelarm. Beim *initial contact* verursacht die vom Knöchel ↑dorsal verlaufende ↑Bodenreaktionskraft eine Drehung um den Fersenauftrittspunkt herum.

Fersenkipphebelfunktion

(engl. *heel rocker*): umfasst die komplette Drehbewegung des Fußes um den ↑Fersenauftrittspunkt herum. Sie findet im anatomischen Knöchelgelenk zwischen *initial contact* und *loading response* statt: Von *terminal swing* bis *initial contact* „fällt“ das Schwingbein aus einer Höhe von ca. 1 cm auf den Boden. Die ↑Bodenreaktionskraft beginnt am Fersenauftrittspunkt zu wirken. 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 an und lässt den Fuß gebremst absinken.

**Flexion**

(lat. *flectere* = beugen): aktive oder passive Beugebewegung eines Gelenkes. Die Beugung ist die Gegenbewegung zur Streckung (↑Extension) und führt charakteristischerweise zur Verkleinerung des Gelenkwinkels. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Flexoren genannt.

Fossa trochanterica

(lat. *fossa* = Graben; griech. *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 vorderer Schale, die ab *terminal stance* für ein knie- bzw. hüftstreckendes Moment sorgt. FRAFOs können sowohl aus ↑Polypropylen als auch aus Kohlefaser 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 Schlaganfall

Infarkt, der durch eine Blutung und deren Folgen für das umliegende Gewebe verursacht wird. Im Falle einer Gehirnblutung spricht man von einer *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 ausgestattet): Die klassische hinged ↑AFO ist eine Orthese mit hinterer Schale aus ↑Polypropylen mit Elastomerfedergelenk oder einfachem Schraubenfedergelenk. Hinged AFOs lassen eine ↑Dorsalextension im anatomischen Knöchelgelenk zu. Meist sind die verwendeten Elastomerfedergelenke jedoch nicht stark genug, um eine ↑Plantarflexion zuzulassen und gleichzeitig den Fuß in der Schwingphase in ↑Neutral-Null-Stellung zu halten. Deshalb ist bei hinged AFOs in der Regel die Plantarflexion blockiert.

Innervieren

(lat. *nervus* = Nerv): ein Organ, z. B. einen Muskel, mit Nervenreizen versorgen

Insuffizienz

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

Intensivmedizin

Lehre von den schweren, akut lebensbedrohenden Erkrankungen und deren Behandlung

Interdisziplinär

(lat. *inter* = zwischen): 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 der Ursprung als auch der 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.

Ischämischer Schlaganfall

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

KAFO

Abkürzung für *knee-ankle-foot orthosis*; englische Bezeichnung für eine Orthese, die das Knie, das Knöchelgelenk und den Fuß einschließt

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): 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. Im mechanischen Kontext bedeutet dies, dass die Kraft genau im Zentrum ansetzt. Im ↑physiologischen Kontext verrichtet ein Muskel konzentrische Arbeit, indem er sich verkürzt und somit eine Gelenkbewegung hervorruft.

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)

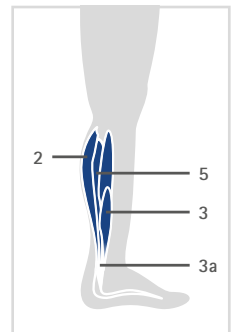
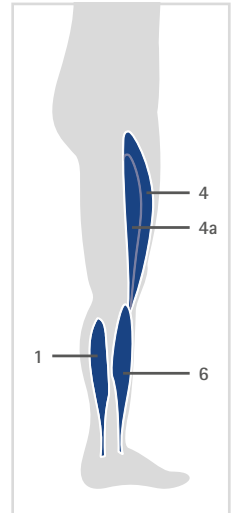
Musculi peronei: Wadenbeinmuskeln. Dazu gehören der kurze Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus brevis*), der lange Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus longus*) und entfernt der dritte Wadenbeinmuskel (*Musculus peroneus tertius*).

M. quadriceps (4)

Musculus quadriceps femoris: vierköpfiger Schenkelstrecker. Größter Körpermuskel, der die Streckung des Unterschenkels im Kniegelenk bewirkt. Er besteht aus folgenden Untermuskeln: *Musculus rectus femoris*, *Musculus vastus medialis*, *Musculus vastus lateralis* 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 zur medialen Fußkante verlaufender 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* = Atzehrung, 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 in mid stance die Kniestellung (Hyperextension/Hyperflexion) in Sagittalebene und die Fußstellung (Inversion/Eversion) in Frontalebene.

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

Absenken des Fußes. Gegenbewegung zur ↑Dorsalextension. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Plantarflexoren genannt.

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.

Posterior-leaf-spring AFO

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

Postural sway

(engl. *posture* = Haltung; *to sway* = schwanken): Haltungsschwankungen. Scheinbar zufällige Bewegung des Körperschwerpunktes beim aufrechten Stehen.

Prätibial

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

Pronation

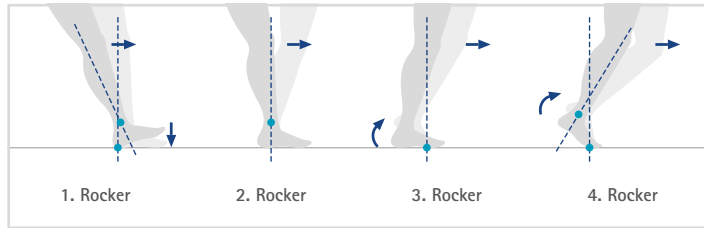
(lat. *pronare* = verbeugen, bücken): Einwärtsdrehung des Fußes um seine Längsachse bzw. Anhebung des Fußaußenrandes. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Pronatoren genannt.

Push off

Abstoßen der Zehen vom Boden in *pre swing*. Das Bein wird dadurch in eine Vorwärtsbewegung beschleunigt.

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 $\uparrow$ AFOs aus $\uparrow$ Polypropylen verwendet. Er ist in seiner bisherigen Verwendung nicht eindeutig, da auch statische AFOs starre AFOs sind.

Schlaganfall

siehe $\uparrow$ Apoplexie

Sensomotorik

Zusammenspiel aus sensorischen und motorischen Teilen des Nervensystems. So beeinflussen z. B. die Sinneseindrücke über die Fußsohlen die Funktion bestimmter Muskeln.

Spasmolytikum

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

Spastisch

(griech. *spasmos* = Krampf): Zustand bei einer zeitweise auftretenden oder länger anhaltenden, unwillkürlichen Muskelaktivierung, die durch eine Beschädigung des für die Sensomotorik verantwortlichen ersten motorischen Neurons hervorgerufen wird [Pan, S. 2ff.]

Spitzfuß

Fixierung des Fußes in $\uparrow$ Plantarflexion, wodurch die Ferse angehoben wird. Da die Ferse beim Gehen nicht auf dem Boden aufsetzt, wird der Spitzfuß auch als Pferdefuß (*pes equinus*) bezeichnet.

Statisch

(griech. *statikos* = stellend, stehend machend): das Gleichgewicht der Kräfte, die Statik betreffend, im Gleichgewicht, in Ruhelage befindlich, stillstehend. Eine statische $\uparrow$ AFO lässt keine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu.

Stroke Unit

Schlaganfallstation innerhalb eines Krankenhauses, die auf die schnellstmögliche, $\uparrow$ intensivmedizinische und $\uparrow$ interdisziplinäre Behandlung von Schlaganfallpatienten spezialisiert ist. In Deutschland ist sie 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 $\uparrow$ Pronation. Muskeln, die diese Bewegung verursachen, werden Supinatoren genannt.

Talus

(lat. *talus* = „Sprungbein“): oberster 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 $\uparrow$ konzentrische Kraftaufnahme und somit eine nahezu lineare Federkennlinie.

Tibia

(lat. *tibia* = „Schienbein“): der stärkere der beiden Unterschenkelknochen, der sowohl 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; griech. *ischium* = Hüftgelenk): „Sitzbeinhöcker“. Verdickung an der rückwärtigen Seite des Sitzbeines, die als Ansatzpunkt mehrerer Muskeln dient.

Vertikalisierung

(lat. *vertex* = Scheitel): Aufrichtung des Körpers in eine senkrechte Position

WHO

Die World Health Organisation ist weltweit im Rahmen der Vereinten Nationen für die öffentliche Gesundheit zuständig.

Abk. Quelle

- [Bow] Bowers RJ (2004): Non-Articulated Ankle-Foot Orthoses. In: Condie E et al. (Hrsg.): *Report of a Consensus Conference on the Orthotic Management of Stroke Patients*. Copenhagen: ISPO, 87-94.
- [Con] Condie E, Bowers RJ (2008): Lower limb orthoses for persons who have had a stroke. In: Hsu JD et al. (Hrsg.): *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. 4. Auflage. Philadelphia: Mosby, 433-440.
- [Cor] Corsten T (2010): *Die neurologische Frührehabilitation am Beispiel Schlaganfall – Analysen zur Entwicklung einer Qualitätssicherung*. Dissertation. Universität Hamburg.
- [Cum] Cumming TB, Thrift AG et al. (2011): Very Early Mobilization After Stroke Fast-Tracks Return to Walking. *Stroke* 42(1): 153-158.
- [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. *Gait & Posture* 24(2): 142-151.
- [Did] Diederichs C, Mühlenbruch K et al. (2011): Prädiktoren für eine spätere Pflegebedürftigkeit nach einem Schlaganfall. *Deutsches Ärzteblatt* 108(36): 592-599.
- [Die] Diener HC, Forsting M (2002): *Schlaganfall, Taschenatlas spezial*. Stuttgart: Thieme.
- [Fat] Fatone S (2009): Orthotic Management in Stroke. In: Stein J et al. (Hrsg.): *Stroke Recovery and Rehabilitation 2009*. New York: Demos, 515-530.
- [Goe] Götz-Neumann K (2011): Gehen verstehen – Ganganalyse in der Physiotherapie. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme.
- [Hes] Hesse S, Enzinger C et al. (2012): Technische Hilfsmittel. In: Diener HC et al. (Hrsg.): *Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie*. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme, 1150-1160.
- [Hor] Horst R (2005): Motorisches Strategietraining und PNF. Stuttgart: Thieme.

Abk. Quelle

- [Kne] Knecht S, Hesse S et al. (2011): Rehabilitation After Stroke. *Deutsches Ärzteblatt International* 108(36): 600-606.
- [Kob] Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): *The effect of varying the plantar-flexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke*. *Gait & Posture* 37(3): 457-459.
- [Mac] MacKay J, Mensah GA et al. (2004): Global burden of stroke. In: World Health Organization (Hrsg.): *The Atlas of Heart Disease and Stroke*. Brighton: Myriad Editions, 50-51.
- [Nik] Nikamp C, Buurke J et al. (2017): Six-month effects of early or delayed provision of an ankle-foot orthosis in patients with (sub)acute stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 31(12): 1616-1625.
- [Nol] Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. *Clinical Biomechanics* 26(6): 655-660.
- [Owe] Owen E (2010): The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics Especially When Using Ankle-Foot Orthoses. *Prosthetics and Orthotics International* 34(3): 254-269.
- [Pan] Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and Rehabilitation* 27(1-2): 2-6.
- [Per] Perry J, Burnfield JM (2010): *Gait Analysis – Normal and Pathological Function*. 2. Auflage. Thorofare: Slack.
- [Per2] Perry J, Garrett M et al. (1995): Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* 26(6): 982-989.
- [Rod] Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* 8(Suppl. 5): 98-108.
- [Thi] Thibaut A, Chatelle C et al. (2013): Spasticity after stroke: Physiology, assessment and treatment. *Brain Injury* 27(10): 1093-1105.



Orthesen- Konfigurator

PR0224-DE-2025-06

FIOR & GENTZ

Dorette-von-Stern-Straße 5 ☎ +49 4131 24445-0 ✉ info@fior-gentz.de
21337 Lüneburg (Deutschland) 📠 +49 921 95659554 🌐 www.fior-gentz.de