FIOR & GENTZ

CP-Handbuch

Ein Konzept zur orthetischen Versorgung der unteren Extremität bei Cerebralparese

9. Auflage

Einleitung

In der orthetischen Versorgung von CP-Patienten hat sich das NEURO SWING Systemknöchelgelenk aufgrund seiner vielfältigen Einstellmöglichkeiten in Verbindung mit den hohen Federkräften mittlerweile zum Standard entwickelt.

Durch die kontinuierliche Weiterentwicklung des Systemgelenks konnte der Versorgungserfolg beim Patienten mit jeder einzelnen Orthese deutlich erhöht werden. Diese positive Tendenz zeigt sich vor allem in der Vielzahl erfolgreich abgeschlossener Versorgungen. Außerdem wurden die Vorteile des NEURO SWING Systemknöchelgelenks bei der orthetischen Versorgung von CP-Patienten anhand diverser internationaler Studien (siehe S. 48 f.) bestätigt.

Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk findet aufgrund seiner dynamischen Eigenschaften vermehrt Akzeptanz bei Physiotherapeuten und Ärzten, da sich der begleitende Einsatz zu einer qualifizierten Physiotherapie bewährt hat. Dieser Trend ist ein klares Zeichen dafür, dass mit der Einführung des NEURO SWING Systemknöchelgelenks und der Veröffentlichung des CP-Handbuchs ein Umdenken begonnen hat.

Leider werden im Bereich der CP-Versorgungen international noch immer unterschiedliche Strategien verfolgt. Eine konservative Versorgung von CP-Patienten bleibt oft hinter ihren Möglichkeiten zurück. Das CP-Handbuch legt mit seiner unkomplizierten Klassifizierung des pathologischen Gangbilds durch die Amsterdam Gait Classification [Gru] und den darauf basierenden Versorgungsvorschlägen einen wichtigen Grundstein für eine optimale Zusammenarbeit bei der orthetischen Versorgung von CP-Patienten.

Ein neuer Denkansatz ist die Rolle des Stehens bei der motorischen Entwicklung von CP-Patienten. Ein gezieltes Stehtraining kann die motorische Entwicklung fördern und sich auch positiv auf das Gehen auswirken. Eine dynamische AFO mit NEURO SWING Systemknöchelgelenk kann dabei ein elementarer Teil eines solchen Stehtrainings sein. Damit Sie den Überblick über Ihre Versorgungsoptionen behalten, haben wir für Sie erstmals alle vier Modelle des NEURO SWING Systemknöchelgelenks in diesem Handbuch aufgeführt.

Wir bedanken uns bei allen Lesern, die seit der ersten Auflage des CP-Handbuchs durch konstruktive Vorschläge und Anregungen zu dessen Weiterentwicklung beigetragen haben.

Ihr FIOR & GENTZ Team

Inhaltsverzeichnis

Das Therapieziel
Was ist Cerebralparese? 4
CP-Therapie im interdisziplinären Team 4

Die orthetische Versorgung in der CP-Therapie
Stehen und Gehen 6
Konventionelle Orthesen 7
Nachteile konventioneller Orthesen 9
Anforderungen an eine Orthese 9

Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk 10

Funktionsvorteile einer AFO mit NEURO SWING
Vorkomprimierte Federeinheiten 14
Nicht vorkomprimierte Federn 15

Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO 16

Patientenklassifikation
Grobmotorische Fähigkeiten und Mobilität 24
Pathologisches Gangbild 25

Versorgungsvorschläge
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1 26
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2 30
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3 34
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4 38
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5 42

Studien zu den Aussagen dieses Handbuchs
ab Seite 46

Glossar
ab Seite 50

Literaturhinweise
ab Seite 58

Was ist Cerebralparese?

Bei der Cerebralparese leitet das Gehirn falsche Impulse an die betroffenen Muskeln weiter, was dazu führt, dass diese zu stark, zu schwach oder zu einem falschen Zeitpunkt aktiviert werden. Dadurch kommt es häufig zu Funktionsstörungen einiger Muskelgruppen, die in der Regel zu einem pathologischen Gangbild führen [Gag1, S. 65]. Zusätzlich können diese Funktionsstörungen durch Spastiken begleitet werden [Pea, S. 89], was den Muskeltonus wiederum so verändert, dass sich das Gangbild verschlechtern, aber auch verbessern kann.

CP-Therapie im interdisziplinären Team

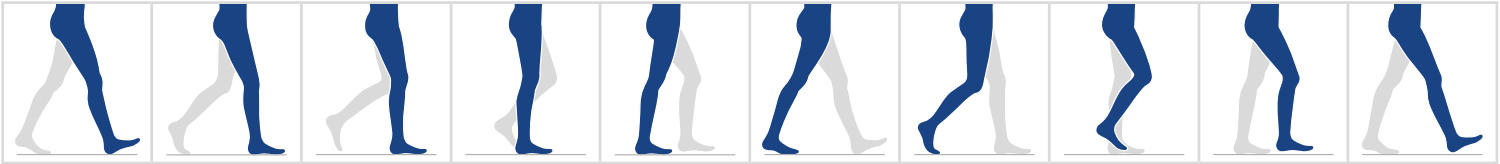
Das übergeordnete Ziel der CP-Therapie ist, dem Patienten ein weitestgehend uneingeschränktes Stehen und Gehen zu ermöglichen. Daher sollte das interdisziplinäre Team, bestehend aus Arzt, Physiotherapeut, Ergotherapeut, Orthopädietechniker und Biomechaniker, ein gemeinsames Therapiekonzept verfolgen, bei dem alle Beteiligten eng zusammenarbeiten [Doe, S. 113 ff.].

Der erste Schritt des Therapiekonzepts sollte der unmittelbare Beginn einer Physiotherapie sein [Kra, S. 188]. Ziel dabei ist es, die defizitären Muskelgruppen so zu behandeln, dass 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. Beide Maßnahmen sollen eine Annäherung an das physiologische Gangbild unterstützen.

Für einige CP-Patienten sind neben der physiotherapeutischen Behandlung auch medikamentöse Behandlungen z. B. mit Spasmolytika wie Botulinumtoxin [Mol, S. 363] und operative Korrekturen von orthopädischen Fehlstellungen erforderlich [Gag2].

Um das Therapieziel zu erreichen, dient das physiologische Gangbild eines gesunden Menschen dem interdisziplinären Team bei der Behandlung von CP-Patienten als Orientierung [Per, S. 9 ff.].

Einteilung des physiologischen Gangbilds in einzelne Phasen nach Jacquelin Perry



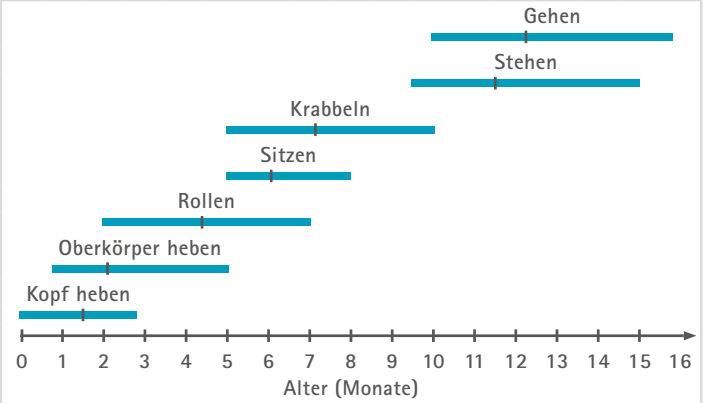
Englische Bezeichnung (Abkürzung)									
initial contact (IC)	*loading response (LR)*	*early mid stance (MSt)*	*mid stance (MSt)*	*late mid stance (MSt)*	*terminal stance (TSt)*	*pre swing (PSw)*	*initial swing (ISw)*	*mid swing (MSw)*	*terminal swing (TSw)*
Deutsche Bezeichnung									
Anfangs-kontakt	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

Stehen und Gehen

Neben dem Gehen spielt das Stehen in der orthetischen Versorgung von CP-Patienten eine wichtige Rolle. Die beim Gehen angesteuerten Muskelgruppen sind ebenfalls am Stehen beteiligt und balancieren den Körperschwerpunkt über der Unterstützungsfläche aus. Aufgrund dieser kleinen Ausgleichsbewegungen handelt es sich beim ruhigen Stehen also nicht um eine rein statische, sondern um eine komplexe dynamische Aufgabe. Diese Besonderheit muss bei der orthetischen Versorgung berücksichtigt werden.

In der motorischen Entwicklung beginnt ein Kind ab ca. 9 ½ Monaten mit ersten Steh- und ab ca. 10 Monaten mit ersten Gehversuchen. Das Stehen ist gewissermaßen der Übergang vom Krabbeln zum Gehen. Auch wenn die Cerebralparese in den meisten Fällen erst ab dem 12. Monat diagnostiziert wird, kann eine deutliche Verzögerung dieser Meilensteine schon darauf hindeuten. Durch ein frühzeitiges und gezieltes Stehtraining lässt sich die motorische Entwicklung und die Ausbildung des Gangbilds günstig beeinflussen [Aud]. Eine dynamische Orthese kann dabei beim Stehen unterstützen und den noch jungen Patienten die richtigen motorischen Impulse geben.

Meilensteine der motorischen Entwicklung eines Kinds



Orthesen sollen hauptsächlich die Defizite der gelenksichernden Muskulatur und die daraus resultierende Instabilität ausgleichen, die der Grund für Probleme beim Stehen und Gehen ist. Das erste Ziel der orthetischen Versorgung ist demnach eine dynamische Aufrichtung von CP-Patienten. Auch nicht gehfähige Patienten profitieren vom dynamischen Stehtraining durch eine Vielzahl an positiven Auswirkungen auf den Organismus [Pek]. Allerdings ist die Wahl der richtigen Orthese maßgebend für den Versorgungserfolg.

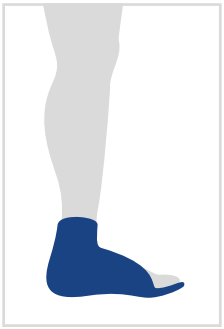
Konventionelle Orthesen

Die orthetische Versorgung von CP-Patienten kann, je nach Schwere und Ausprägung des Krankheitsbilds, mit einer Vielzahl von Hilfsmitteln erfolgen. Die Bandbreite reicht dabei von einfachen Hilfsmitteln wie supramalleolären Orthesen (SMOs) oder sensomotorischen Einlagen bis hin zu Unterschenkelorthesen (AFOs) in Ausführungen mit und ohne Knöchelgelenk. All diese Versorgungsoptionen können zu Fortschritten in der Therapie führen, diese aber auch negativ beeinflussen, da jede Konstruktion nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile mit sich bringt [Rom, S. 473].

> One orthosis may not be optimal to address all of the goals.
> [Nov1, S. 330]

Fußorthesen

Eine häufig angewendete und einfache Art, CP-Patienten zu versorgen, sind orthopädische Einlagen mit einem sensomotorischen Fußbett. So ein sensomotorisches Fußbett kann auch in SMOs eingearbeitet werden. SMOs sind knöchelübergreifende Orthesen, die die Stellung des Fußes leicht korrigieren und die Muskeln aktivieren. Bleibt der Achillessehnenbereich frei, besitzen sie zudem dynamische Eigenschaften. Im Vergleich zu AFOs verfügen sie jedoch über keine fußhebende Wirkung.

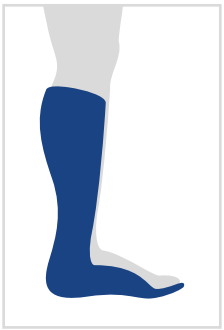


SMO

AFOs werden bisher noch überwiegend ohne Knöchelgelenk hergestellt. Sie werden in starre/statische AFOs und dynamische AFOs unterteilt [Nov1, S. 330 ff.]. Dynamische AFOs verfügen entweder über mechanische Knöchelgelenke oder über rückwärtige Blattfedern, die eine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zulassen.

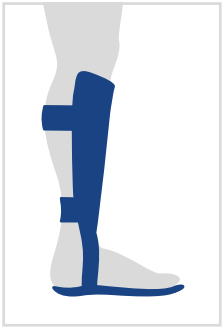
Starre Orthesen

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 [Nov 1, S. 336].



SAFO

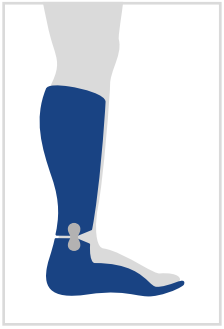
Auch die sogenannte floor-reaction AFO (FRAFO) mit vorderer Schale blockiert eine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk. Eine FRAFO wird entweder aus Polypropylen oder Carbon gefertigt. Durch die vordere Schale wird in *terminal stance* eine Streckung im Knie ermöglicht, was jedoch bei Patienten mit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



FRAFO

Orthesen mit Knöchelgelenk

Seltener werden AFOs mit Knöchelgelenk (hinged AFOs) eingesetzt, die eine Bewegung mit definiertem Drehpunkt und eine definierte Bewegungsfreiheit im anatomischen Knöchelgelenk zulassen. Meist verfügen hinged AFOs aber nur über Elastomerfedergelenke oder einfache Gelenke mit Schraubenfedern. Die schwache oder fehlende rückfedernde Wirkung dieser Gelenke sowie der fehlende Dorsalanschlag können dazu führen, dass sich ein Kauergang entwickelt [Nov1, S. 345]. Deshalb werden hinged AFOs bisher kaum zur orthetischen Versorgung von CP-Patienten eingesetzt.



Hinged AFO

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

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 [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.

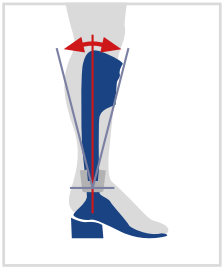
Daher sollten alle Orthesen für CP-Patienten mit einem einstellbaren Knöchelgelenk gebaut werden. Eine Einstellbarkeit des Orthesenaufbaus ist zwingend erforderlich, da die Stellung des Fußes bei der Herstellung des Gipsmodells meist nicht der notwendigen Stellung bei Belastung mit Orthese entspricht.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

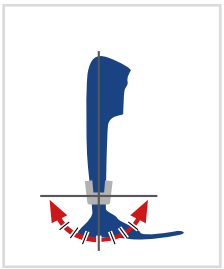
Dank des einstellbaren Aufbaus des NEURO SWING Systemknöchelgelenks kann die Orthese individuell an das pathologische Gangbild des Patienten angepasst werden. Sollte sich das Gangbild verändern, ist eine schnelle Reaktion mittels Einstellungswechsel und Tuning problemlos möglich.



einstellbarer Aufbau

2. Einstellbare Bewegungsfreiheit

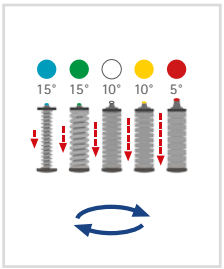
In den frühen Rehabilitationsphasen nach einer Operation kann es erforderlich sein, die Bewegungsfreiheit einer Orthese teilweise oder vollständig aufzuheben und erst im weiteren Therapieverlauf wieder freizugeben. Dank der Bewegungslimitierungsschraube, welche im NEURO SWING Systemknöchelgelenk integriert 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.

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

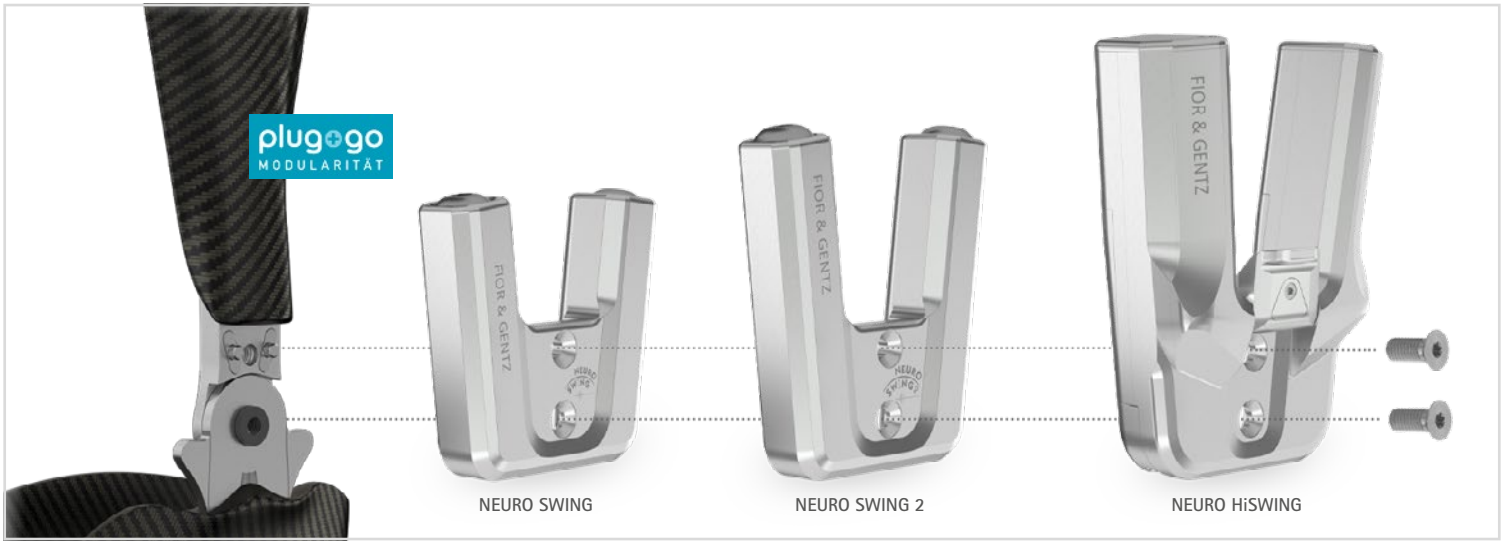
Das NEURO SWING Carbon ist das wasserfeste NEURO SWING Modell. Mit seinem einstellbaren Aufbau und den austauschbaren, vorkomprimierten Federeinheiten bietet es dieselben Vorteile wie das NEURO SWING, ist jedoch dank des carbonfaserverstärkten Gelenkgehäuses auch im Nass- und Outdoorbereich einsetzbar.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

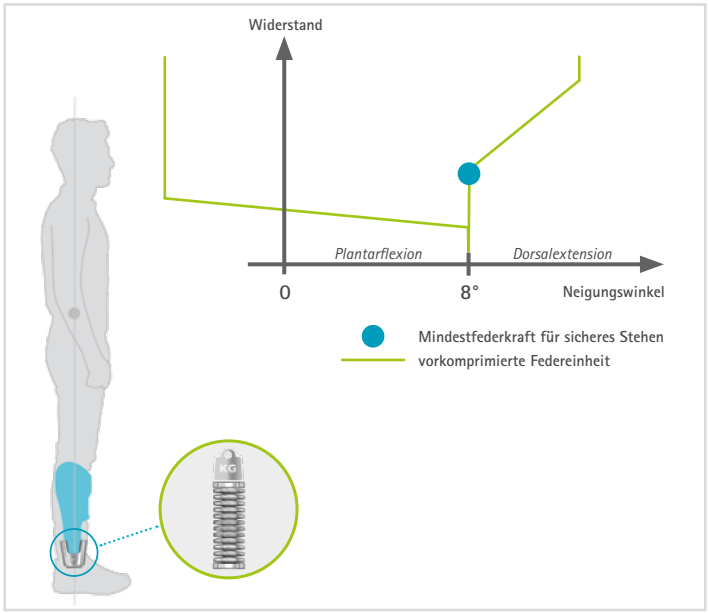


Vorkomprimierte Federeinheiten

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.

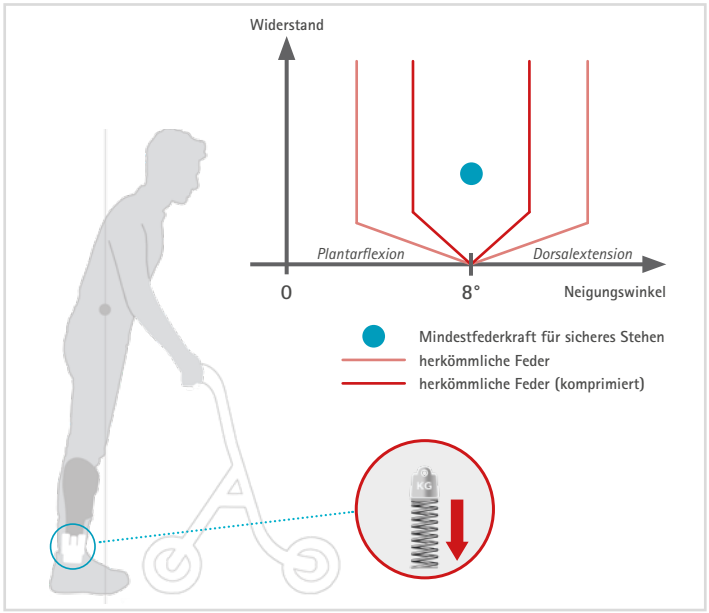


Nicht vorkomprimierte Federn

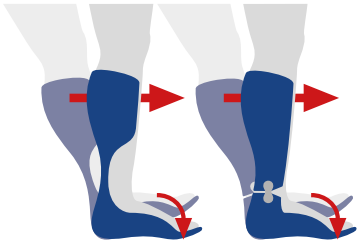
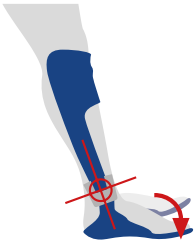
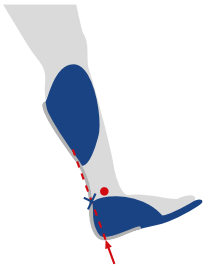
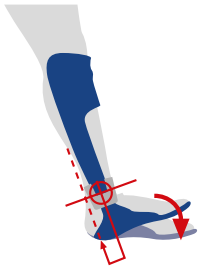
Gewöhnliche Federn konventioneller Knöchelgelenke sind nicht vorkomprimiert und bieten dadurch keinen Grundwiderstand. Bei einer Schwäche der Wadenmuskulatur (Plantarflexoren) ist somit keine Aktivierung des Vorfußhebels möglich. Üblicherweise werden derartige Federn wegen des zu geringen Widerstands 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.

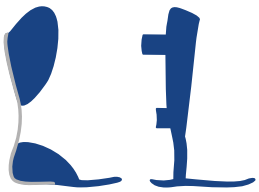
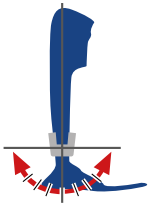
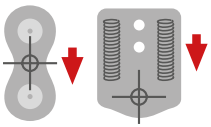
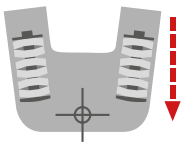
Auswirkungen auf das Stehen

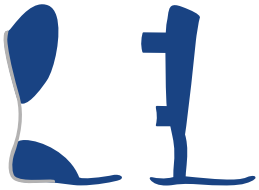
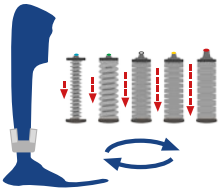
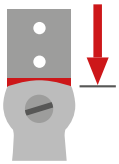
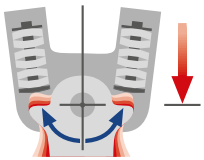
Eine AFO mit konventionellen Knöchelgelenken sowie alle gelenklosen Orthesen ersetzen dem Patienten nicht die verloren gegangene Sicherheit und Balance. Dadurch ist ein aufrechtes und sicheres Stehen nicht möglich. Die Nutzung von Hilfsmitteln wie Unterarmgehstützen oder Gehwagen ist erforderlich und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



Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
Kein einstellbarer Aufbau	Einstellbarer Aufbau	**Einstellbarer Aufbau** Da die Orthese immer so aufgebaut sein muss, dass sie eine gewünschte Hebelwirkung erzielt [Nov2, S. 488 ff.], ist der Einbau eines einstellbaren Knöchelgelenks erforderlich. Nur so kann die Orthese genau an das pathologische Gangbild des CP-Patienten angepasst und auf Veränderungen flexibel reagiert werden. Bei starren AFOs ohne Knöchelgelenk ist der Aufbau nur durch das Unterlegen von Keilen, dem sogenannten Tuning [Owe, S. 257], veränderbar. Durch die Erhöhung der Sprengung vergrößern sich allerdings auch die Dorsalextension, die Unterschenkelvorneigung, die Hüft- und Knieflexion sowie das knieflektierende Moment in *mid stance* (siehe S. 46 ff.). Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist der Aufbau der Orthese unabhängig von der Sprengung veränderbar.
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. 98 f.]. Außerdem kommt es zur ungewollten Verschiebung der Orthesenschalen am Bein des CP-Patienten, 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.

Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 Plantarflexion blockiert	 Plantarflexion möglich	**Plantarflexion** Durch die blockierte Plantarflexion wird ein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet und an das Knie übertragen. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (vergleichbar mit dem Gehen mit einem Skistiefel), obwohl CP-Patienten meist einen zu schwachen M. quadriceps haben [Goe, S. 134 ff.; 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. Dadurch kann der fortschreitenden Muskelatrophie entgegengewirkt werden [Goe, S. 98 ff.].
 Keine Fersenkipphebelfunktion	 Fersenkipphebelfunktion	**Fersenkipphebelfunktion** Durch den anatomischen Drehpunkt liegt am Rückfuß ein Hebelarm vor, der vom Fersenauftrittspunkt durch das Fersenbein zum Knöchel verläuft. Beim *initial contact* 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 die posterior-leaf-spring AFOs ermöglichen diese Funktion nicht. Das Absinken des Fußes ist mit solchen Orthesen nur aktiv gegen Muskelarbeit möglich, was nicht der physiologischen Bewegung entspricht. Das NEURO SWING Systemknöchelgelenk ermöglicht das passive Absinken des Fußes durch den definierten Drehpunkt und die in Plantarflexion einstellbare Bewegungsfreiheit. Diese Bewegung wird durch die hintere Federeinheit kontrolliert.

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. Verwendung eines einstellbaren Knöchelgelenks in einer statischen AFO: Einige CP-Patienten werden mit Spasmolytika wie Botulinumtoxin behandelt. Die Muskulatur wird kurzfristig gelähmt. Bei zu häufigem Einsatz kann sich der Muskelstatus verändern. In diesem Fall kann mit einer statischen AFO eine größtmögliche Hebelwirkung erreicht werden [Nov2, S. 488 ff.]. Auch wenn generell kein physiotherapeutischer Erfolg zu erwarten ist oder sehr starke Fußdeformitäten vorliegen, ist die Versorgung mit einer statischen AFO sinnvoll.
Elastomerfeder- und Schraubenfedergelenk  Geringe Federkraft	Tellerfedern  Hohe Federkraft	**Federkraft** Das pathologische Gangbild einiger CP-Patienten erfordert sehr hohe Federkräfte. Mit dem NEURO SWING Systemknöchelgelenk werden diese Federkräfte durch zu kompakten Federeinheiten geschichteten Tellerfedern erreicht. Die Federeinheiten speichern die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Wird diese Energie in *pre swing* wieder freigegeben, unterstützt dies den *push off* [Nov1, S. 333]. Eine AFO mit NEURO SWING Systemknöchelgelenk erreicht diese Wirkung mindestens genauso gut wie eine posterior-leaf-spring AFO. Bei CP-Patienten mit einer übermäßigen Knieflexion in *mid stance* verbessern die hohen Federkräfte der roten und der gelben Federeinheit die Gelenkwinkel und die Energierückgabe beim Gehen (siehe S. 46 ff.). Gängige Konstruktionen wie z. B. Elastomer- oder Schraubenfedergelenke können diese Wirkung nicht annähernd erzielen.

Nachteile existierender AFOs	Eigenschaften NEURO SWING	Beschreibung
 Keine veränderbare Federkraft	Austauschbare Federeinheiten  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. Dadurch ist es möglich, die optimale Federkraft zu ermitteln, mit der CP-Patienten einen niedrigeren Energieverbrauch beim Gehen erzielen können. Außerdem kann die separate Einstellbarkeit der Federkraft in Plantarflexion und Dorsalextension zu einer wahrnehmbaren und messbaren Verbesserung des Gangbilds führen (siehe S. 46 ff.). Bei AFOs ohne Knöchelgelenk ist die Federkraft nur eingeschränkt veränderbar.
 Harte Anschläge	 Weiche Anschläge	**Weiche Anschläge** Durch die integrierten Tellerfedern werden weiche Anschläge gewährleistet, die der Entstehung oder Verschlechterung von Spastiken entgegenwirken.

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

Grobmotorische Fähigkeiten und Mobilität

Mit dem Gross Motor Function Classification System (GMFCS) werden die grobmotorischen Fähigkeiten von CP-Patienten in Alltagssituationen ausgewertet und es wird eine Prognose über die weitere Entwicklung gegeben [Rus]. Vorrangig wird auf die Fortbewegung unter Berücksichtigung der benötigten Hilfestellung eingegangen und die Patienten entsprechend des Alters in fünf Stufen klassifiziert [Õun, S. 151 ff.].

Die Functional Mobility Scale (FMS) unterteilt die CP-Patienten je nach Mobilität in sechs Gruppen. In die Beurteilung fließen die bei der Bewegung verwendeten Hilfsmittel und die damit zurückgelegte Distanz ein [Gra, S. 515].

Pathologisches Gangbild

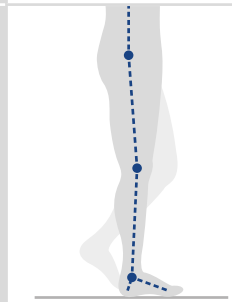
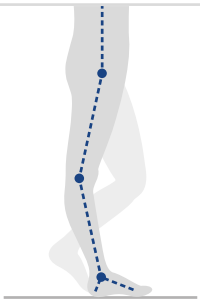
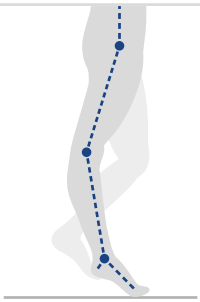
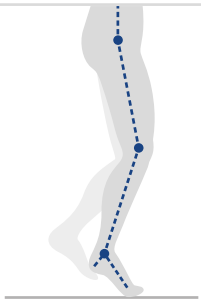
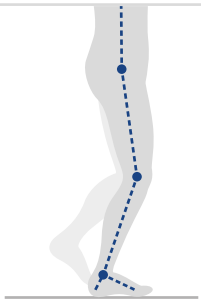
Im Jahr 2001 haben Rodda und Graham Patienten mit spastischer Hemiplegie und Diplegie unter Berücksichtigung des Gangbilds und der Körperhaltung mithilfe von Videoaufzeichnungen analysiert und in vier Gangtypen unterteilt [Rod, S. 98 ff.]. Diese Klassifikation findet zurzeit die häufigste klinische Anwendung.

Neben dieser Klassifikation existiert die Amsterdam Gait Classification, die am VU medisch centrum der Freien Universität in Amsterdam speziell für CP-Patienten entwickelt wurde. Sie unterscheidet fünf Gangtypen voneinander und beurteilt die Stellung des Knies und den Fußkontakt in *mid stance* (s. Abb. unten). Eine Beschreibung der physiologischen *mid stance* finden Sie auf den Seiten 4 und 5. Die Amsterdam Gait Classification ist sowohl bei unilateral als auch bei bilateral betroffenen Patienten gleichermaßen anwendbar [Gru, S. 30]. Daher kann sie optimal als Klassifikation für eine einheitliche orthetische Versorgung genutzt werden.

Die Amsterdam Gait Classification ermöglicht es, CP-Patienten entsprechend ihres Gangbilds schnell zu klassifizieren. Dadurch werden die fachübergreifende Kommunikation und die Therapiefindung erleichtert. Außerdem trägt sie zur Standardisierung und Qualitätssicherung der orthetischen Versorgung bei.

Die Bücher von Perry und Götz-Neumann geben Ihnen einen verständlichen Überblick über die klinische Gangbildanalyse [Per; Goe].

Gangtypen nach der Amsterdam Gait Classification

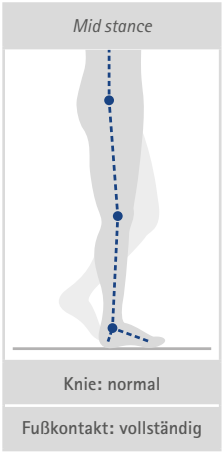
Gangtypen	Typ 1	Typ 2	Typ 3	Typ 4	Typ 5
					
Knie	normal	überstreckt	überstreckt	gebeugt	gebeugt
Fußkontakt	vollständig	vollständig	unvollständig	unvollständig	vollständig
Versorgung	siehe S. 26-29	siehe S. 30-33	siehe S. 34-37	siehe S. 38-41	siehe S. 42-45

Darstellung der Gangtypen in *mid stance*

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1

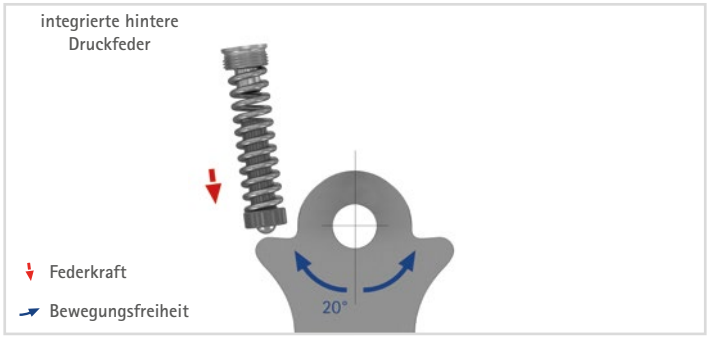
Pathologisches Gangbild

Charakteristisch für Gangtyp 1 ist neben einem zu schwachen M. tibialis anterior ein meist verkürzter M. gastrocnemius. Dieses muskuläre Defizit führt zu einer Fußheberschwäche, die wiederum eine gestörte Dorsalextension in der Schwungphase verursacht. In *mid stance* liegt der Fuß vollständig auf und die Kniestellung ist physiologisch [Bec, S. 1 S. 5 f.].



Einstellmöglichkeiten des NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenks

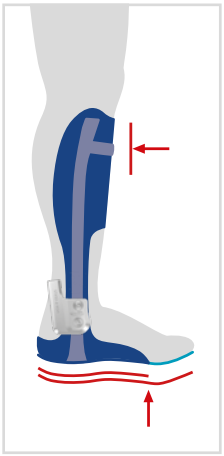
Ein NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenk mit plug + go Modularität kann durch Austauschen der Funktionseinheit u. a. zu einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk umgerüstet werden.



Empfohlene Orthese

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

Das NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenk verfügt über eine integrierte Druckfeder mit einer normalen Federkraft und 20° Bewegungsfreiheit.



Beeinflussung von Fußfehlstellungen

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, können unterschiedliche Methoden angewendet werden, die sich mit einer Orthese kombinieren lassen:
Sowohl eine ringförmige Fußfassung als auch sogenannte Innenschuhe können in die Orthese integriert werden und deren Funktion zusätzlich positiv unterstützen.
Eine weitere Möglichkeit sind sensomotorische Elemente, die in das Fußteil der Orthese oder in einen Innenschuh geklebt bzw. bei der Gipspositiv-Erstellung modelliert werden (siehe Bild).

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1

Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

Aufgrund der geringen Abweichung vom physiologischen Gangbild wurden CP-Patienten dieses Gangtyps bisher fast ausschließlich mit einfachen Hilfsmitteln versorgt. Darunter fallen knöchelhohe Schuhe, supramalleoläre Orthesen (SMOs) oder sensomotorische Einlagen [Gru, S. 33; Nov1, S. 331]. Jedoch muss bei solchen Hilfsmitteln die nur geringe fußhebende Wirkung kritisch betrachtet werden.
Des Weiteren können erhaltene physiologische Bewegungen eingeschränkt werden.

Wirkungsweise der Orthese

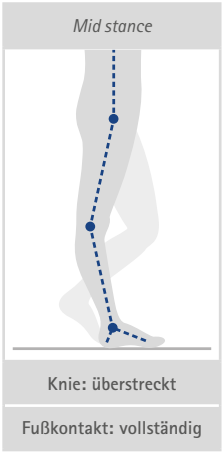
- *Initial contact* und *loading response:* Die normale Federkraft des NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenks ist stark genug, um den Fuß während der Schwungphase in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Gleichzeitig ermöglichen der definierte Drehpunkt und die Bewegungsfreiheit von 20° eine passive Plantarflexion. So wird die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur ersetzt und die Fersenkipphebelfunktion bleibt erhalten. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Kraft der integrierten hinteren Druckfeder abgesenkt.
- *Mid stance:* Durch den freien Dorsalanschlag des NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenks wird die physiologische Kniestreckung nicht beeinflusst.
- *Terminal stance:* Durch den freien Dorsalanschlag des NEURO CLASSIC-SPRING Systemknöchelgelenks wird die physiologische Kniestreckung und Fersenablösung nicht beeinflusst.
- *Pre swing:* Die Bewegungsfreiheit der integrierten hinteren Druckfeder von 20° ermöglicht einen physiologischen *push off*.
- *Initial swing* bis *terminal swing:* Die integrierte hintere Druckfeder hält den Fuß in Neutral-Null-Stellung. Dies verhilft dem CP-Patienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Therapieunterstützende Elemente der oben genannten einfachen Hilfsmittel wie z. B. ein sensomotorisches Fußbett können zusätzlich in die empfohlene Orthese integriert werden.

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2

Pathologisches Gangbild

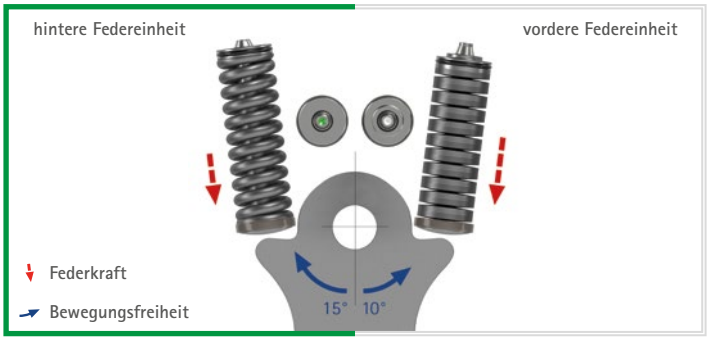
Charakteristisch für Gangtyp 2 ist neben einem zu schwachen M. tibialis anterior eine falsche Aktivierung des M. triceps surae.
In *mid stance* liegt der Fuß vollständig auf und das Knie bleibt überstreckt [Bec, S. 146].



Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenks

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.

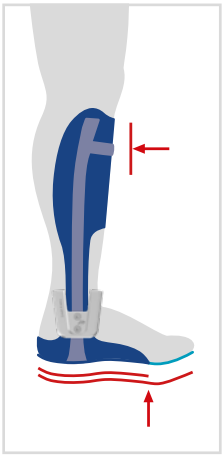


Empfohlene Orthese

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 33.

Zu verwendende Federeinheiten:
- hinten: grüne Markierung (mittlere Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: weiße Markierung (starke Federkraft, max. 10° Bewegungsfreiheit)



Beeinflussung von Fußfehlstellungen

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, können unterschiedliche Methoden angewendet werden, die sich mit einer Orthese kombinieren lassen:
Sowohl eine ringförmige Fußfassung als auch sogenannte Innenschuhe können in die Orthese integriert werden und deren Funktion zusätzlich positiv unterstützen.
Eine weitere Möglichkeit sind sensomotorische Elemente, die in das Fußteil der Orthese oder in einen Innenschuh geklebt bzw. bei der Gipspositiv-Erstellung modelliert werden (siehe Bild).

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2

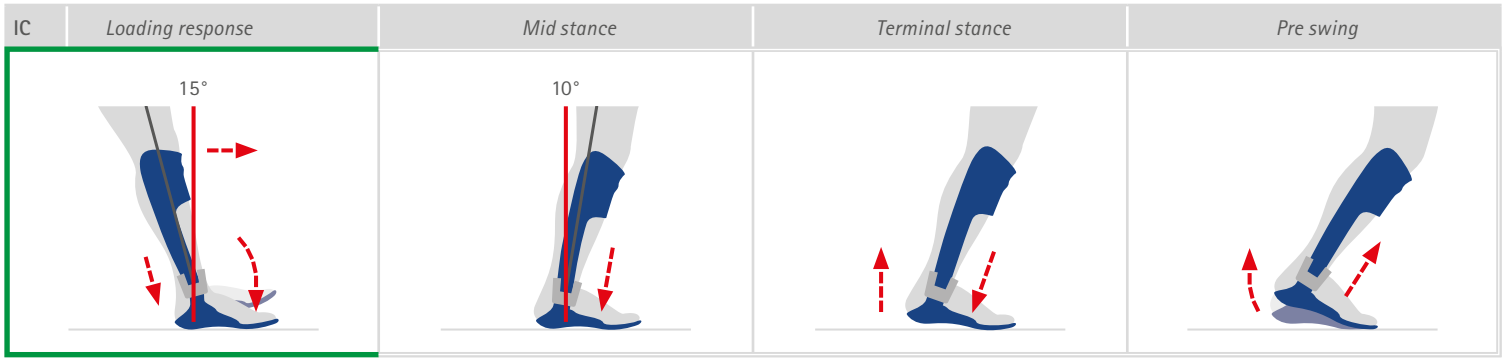
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher meist mit hinged AFOs versorgt, die ausschließlich die Dorsalextension freigeben. Durch diese Bauweise steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension und die Plantarflexion wird blockiert [Gru, S. 33]. 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 mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134 ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response:* Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Sie ermöglicht eine passive Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Federkraft der hinteren Federeinheit abgesenkt. Die passive Plantarflexion soll verhindern, dass der M. gastrocnemius zu früh aktiviert wird. Wird die Fersenkipphebelfunktion durch die empfohlene, mittlere hintere Federeinheit (grüne Markierung) zu stark eingeschränkt, muss sie gegen eine normale Federeinheit (blaue Markierung) ausgetauscht werden.
- *Mid stance:* Die vordere Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk und die vordere Schale verhindern die Überstreckung des Kniegelenks.
- *Terminal stance:* Durch die starke vordere Federeinheit und die vordere Schale kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden. Ist eine Fersenablösung nicht möglich, muss die starke vordere Federeinheit (weiße Markierung) gegen eine sehr starke Federeinheit (gelbe Markierung) ausgetauscht werden.
- *Pre swing:* Die vordere Federeinheit bringt den Fuß von *pre swing* bis *mid swing* in Neutral-Null-Stellung. Dies verhilft dem CP-Patienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

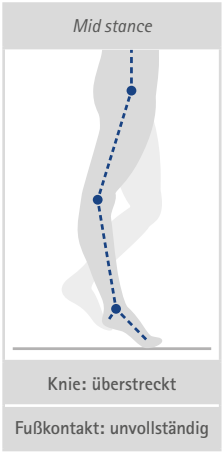
Warum eine vordere Schale?
Eine Orthese mit hoher vorderer Schale kann erst durch die hohen Federkräfte der verwendeten Federeinheiten gebaut werden. Durch die vordere Schale wird der Reflex des Patienten, sich abzustützen, dahingehend verändert, dass er sein Körpergewicht über das Schienbein in die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



Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3

Pathologisches Gangbild

Charakteristisch für Gangtyp 3 ist neben einem zu schwachen M. tibialis anterior eine zu frühe bzw. zu frühe und zu starke Aktivierung des M. triceps surae. In *mid stance* bleibt die Belastung auf dem Vorfuß und der Fuß liegt nicht vollständig auf. Das Knie bleibt überstreckt [Bec, S. 146].

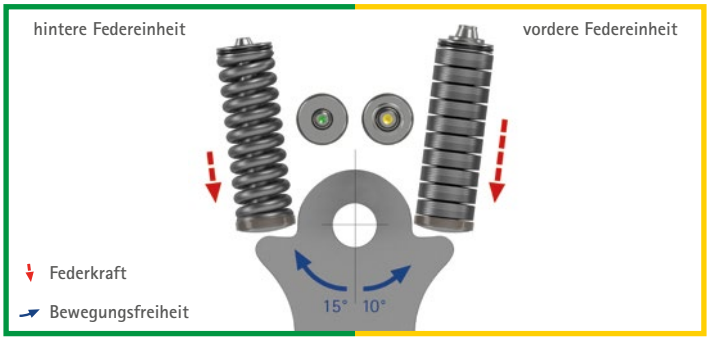


Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenks

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.



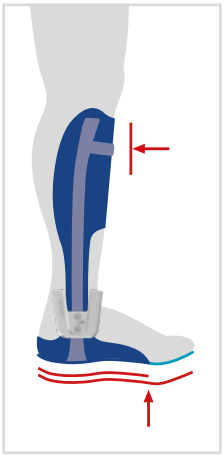
Empfohlene Orthese

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 37.

Zu verwendende Federeinheiten:

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



Beeinflussung von Fußfehlstellungen

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, können unterschiedliche Methoden angewendet werden, die sich mit einer Orthese kombinieren lassen:
Sowohl eine ringförmige Fußfassung als auch sogenannte Innenschuhe können in die Orthese integriert werden und deren Funktion zusätzlich positiv unterstützen.
Eine weitere Möglichkeit sind sensomotorische Elemente, die in das Fußteil der Orthese oder in einen Innenschuh geklebt bzw. bei der Gipspositiv-Erstellung modelliert werden (siehe Bild).

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3

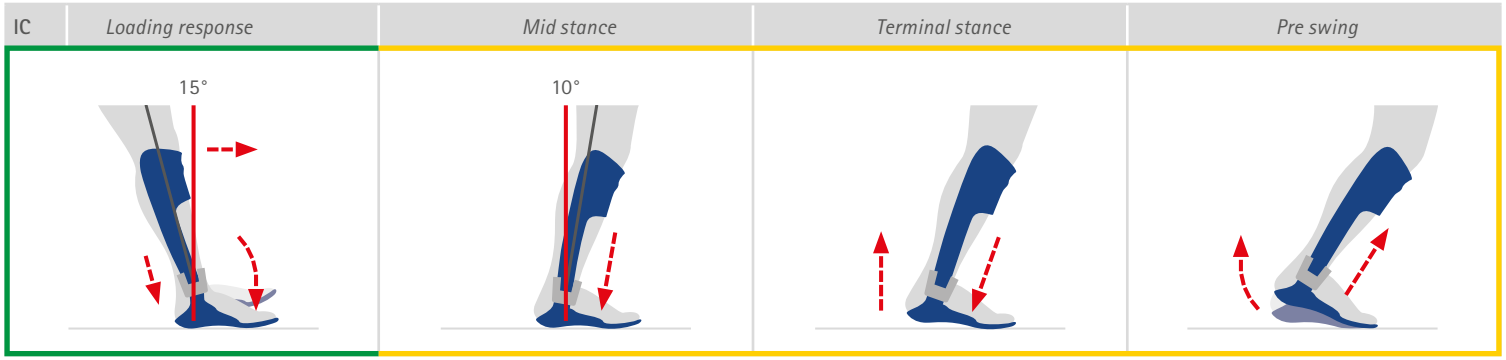
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit SAFOs mit hinterer Schale versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension [Gru, S. 33]. Durch die rigide Bauweise wird jedoch eine Plantarflexion blockiert. 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 mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134 ff.; Per, S. 195]. Durch die nachteilige Konstruktion mit einer hinteren Schale wird zusätzlich der Reflex des CP-Patienten verstärkt, sich mit der Wade an der Schale abzustützen, um Sicherheit im Stand zu erlangen. Die Überstreckung des Kniegelenks wird provoziert.

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response:* Die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Sie ermöglicht eine passive Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Kraft der hinteren Federeinheit abgesenkt. Die passive Plantarflexion soll verhindern, dass der M. gastrocnemius zu früh aktiviert wird.
- *Mid stance:* Die vordere Federeinheit wird durch die von der Tibiaprogression verursachte Dorsalextension im Knöchel vorgespannt.
- *Terminal stance:* Die Vorspannung setzt sich bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit fort. Die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie wird in der vorderen Federeinheit gespeichert.
- *Pre swing:* Von *terminal stance* bis *pre swing* gibt die vordere Federeinheit die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt.

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 Kniegelenks und dem Entstehen von Kontrakturen im anatomischen Knöchelgelenk vorgebeugt.

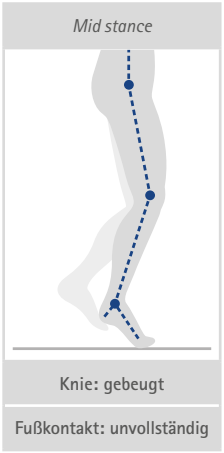


Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4

Pathologisches Gangbild

Charakteristisch für Gangtyp 4 ist eine zu starke Aktivierung der ischiocruralen Muskeln, die mit einer falschen Aktivierung des M. gastrocnemius oder des M. psoas major einhergeht.
In *mid stance* bleibt die Belastung auf dem Vorfuß und der Fuß liegt nicht vollständig auf. Außerdem bleiben Knie- und Hüftflexion bestehen [Bec, S. 46].

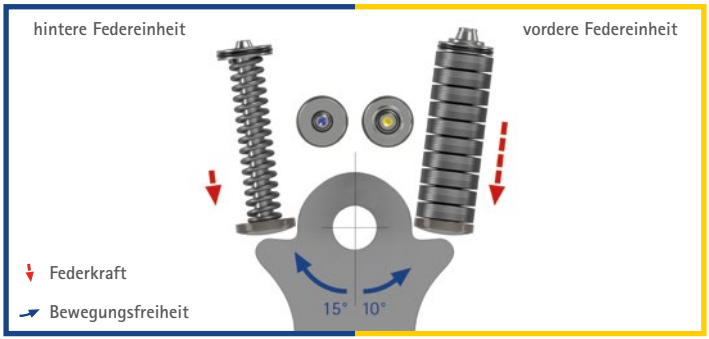
Der Patient verbraucht zudem beim Gehen sehr viel Energie [Bre, S. 102].



Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenks

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.

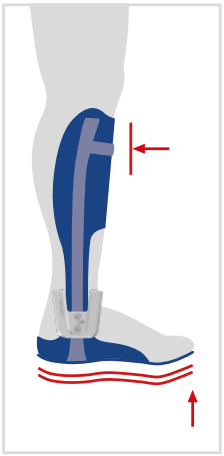


Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, rigiden Fußteil mit Spitzenhub sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum ein Spitzenhub? Lesen Sie dazu die Infobox auf Seite 41.

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



Beeinflussung von Fußfehlstellungen

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, können unterschiedliche Methoden angewendet werden, die sich mit einer Orthese kombinieren lassen:
Sowohl eine ringförmige Fußfassung als auch sogenannte Innenschuhe können in die Orthese integriert werden und deren Funktion zusätzlich positiv unterstützen.
Eine weitere Möglichkeit sind sensomotorische Elemente, die in das Fußteil der Orthese oder in einen Innenschuh geklebt bzw. bei der Gipspositiv-Erstellung modelliert werden (siehe Bild).

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4

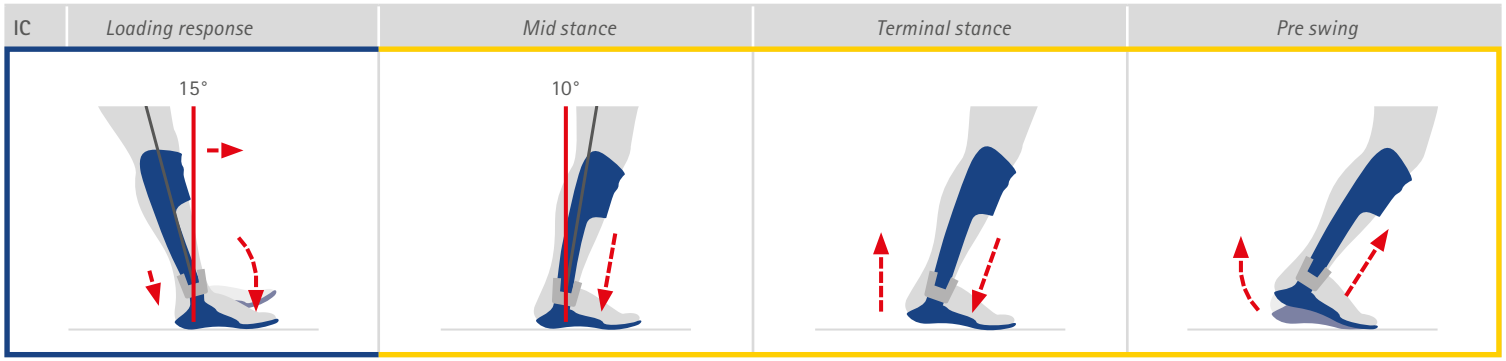
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit SAFOs mit hinterer Schale und rigider Sohle versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Durch die rigide Bauweise wird jedoch die Plantarflexion blockiert. 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 mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134 ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response:* Hat der CP-Patient keine Plantarflexionskontraktur, ist die hintere Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Sie ermöglicht eine passive Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Kraft der hinteren Federeinheit abgesenkt. Ist die empfohlene, normale Federeinheit (blaue Markierung) aufgrund einer vorhandenen Plantarflexionskontraktur zu schwach, um den Fuß in *terminal swing* in Neutral-Null-Stellung zu halten, muss sie gegen eine stärkere Federeinheit ausgetauscht werden.
- *Mid stance:* Durch die vordere Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und rigiden Fußteil sowie der vorderen Schale ein kniestreckendes Moment. Der CP-Patient wird dadurch aufgerichtet und die übermäßige Knieflexion und Unterschenkelvorneigung werden signifikant verbessert (siehe S. 46 f.). Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Sollte hierzu die sehr starke Federeinheit (gelbe Markierung) nicht ausreichen, kann sie gegen die extra starke Federeinheit (rote Markierung) ausgetauscht werden.
- *Terminal stance:* Die vordere Federeinheit wird von *mid stance* bis *terminal stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie.
- *Pre swing:* Von *terminal stance* bis *pre swing* gibt die vordere Federeinheit die Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt. Sowohl durch die Bauweise der Orthese als auch durch die unterstützend wirkende Federeinheit verbraucht der Patient weniger Energie beim Gehen (siehe S. 46 f.).

Warum ein Spitzenhub?
Bei der Modellierung des Gipspositivs sollte ein passender Spitzenhub einkalkuliert werden. Ein Spitzenhub ist bei rigiden Fußteilen notwendig, um ein Abrollen über die Zehengrundgelenke (3. Rocker) zu ermöglichen und dem Patienten durch den Vorfußkontakt in *pre swing* Stabilität zu geben.

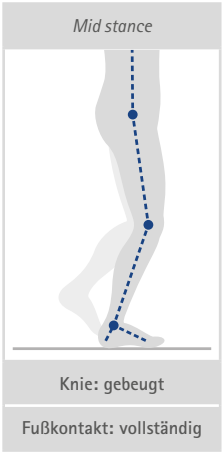


Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5

Pathologisches Gangbild

Charakteristisch für Gangtyp 5 ist eine zu starke Aktivierung der ischiocruralen Muskeln, die mit einer zu schwachen Aktivierung des M. gastrocnemius oder einer falschen Aktivierung des M. psoas major einhergeht.
In *mid stance* kommt es zu einer zu starken Knie- und Hüftflexion. Außerdem liegt der Fuß vollständig auf [Bec, S. 146].

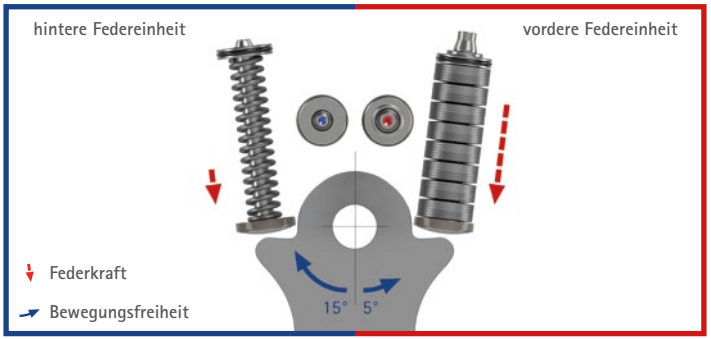
Der Patient verbraucht zudem beim Gehen sehr viel Energie [Bre, S. 102].



Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenks

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.

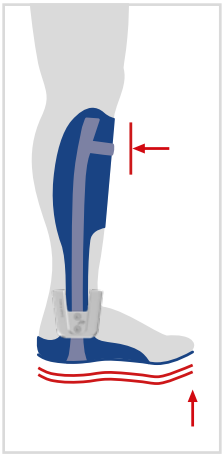


Empfohlene Orthese

Empfohlen wird eine dynamische AFO mit hoher vorderer Schale, langem, rigiden Fußteil mit Spitzenhub sowie einem NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Warum ein Spitzenhub? Lesen Sie dazu die Infobox auf Seite 45.

Zu verwendende Federeinheiten:
- hinten: blaue Markierung (normale Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- vorne: rote Markierung (extra starke Federkraft, max. 5° Bewegungsfreiheit)



Beeinflussung von Fußfehlstellungen

Um die Fußstellung des Patienten zu verbessern, können unterschiedliche Methoden angewendet werden, die sich mit einer Orthese kombinieren lassen:
Sowohl eine ringförmige Fußfassung als auch sogenannte Innenschuhe können in die Orthese integriert werden und deren Funktion zusätzlich positiv unterstützen.
Eine weitere Möglichkeit sind sensomotorische Elemente, die in das Fußteil der Orthese oder in einen Innenschuh geklebt bzw. bei der Gipspositiv-Erstellung modelliert werden (siehe Bild).

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5

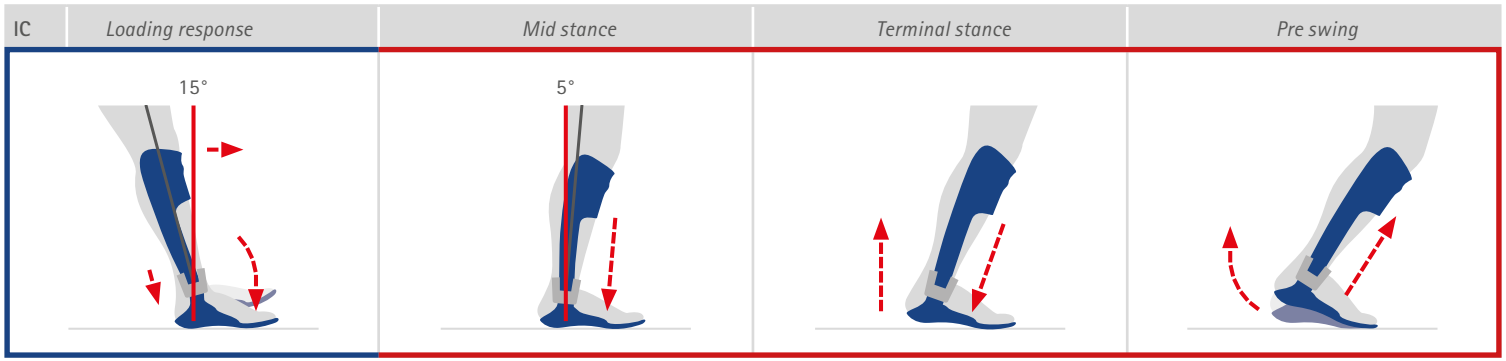
Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit FRAFOs mit vorderer Schale und rigider Sohle 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. Durch die Bauweise dieser Orthese wird jedoch die Plantarflexion blockiert. 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 mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134 ff.; Per, S. 195].

Wirkungsweise der Orthese

- *Initial contact* und *loading response:* Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine passive Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulassen. Somit wird die Fersenkipphebelfunktion aktiv unterstützt und kein exzessives Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Kraft der hinteren Federeinheit abgesenkt.
- *Mid stance:* Durch die vordere Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und rigiden Fußteil sowie der vorderen Schale ein kniestreckendes Moment. Der CP-Patient wird dadurch aufgerichtet und die übermäßige Knieflexion und Unterschenkelvorneigung werden signifikant verbessert (siehe S. 46 f.). Das ist möglich, wenn die Knieflexion noch nicht so stark ist, dass der Vektor der Bodenreaktionskraft hinter dem anatomischen Drehpunkt verläuft. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand.
- *Terminal stance:* Die vordere Federeinheit wird von *mid stance* bis *terminal stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Die Hebelwirkung des Fußteils und der optimal eingestellte Dorsalanschlag bewirken die Fersenablösung zum richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing:* Von *terminal stance* bis *pre swing* gibt die vordere Federeinheit die Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt. Sowohl durch die Bauweise der Orthese als auch durch die Unterstützung der Federeinheit verbraucht der CP-Patient weniger Energie beim Gehen.

Warum ein Spitzenhub?
Bei der Modellierung des Gipspositivs sollte ein passender Spitzenhub einkalkuliert werden. Ein Spitzenhub ist bei rigiden Fußteilen notwendig, um ein Abrollen über die Zehengrundgelenke (3. Rocker) zu ermöglichen und dem Patienten durch den Vorfußkontakt in *pre swing* Stabilität zu geben.



Dissertation: Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy

Für die Dissertation „Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy" (deutsch: Maximieren der Wirksamkeit von AFOs bei Kindern mit Cerebralparese) von Yvette L. Kerkum wurden im Rahmen einer groß angelegten niederländischen Studie 32 Kinder mit spastischer Cerebralparese unter Verwendung des NEURO SWING Systemknöchelgelenks orthetisch versorgt. Das Gangbild dieser Kinder wurde ganganalytisch erfasst und unter verschiedenen Fragestellungen ausgewertet. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen die Aussagen dieses Handbuchs und sind hier kurz zusammengefasst:

Vergrößerung der Unterschenkelvorneigung und Gelenkwinkel in *mid stance* durch Erhöhung der Sprengung
Das Unterlegen von Keilen unter eine starre AFO (Tuning) verursacht eine signifikante Vergrößerung der Unterschenkelvorneigung sowie der Knie- und Hüftflexion in *mid stance* [Ker, S. 49 ff.].

Veränderung der Gelenkmomente in *mid stance* durch Erhöhung der Sprengung
Das Unterlegen von Keilen unter eine starre AFO (Tuning) verursacht eine signifikante Vergrößerung des knieflektierenden Moments in *mid stance* [Ker, S. 49 ff.].

Veränderung der Gelenkmomente in *mid stance* durch Erhöhung der Fußteilsteifigkeit
Eine Erhöhung der Steifigkeit des Fußteils verursacht eine signifikante Verringerung des knieflektierenden Moments in *mid stance* [Ker, S. 49 ff.].

Die mechanischen Eigenschaften des NEURO SWING Systemknöchelgelenks
Da die Federeinheiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenks austauschbar sind, kann die AFO an das individuelle Gangbild des Patienten angepasst werden. Die Federeinheiten besitzen durch ihre Bauweise einen Schwellenwert, unter dem es bei geringen Momenten im anatomischen Knöchelgelenk zu keiner Bewegung im mechanischen Knöchelgelenk (Komprimierung der Federeinheiten) kommt. Dieser Schwellenwert unterstützt die Kniestreckung zu Beginn der Standphase [Ker, S. 67 ff.].

Die optimale Federkraft für CP-Patienten mit erhöhter Knieflexion in *mid stance*
Die rote und die gelbe Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenks sind für Kinder mit CP, die eine erhöhte Knieflexion in *mid stance* aufweisen (Gangtyp 4 und 5), am besten geeignet. Die gelbe Federeinheit bietet ein optimales Verhältnis aus Federkraft und Bewegungsfreiheit und leistet mit der daraus resultierenden hohen Energierückgabe den besten Beitrag zur Verbesserung des *push off*. Die rote Federeinheit normalisiert durch ihre relativ hohe Steifigkeit und geringe Bewegungsfreiheit die Gelenkwinkel am effizientesten [Ker, S. 67 ff.].

Verringerter Energieverbrauch beim Gehen mit der gelben Federeinheit
Die Verbesserung des Energieverbrauchs beim Gehen mit der gelben Federeinheit ist eher auf die Verbesserung der Gelenkwinkel und -momente in der Standphase zurückzuführen als auf die Unterstützung des *push off* [Ker, S. 79 ff.].

Verringerter Energieverbrauch beim Gehen mit AFO und optimaler Federkraft
Durch die optimale Federkraft kann der Patient beim Gehen mit AFO seinen Energieverbrauch im Vergleich zum Gehen nur mit Schuhen deutlich verringern [Ker, S. 109 ff.].

Verbesserter Kniewinkel beim Gehen mit AFO und optimaler Federkraft
Durch die optimale Federkraft kann beim Gehen mit AFO die erhöhte Knieflexion der CP-Patienten in *mid stance* signifikant reduziert werden [Ker, S. 109 ff.].

Verbesserte Unterschenkelvorneigung beim Gehen mit AFO und optimaler Federkraft
Durch die optimale Federkraft ist die Unterschenkelvorneigung beim Gehen mit AFO im Vergleich zum Gehen nur mit Schuhen signifikant verringert [Ker, S. 109 ff.].

Keine Gewöhnungsphase an die neue AFO notwendig
Auch nach einer Phase der Gewöhnung an die AFO ist keine weitere Verbesserung der wichtigen Gangparameter (Zeit-Distanz-Parameter, Gelenkwinkel, Gelenkmomente) zu beobachten. Eine Gewöhnungsphase muss also im klinischen Alltag nicht berücksichtigt werden [Ker, S. 129 ff.].

Weitere Studien zum NEURO SWING

Neben der zuvor beschriebenen Dissertation fand das NEURO SWING Systemknöchelgelenk seit 2012 bei weiteren zahlreichen Studien, hauptsächlich zur Indikation Cerebralparese, Verwendung. Die Ergebnisse dieser Studien wurden als Poster oder Vorträge auf diversen nationalen und internationalen Kongressen präsentiert bzw. in namhaften Fachzeitschriften publiziert.

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.

Gentz R, Friebus F (2012): Das Neuro Swing Systemknöchelgelenk. Seine Verwendung in der Orthesenversorgung für Patienten mit Cerebralparese. *Orthopädie Technik* 63(8): 35-41.

Kerkum YL, Harlaar J, Buizer AI et al. (2013): Optimising Ankle Foot Orthoses for children with Cerebral Palsy walking with excessive knee flexion to improve their mobility and participation; protocol of the AFO-CP study. *BMC Pediatrics* 13(1): 17.

Kerkum YL, Brehm MA, Buizer AI et al. (2014): Defining the mechanical properties of a spring-hinged ankle foot orthosis to assess its potential use in children with spastic cerebral palsy. *Journal of applied biomechanics* 30(6): 728-731.

Kerkum YL, Brehm MA, Hutten K et al. (2015): Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy. *Clinical biomechanics* 30(6): 617-622.

Kerkum YL, Buizer AI, Noort JC et al. (2015): The Effects of Varying Ankle Foot Orthosis Stiffness on Gait in Children with Spastic Cerebral Palsy Who Walk with Excessive Knee Flexion. *PloS one* 10(11): e0142878.

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, Buizer AI et al. (2016): An individual approach for optimizing ankle-foot orthoses to improve mobility in children with spastic cerebral palsy walking with excessive knee flexion. *Gait & Posture* 46: 104-111.

Sabbagh D, D´Souza S, Schäfer C et al. (2022): Optimizing Spring Hinged Ankle Foot Orthoses for Patients with Neurological Gait Disorders Using Separate Adjustability of Plantarflexion and Dorsiflexion Resistance. *Gait & Posture* 97 (Suppl. 1): 152-153

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2016): Long-term effects of a dynamic ankle foot orthosis on a patient with cerebral palsy following ischemic perinatal stroke – A case study. *Gait & Posture* 49 (Suppl. 2): 224.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2014): The observance of biomechanical effects on the estimation of common ankle foot orthoses in cerebral palsy. *Gait & Posture* 39 (Suppl. 1): 95-96.

Sabbagh D, Fior J, Gentz R (2013): A Critical Consideration on Common Orthotic Treatment Concepts for Gait Problems in Cerebral Palsy. *Journal of Children's Orthopaedics* 7(4): 331.

Skaaret I (2012): *Evaluation of Ankle Joint Stiffness on Gait Function in Neuromuscular Diagnoses: a Case Study.* 9. Nordiske Ortopedietekniske Kongress. Lillestrøm, Norway, November 2012.

Wolf S, Block J, Heitzmann D et al. (2013): Kinetics of an ankle foot orthosis with a dynamic hinge joint for children with neuromuscular disorders. *Journal of Children's Orthopaedics* 7(4): 331.

AFO
(engl. *ankle-foot orthosis*): Bezeichnung für eine Orthese, die das Knöchelgelenk und den Fuß umfasst

Amsterdam Gait Classification
Einteilung ↑pathologischer Gangbilder von CP-Patienten in fünf Gangtypen. Sie beurteilt die Stellung des Knies und den Fußkontakt zum Boden in *mid stance*. Die Amsterdam Gait Classification wurde am VU medisch centrum der Freien Universität in Amsterdam (VUmc) unter Mitwirkung von Prof. Dr. Jules Becher entwickelt.

Bodenreaktionskraft
(Abk. BRK): Kraft, die als Gegenreaktion zu dem Körpergewicht im Boden entsteht. Der Bodenreaktionskraft-Vektor ist eine theoretische Linie, in der die Größe, der Ursprung und die Wirkungsrichtung der Bodenreaktionskraft sichtbar gemacht werden.

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.

Cerebralparese
(Abk. CP): Störung des Muskeltonus und der Muskelkoordination durch Schädigung des zentralen Nervensystems vor, während oder nach der Geburt. Je nach Art der Schädigung können Lähmungen als ↑Hemiplegie,↑Diplegie oder ↑Paraplegie auftreten. Bei vielen Patienten werden diese Lähmungen von ↑Spastiken begleitet.

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 kniestreckendes Moment und ab *terminal stance* das Ablösen der Ferse vom Boden.

Dorsalextension
Anheben des Fußes bzw. Verkleinerung des Winkels zwischen Unterschenkel und Fuß. Aufgrund dieser Bewegung (↑Flexion) im Englischen *dorsiflexion* genannt. Funktionell liegt allerdings eine Streckbewegung im Sinne einer ↑Extension vor. Gegenbewegung zur ↑Plantarflexion.

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.

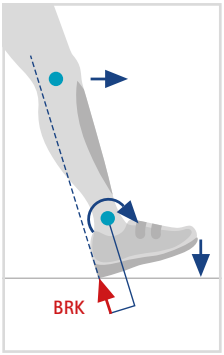
Extension
(lat. *extendere* = ausstrecken): aktive oder passive Streckbewegung eines Gelenks. Die Streckung ist die Gegenbewegung zur Beugung (↑Flexion) und führt charakteristischerweise zur Vergrößerung des Gelenkwinkels.

Exzentrisch
(lat. *ex* = außerhalb; *centro* = Mitte): außerhalb eines Zentrums bzw. abseits eines Mittelpunkts 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 Fersenauftrittpunkts 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 Schwungbein 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 Gelenks. Die Beugung ist die Gegenbewegung zur Streckung (↑Extension) und führt charakteristischerweise zur Verkleinerung des Gelenkwinkels.

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 Carbon gefertigt werden und entweder über ein rigides oder teilflexibles Fußteil verfügen. Der Name FRAFO ist allerdings irreführend, da auch andere ↑AFOs mit der↑Bodenreaktionskraft in Wechselwirkung treten.

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 nicht stark genug, um eine ↑Plantarflexion zuzulassen und gleichzeitig den Fuß in der Schwungphase in ↑Neutral-Null-Stellung zu halten. Deshalb ist bei hinged AFOs in solchen Fällen die Plantarflexion blockiert.

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

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

Ischiocrurale Muskulatur (1)
(engl. *hamstrings*): auf der ↑dorsalen Seite (Rückseite) des Oberschenkels gelegen. Im Hüftgelenk bewirkt die ischiocrurale Muskulatur eine ↑Extension und im Kniegelenk eine ↑Flexion.

Kauergang
(engl. *crouch gait*): Gangbild mit permanent gebeugten Hüften und Knien

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. gastrocnemius (2)
Musculus gastrocnemius: Wadenmuskel. Zweiköpfiger Muskel, der die ↑Plantarflexion des Fußes bewirkt. Ein Teil des ↑M. triceps surae.

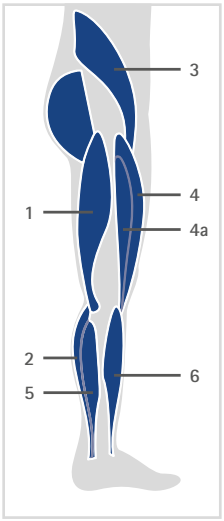
M. psoas major (3)
Musculus psoas major: „Großer Lendenmuskel." Von den Lendenwirbeln ausgehender, innerer Hüftmuskel, der den Oberschenkel im Hüftgelenk beugt und nach außen dreht

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.



M. vastus lateralis (4a)
Musculus vastus lateralis: äußerer Schenkelmuskel. Von der Hinterfläche des Oberschenkels zur Kniescheibe ziehender Teil des ↑M. quadriceps. Ist an der ↑Extension des Unterschenkels im Kniegelenk beteiligt.

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

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 Gelenks ermittelt.

Paraplegie
(griech. *para* = bei, neben; *plege* = Schlag, Lähmung): vollständige Lähmung zweier symmetrischer Extremitäten (meistens Beine)

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 bzw. Vergrößerung des Winkels zwischen Unterschenkel und Fuß. Gegenbewegung zur ↑Dorsalextension.

Plantarflexoren
Muskeln, die das Absenken des Fußes verursachen, siehe ↑Plantarflexion

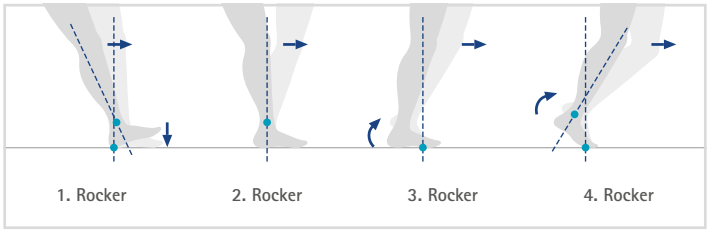
Polypropylen
(Abk. PP): Gruppe thermoplastisch verformbarer und schweißbarer Kunststoffe. Wird häufig zur Herstellung von einfachen Orthesen verwendet. Ökonomische Herstellungstechnik. Nachteil gegenüber hochwertigeren Werkstoffen, wie Carbonfaser, ist das deutlich höhere Gewicht, wenn die gleiche Steifigkeit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

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

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

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

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

SMO
(supramalleoläre Orthese): Knöchelübergreifende Orthese aus verstärktem Leder oder ↑Polypropylen. Bleibt der Achillessehnenbereich frei, ist eine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk möglich. Dadurch können SMOs ↑dynamische Eigenschaften besitzen. Bleibt die Achillessehne nicht frei, ist die ↑Plantarflexion eingeschränkt.

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

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

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

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

Tibiaprogression
(lat. *procedere* = fortschreiten, steigern): Bewegung der Tibia (Schienbein) in Bewegungsrichtung um das anatomische Knöchelgelenk herum in *mid stance*. Im Englischen auch als *ankle rocker* bezeichnet (↑Rockers).

Abk.	Quelle	Seite
[Aud]	Audo O, Daly C (2017): Standing activity intervention and motor function in a young child with cerebral palsy. *Physiotherapy Theory and Practice* 33(2): 162-172	6
[Bec]	Becher JG (2002): Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. *Journal of Prosthetics & Orthotics* 14(4): 143-149.	26, 30, 34, 38, 42
[Bre]	Brehm MA (2007): *The Clinical Assessment of Energy Expenditure in Pathological Gait.* Dissertation. Vrije Universiteit/medical center Amsterdam.	38, 42
[Doe]	Döderlein L (2007): *Infantile Zerebralparese. Diagnostik, konservative und operative Therapie.* Darmstadt: Steinkopff.	4
[Gag]	Gage JR et al. (2009): *The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy,* 2. Auflage. London: Mac Keith Press.	58, 59
[Gag1]	Gage JR (2009): Gait Pathology in Individuals with Cerebral Palsy. Introduction and Overview. In: [Gag], S. 65.	4
[Gag2]	Gage JR et al. (2009): Section 5. Operative Treatment. In: [Gag], S. 381-578.	5
[Goe]	Götz-Neumann K (2006): *Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie.* Stuttgart: Georg Thieme.	17, 19, 25, 32, 36, 40, 44,
[Gra]	Graham HK, Harvey A, Rodda J et al. (2004): The Functional Mobility Scale (FMS). *Journal of Pediatric Orthopaedics* 24(5): 514–520.	24
[Gru]	Grunt S (2007): Geh-Orthesen bei Kindern mit Cerebralparese. *Paediatrica* 18(6): 30-34.	2, 25, 28, 32, 36
[Hor]	Horst R (2005): *Motorisches Strategietraining und PNF.* Stuttgart: Georg Thieme.	5, 9, 17, 19
[Ker]	Kerkum YL (2015): *Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy.* Dissertation. Vrije Universiteit medical center Amsterdam.	46, 47
[Kra]	Krämer J (1996): *Orthopädie.* 4. Auflage. Berlin: Springer.	5
[Mol]	Molenaers G, Desloovere K (2009): Pharmacologic Treatment with Botulinum Toxin. In: [Gag], S. 363-380.	5
[Nov1]	Novacheck TF, Kroll GJ, Gent G et al. (2009): Orthoses. In: [Gag], S. 327-348.	7, 8, 21, 28
[Nov2]	Novacheck TF (2008): Orthoses for cerebral palsy. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR (Hrsg.): *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices,* 4. Auflage. Philadelphia: Mosby/Elsevier, S. 487-500.	17, 21
[Õun]	Õunpuu S, Thomason P, Harvey A et al. (2009): Classification of Cerebral Palsy and Patterns of Gait Pathology. In: [Gag], S. 147-166.	24
[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.	9, 17
[Pan]	Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. *Disability and Rehabilitation* 27(1-2): 2-6.	57
[Pea]	Peacock WJ (2009): The Pathophysiology of Spasticity. In: [Gag], S. 89-98.	4
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): *Gait Analysis: Normal and Pathological Function,* 2. Auflage. Thorofare: Slack Inc.	5, 19, 25, 32, 36, 40, 44
[Pek]	Pekanovic A, Strobl W, Hafkemeyer U et al. (2022): Dynamic Standing Exercise using the Innowalk Device in Patients with Genetic and Acquired Motor Impairments. *Journal of Rehabilitation Medicine* 54: jrm00284	6
[Rod]	Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait pattern in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* 8(Suppl. 5): 98-108.	25
[Rom]	Romkes J, Hell AK, Brunner R (2006): Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait & Posture* 24(4): 467–474.	7
[Rus]	Russel D et al. (2006): *GMFM und GMFSC.* Bern: Hans Huber.	24

FIOR & GENTZ

Orthesen-Konfigurator

PR0221-DE-2025-03

FIOR & GENTZ
Dorette-von-Stern-Straße 5
21337 Lüneburg (Deutschland)
+49 4131 24445-0
+49 921 95659554
info@fior-gentz.de
www.fior-gentz.de

FIOR & GENTZ