

# CP-Handbuch

Ein Konzept zur orthetischen Versorgung der unteren Extremität bei Cerebralparese

6. 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 Systemgelenkes 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 Systemknöchelgelenkes bei der orthetischen Versorgung von CP-Patienten anhand diverser internationaler Studien (siehe S. 42f.) 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 Systemknöchelgelenkes und der Veröffentlichung des CP-Handbuches 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 Gangbildes 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.

Wir wollen ständig am Ball bleiben, um Ihnen neue Studienergebnisse und aktuelle Informationen zur Verfügung zu stellen. In diesem Handbuch sind erstmals sämtliche Studien zum Thema Cerebralparese und Kinderneurologie aufgeführt, in denen das NEURO SWING Systemknöchelgelenk verwendet oder untersucht wurde.

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

Ihr FIOR & GENTZ Team

# Inhaltsverzeichnis

Das Therapieziel	4
Die orthetische Versorgung in der CP-Therapie	6
Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO	10
Patientenklassifikation	18

Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 1	20
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2	24
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3	28
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4	32
Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5	36

Studien zu den Aussagen dieses Handbuches	40
---	----

## Glossar

finden Sie ab Seite	44
---------------------	----

## Literaturhinweise

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



# Das Therapieziel

## 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

Es ist wichtig, dass das interdisziplinäre Team, bestehend aus Arzt, Physiotherapeut, Ergotherapeut, Orthopädietechniker und Biomechaniker, ein gemeinsames Therapiekonzept verfolgt, bei dem alle Beteiligten eng zusammenarbeiten [Doe, S. 113ff.].

### Einteilung des physiologischen Gangbildes in einzelne



#### 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>
-----------------------------	------------------------------	-------------------------------	-------------------------	------------------------------

#### Deutsche Bezeichnung

Anfangs-kontakt	Belastungs-übernahme	Mittlere Standphase (frühe Phase)	Mittlere Standphase	Mittlere Standphase (späte Phase)
-----------------	----------------------	-----------------------------------	---------------------	-----------------------------------

#### Anteil am Doppelschritt

0 %	0-12 %	12-31 %		
-----	--------	---------	--	--

#### Hüftwinkel

20° Flexion	20° Flexion	10° Flexion	5° Extension	5° Extension
-------------	-------------	-------------	--------------	--------------

#### Kniewinkel

5° Flexion	15° Flexion	10° Flexion	5° Flexion	5° Flexion
------------	-------------	-------------	------------	------------

#### Knöchelwinkel

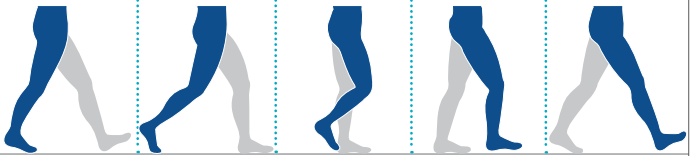
Neutral-Null	5° Plantarflex.	Neutral-Null	5° Dorsalext.	5° Dorsalext.
--------------	-----------------	--------------	---------------	---------------

Der erste Schritt des Therapiekonzeptes sollte der sofortige 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].

Das physiologische Gangbild eines gesunden Menschen wird in der Abbildung in seinen einzelnen Phasen dargestellt. Diese beziehen sich auf das rechte Bein (Referenzbein). Um das Therapieziel zu erreichen, dient dieses physiologische Gangbild dem interdisziplinären Team bei der Behandlung von CP-Patienten als Orientierung [Per, S. 9ff.].

## Phasen nach Jacquelin Perry



<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>
Standphasenende	Schwungphasenvorbereitung	Schwungphasenbeginn	Mittlere Schwungphase	Schwungphasenende
31-50 %	50-62 %	62-75 %	75-87 %	87-100 %
20° Extension	10° Extension	15° Flexion	25° Flexion	20° Flexion
10° Flexion	40° Flexion	60° Flexion	25° Flexion	5° Flexion
10° Dorsalex. t.	15° Plantarflex.	5° Plantarflex.	Neutral-Null	Neutral-Null

# Die orthetische Versorgung in der CP-Therapie

## Anforderungen an Orthesen

Zur Unterstützung der physiotherapeutischen sowie operativen Therapie sind wirkungsvolle Orthesen unerlässlich. In einigen Fällen muss die orthetische Versorgung durch orthopädisches Schuhwerk oder Schuhzurichtungen ergänzt werden [Gru, S. 30].

Abhängig vom pathologischen Gangbild des Patienten, den Anforderungen des Arztes und dem Ziel der Physiotherapie muss der Orthopädietechniker die Orthese so aufbauen, dass sie eine gewünschte Hebelwirkung erzielt [Nov2, S. 488ff.; Owe, S. 262].

Zusätzlich sollte ein operatives Ergebnis durch den richtigen Aufbau und die richtige Einstellung der Bewegungsfreiheit der Orthese gesichert werden, ohne die Physiotherapie zu behindern. Genau an dieser Stelle setzt die Schwierigkeit für den Orthopädietechniker ein, denn bisher war der Bau einer wirkungsvollen Orthese in der Praxis aufgrund mangelnder Einstellmöglichkeiten nur schwer realisierbar.

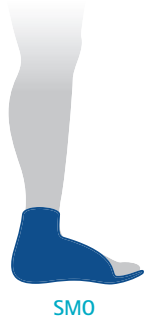


## Problematiken bei den bisherigen orthetischen Versorgungen

Die Versorgung von CP-Patienten kann, je nach Schwere und Ausprägung des Krankheitsbildes, mit einer Vielzahl von Hilfsmitteln erfolgen. Die Bandbreite reicht dabei von einfachen Hilfsmitteln wie supra-malleolären Orthesen (SMOs) oder sensomotorischen Einlagen bis hin zu Unterschenkelorthesen (AFOs) in Ausführungen mit und ohne Knöchelgelenk. Alle derzeitigen Versorgungen können zu einem Therapieerfolg führen, diesen 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]

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.



AFOs werden überwiegend ohne Knöchelgelenk hergestellt. Sie werden in dynamische AFOs (DAFOs) und starre/statische AFOs (SAFOs) unterteilt [Nov1, S. 330ff.]. So lassen DAFOs z. B. eine Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk zu, jedoch ohne einen definierten Drehpunkt und eine definierte Bewegungsfreiheit. Bei aus Polypropylen gefertigten SAFOs wird eine Bewegung im Knöchel ganz verhindert.



# Die orthetische Versorgung in der CP-Therapie

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 Elastomerefedergelenke 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

Seit einiger Zeit werden AFOs mit rückfedernder Wirkung wie z. B. die Posterior-Leaf-Spring AFO eingesetzt. Allerdings haben sie keinen definierten Drehpunkt und keine definierte bzw. einstellbare Bewegungsfreiheit. AFOs mit einer ventralen Schale werden allgemein als Floor Reaction AFOs (FRAFOs) bezeichnet. Diese Orthesen können z. B. die Bewegung im anatomischen Drehpunkt blockieren und durch eine rigide Sohle mit flexiblem Zehenbereich ein erleichtertes Abstoßen der Zehen vom Boden (*push off*) ermöglichen.



Posterior-Leaf-Spring AFO



FRAFO

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

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



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

Von einem modernen Orthesenkonzept wird erwartet, dass es optimal auf die Bedürfnisse des Patienten angepasst ist. Nur so können alle wie bei Novacheck geforderten Ziele [Nov1, S. 330] in einer AFO realisiert werden. Genau dafür wurde das einstellbare NEURO SWING Systemknöchelgelenk entwickelt.

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



# Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO

Nachteile  
existierender AFOs

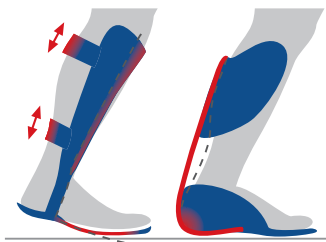
Eigenschaften  
NEURO SWING



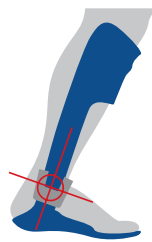
Nicht einstellbarer Aufbau



Einstellbarer Aufbau



Kein definierter Drehpunkt




Definierter Drehpunkt

## Beschreibung

Da die Orthese immer so aufgebaut sein muss, dass sie eine gewünschte Hebelwirkung erzielt [Nov2, S. 488ff.], ist der Einbau eines einstellbaren Knöchelgelenkes 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. 20ff.). Beim NEURO SWING Systemknöchelgelenk ist der Aufbau der Orthese unabhängig von der Sprengung veränderbar.



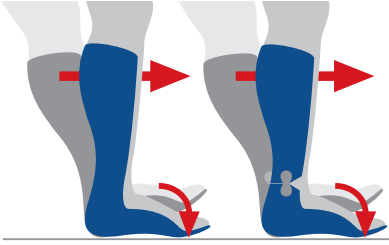
Einige Orthesen lassen auch ohne Knöchelgelenk eine Bewegung zwischen Fuß und Unterschenkel zu. Allerdings wird das anatomische Knöchelgelenk mit diesen Orthesen nur unzureichend bewegt, was zu Muskelatrophien führen kann [Goe, S. 98f.].

Außerdem kommt es zur ungewollten Verschiebung der Orthesenschalen am Bein des 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.

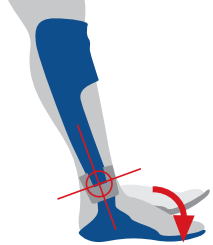
# Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO

Nachteile  
existierender AFOs

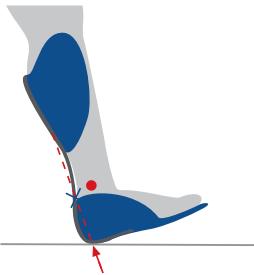
Eigenschaften  
NEURO SWING



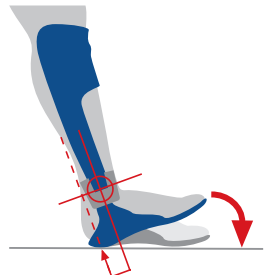
Plantarflexion blockiert



Plantarflexion möglich



Keine Fersenkippehebfunktion



Fersenkippehebfunktion

## Beschreibung

Durch die blockierte Plantarflexion wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet und an das Knie übertragen. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel), obwohl die CP-Patienten meist einen zu schwachen M. quadriceps haben [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195]. Eine qualifizierte Physiotherapie nutzt die physiologische 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. 98ff.].

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

Andere Orthesen wie z. B. die Posterior-Leaf-Spring AFOs ermöglichen diesen Hebel nicht. Das Absinken des Fußes ist mit solchen Orthesen nur 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 dorsale Federeinheit kontrolliert.

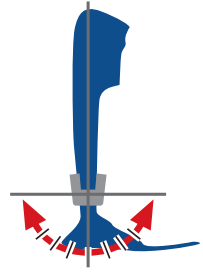
# Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO

Nachteile  
existierender AFOs

Eigenschaften  
NEURO SWING



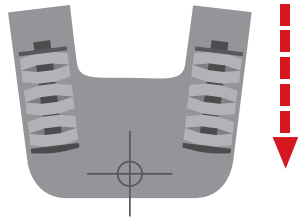
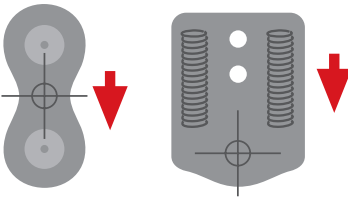
Nicht einstellbare Bewegungsfreiheit



Einstellbare Bewegungsfreiheit

Elastomerfeder- und Schraubenfedergelenk

Tellerfeder




Geringe Federkraft

Hohe Federkraft

## Beschreibung

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

Verwendung eines einstellbaren Knöchelgelenkes 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. 488ff.]. Auch wenn generell kein physiotherapeutischer Erfolg zu erwarten ist oder sehr starke Fußdeformitäten vorliegen, ist die Versorgung mit einer statischen AFO sinnvoll.



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. 20ff.). Gängige Konstruktionen wie z. B. Elastomer- oder Schraubenfeder-gelenke können diese Wirkung nicht annähernd erzielen.

# Das NEURO SWING in einer dynamischen AFO

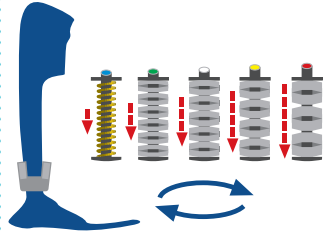
Nachteile  
existierender AFOs

Eigenschaften  
NEURO SWING

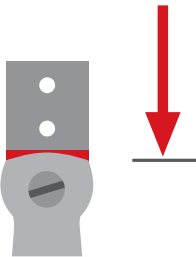


Keine veränderbare Federkraft

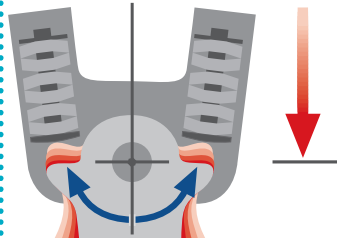
Austauschbare Federeinheiten



Veränderbare Federkraft



Harte Anschläge




Weiche Anschläge



## Beschreibung

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 (siehe S. 20ff.). Bei AFOs ohne Knöchelgelenk ist die Federkraft nur eingeschränkt veränderbar.



Durch die integrierten Tellerfedern werden weiche Anschläge gewährleistet, die der Entstehung oder Verschlechterung von Spastiken entgegenwirken.

# Patientenklassifikation

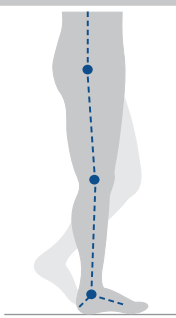
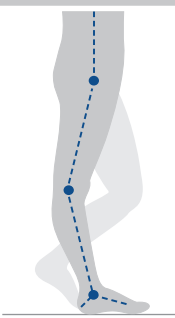
Um das gewünschte Therapieziel zu erreichen, benötigt das interdisziplinäre Team eine gemeinsame Grundlage zur Beurteilung der unterschiedlichen Ausprägungen der CP. Die Grundlage kann durch das Einstufen von CP-Patienten nach bestimmten Kriterien, einer sogenannten Klassifikation, geschaffen werden.

## 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 [Öun, S. 151ff.].

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].

## Gangtypen nach der *Amsterdam Gait Classification*

GANGTYPEN	TYP 1	TYP 2
		
KNIE	normal	überstreckt
FUSSKONTAKT	vollständig	vollständig
VERSORGUNG	siehe S. 20-23	siehe S. 24-27




## Pathologisches Gangbild

Im Jahr 2001 haben Rodda und Graham Patienten mit spastischer Hemiplegie und Diplegie unter Berücksichtigung des Gangbildes und der Körperhaltung mithilfe von Videoaufzeichnungen analysiert und in vier Gangtypen unterteilt [Rod, S. 98ff.]. 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 Gangbildes 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].

TYP 3	TYP 4	TYP 5
		
überstreckt	gebeugt	gebeugt
unvollständig	unvollständig	vollständig
siehe S. 28-31	siehe S. 32-35	siehe S. 36-39

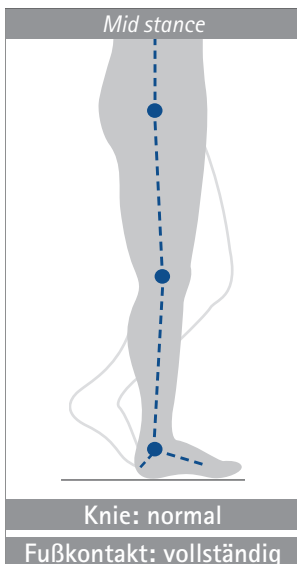
Darstellung der Gangtypen in *mid stance*

# 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 unauffällig [Bec, S. 1 S. 5 f.].



## Empfohlene Orthese

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

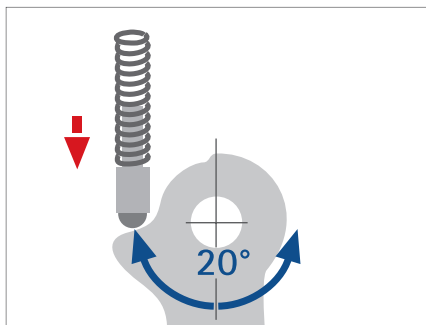


## Einstellmöglichkeiten des NEURO SPRING Systemknöchelgelenkes

Anpassung an das pathologische Gangbild durch:

- Einfeilbare Bewegungsfreiheit in Dorsalexension

Das NEURO SPRING kann zu einem NEURO CLASSIC-SWING Systemknöchelgelenk umgerüstet werden.



**Bewegungsfreiheit** **Federkraft**

## 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 integrierte Federeinheit des NEURO SPRING Systemknöchelgelenkes 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 ermöglicht diese Fußheberfunktion die physiologische Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur ersetzt und somit die Fersenkiphebelfunktion erhält. Der Fuß wird vom *initial contact* zur *loading response* kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt.
- *Mid stance*: Durch den freien Dorsalanschlag des NEURO SPRING Systemknöchelgelenkes wird die physiologische Kniestreckung nicht beeinflusst.
- *Mid stance*: Durch den freien Dorsalanschlag des NEURO SPRING Systemknöchelgelenkes wird die physiologische Kniestreckung nicht beeinflusst.
- *Pre swing* und *mid swing*: Die dorsale Federeinheit bringt den Fuß von *pre swing* bis *mid swing* in die Neutral-Null-Stellung. Dies verhilft dem CP-Patienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

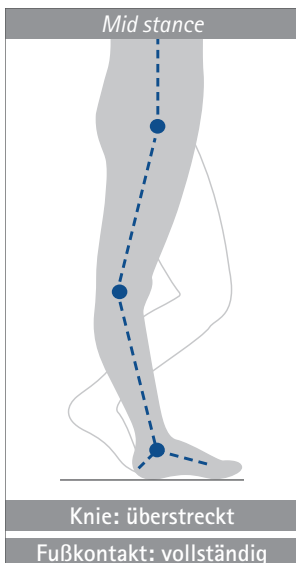
Therapieunterstützende Elemente der oben genannten einfachen Hilfsmittel wie z. B. ein sensomotorisches Fußbett können weiterhin in die empfohlene Orthese integriert werden.

# 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].



## Empfohlene Orthese

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

**Warum eine ventrale Schale?** Lesen Sie dafür den letzten Abschnitt auf Seite 27.

Zu verwendende Federeinheiten:

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



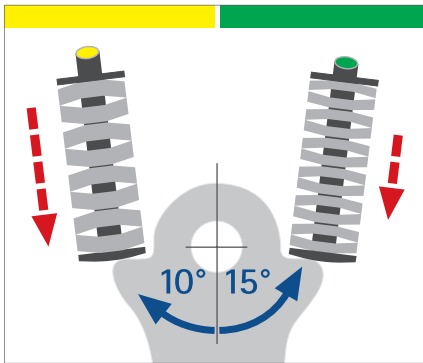


## Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

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.



**Bewegungsfreiheit** **Federkraft**

## 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).



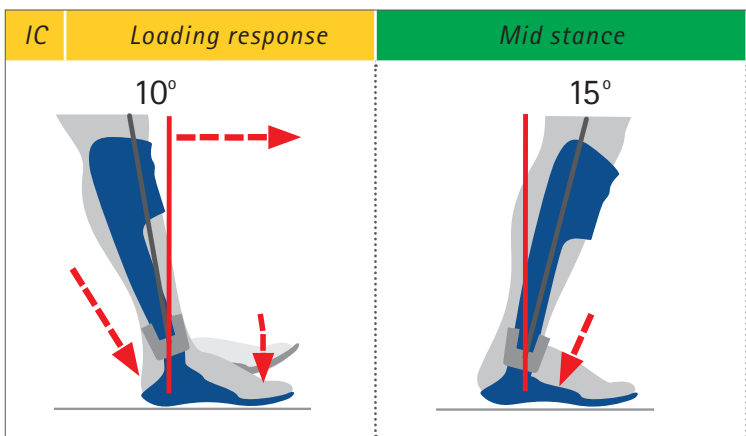
# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 2

## Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher meist mit hinged AFOs versorgt, die die Dorsalextension freigeben und die Plantarflexion blockieren. Durch diese Bauweise steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension und die physiologische Plantarflexion wird verhindert [Gru, S. 33]. Zwischen *initial contact* und *loading response* wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

## Wirkungsweise der Orthese (s. Abbildung unten)

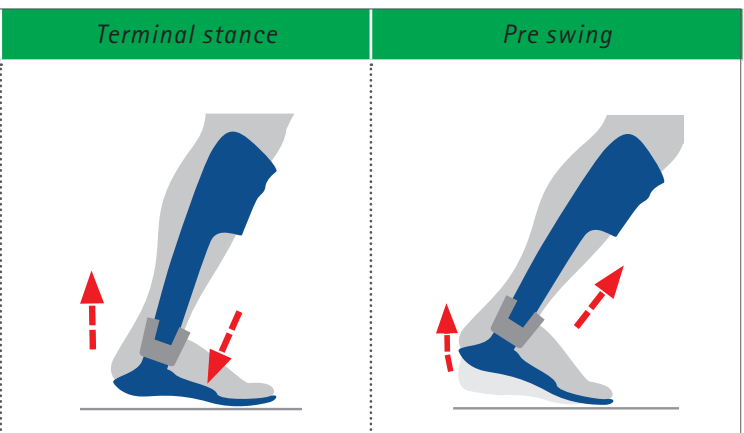
- *Initial contact* und *loading response*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Sie ermöglicht eine physiologische Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prä-tibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird vom *initial contact* zur *loading response* kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt. Die physiologische Plantarflexion soll verhindern, dass der M. gastrocnemius zu früh aktiviert wird. Wird die Fersenkipphelfunktion durch die empfohlene, sehr starke dorsale Federeinheit (gelbe Markierung) zu stark



eingeschränkt, muss sie gegen eine mittlere Federeinheit (grüne Markierung) getauscht werden.

- *Mid stance*: Die dorsale Federeinheit im NEURO SWING Systemknöchelgelenk verhindert die Überstreckung des Kniegelenkes.
- *Terminal stance*: Durch die sehr starke dorsale Federeinheit kann ein physiologisches Ablösen der Ferse erreicht werden.
- *Pre swing*: Die ventrale Federeinheit bringt den Fuß von *pre swing* bis *mid swing* in die Neutral-Null-Stellung. Dies verhilft dem CP-Patienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

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

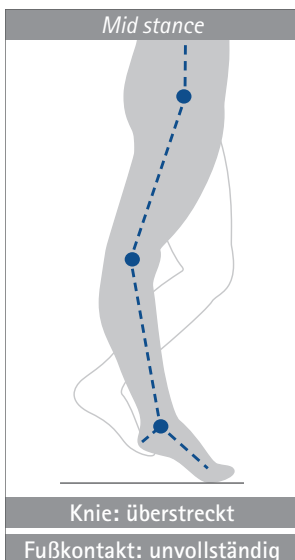


# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3

## 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].



## Empfohlene Orthese

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

**Warum eine ventrale Schale?** Lesen Sie dafür den letzten Abschnitt auf Seite 31.

Zu verwendende Federeinheiten:

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

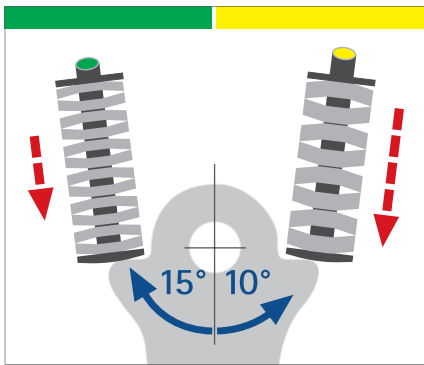


## Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

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.



**Bewegungsfreiheit** **Federkraft**

## 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).



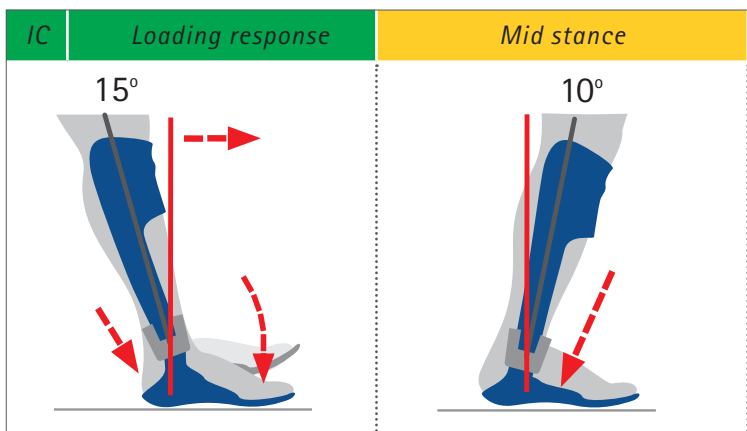
# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 3

## Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit SAFOs mit dorsaler Schale versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension [Gru, S. 33]. Durch die rigide Bauweise wird jedoch die physiologische Plantarflexion verhindert. Zwischen *initial contact* und *loading response* wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195]. Durch die nachteilige Konstruktion mit einer dorsalen 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 Kniegelenkes wird provoziert.

## Wirkungsweise der Orthese (s. Abbildung unten)

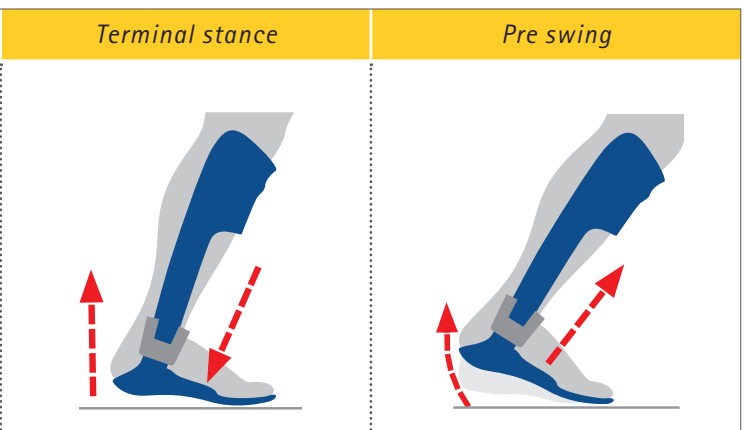
- *Initial contact* und *loading response*: Die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim *initial contact* den Boden mit der Ferse zu berühren. Sie ermöglicht eine physiologische Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird vom *initial contact* zur *loading response* kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt. Die physiologische



Plantarflexion soll verhindern, dass der M. gastrocnemius zu früh aktiviert wird.

- *Mid stance*: Die ventrale Federeinheit wird durch die von der Tibiaprogession 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 ventralen Federeinheit gespeichert.
- *Pre swing*: Von *terminal stance* bis *pre swing* gibt die ventrale Federeinheit die gespeicherte Energie wieder frei, wodurch sie den *push off* unterstützt.

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

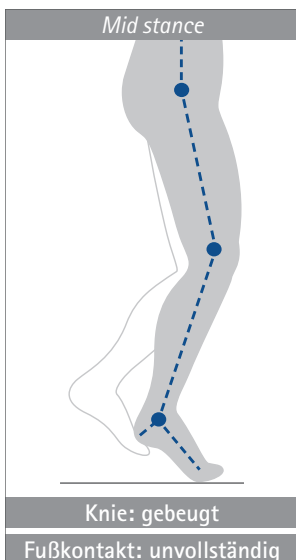


# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4

## 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. 146].

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



## Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und rigidem Fußteil sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten:

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



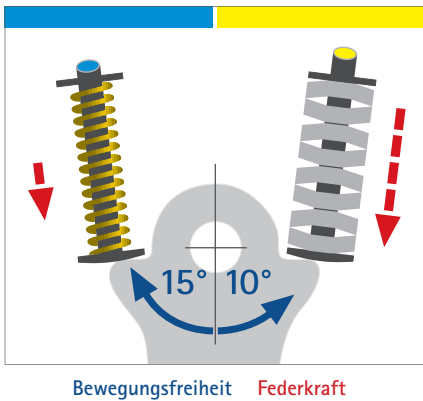


## Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

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.



## 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).



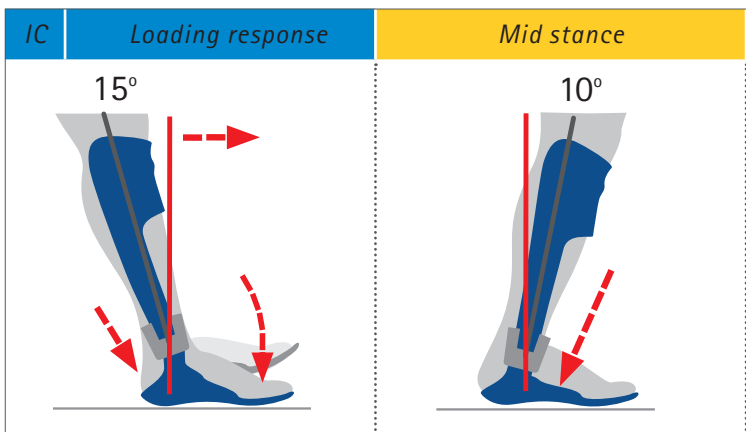
# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 4

## Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit SAFOs mit dorsaler Schale und rigider Sohle versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Durch die rigide Bauweise wird jedoch die physiologische Plantarflexion verhindert. Zwischen *initial contact* und *loading response* wird ein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet, das an das Knie übertragen wird. Dies führt dazu, dass der M. quadriceps sehr stark beansprucht wird (z. B. Laufen mit einem Skistiefel) [Goe, S. 134ff.; Per, S. 195].

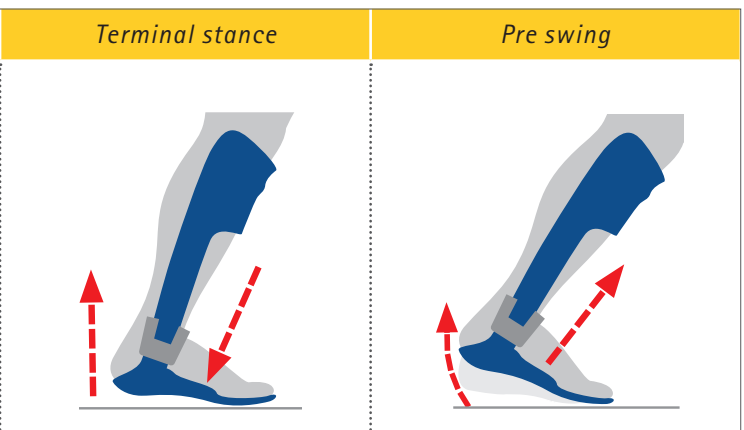
## Wirkungsweise der Orthese (s. Abbildung unten)

- *Initial contact* und *loading response*: Hat der CP-Patient keine Plantarflexionskontraktur, ist die dorsale Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes 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 physiologische Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulässt. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird vom *initial contact* zur *loading response* kontrolliert gegen die Federkraft 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 sehr starke Federeinheit (gelbe Markierung) getauscht werden.

- *Mid stance*: Durch die ventrale Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und rigiden Fußteil sowie der ventralen Schale ein kniestreckendes Moment. Der CP-Patient wird dadurch aufgerichtet und die übermäßige Knieflexion und Unterschenkelvorneigung werden signifikant verbessert (siehe S. 24f.). 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 ventrale 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 ventrale 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. 24f.).



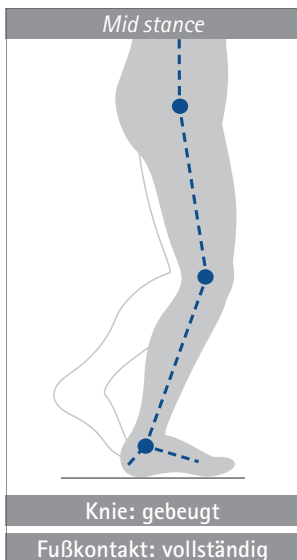
# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5

## 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].



## Empfohlene Orthese

Dynamische AFO mit hoher ventraler Schale, langem und rigidem Fußteil sowie NEURO SWING Systemknöchelgelenk.

Zu verwendende Federeinheiten:

- Dorsal: blaue Markierung (normale Federkraft, max. 15° Bewegungsfreiheit)
- Ventral: rote Markierung (extra starke Federkraft, max. 5° Bewegungsfreiheit)

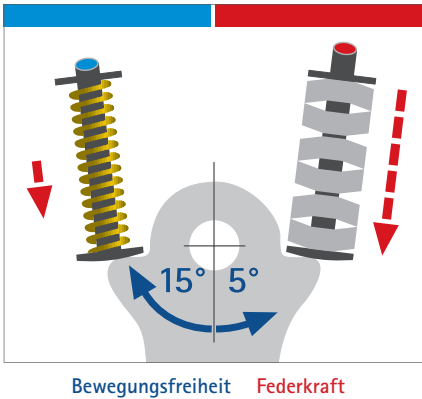


## Einstellmöglichkeiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

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.



## 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).



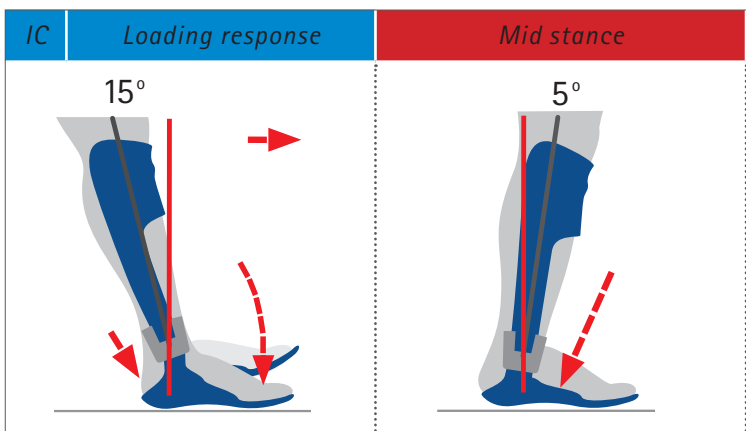
# Versorgungsvorschlag zum Gangtyp 5

## Bisherige Möglichkeiten der orthetischen Versorgung

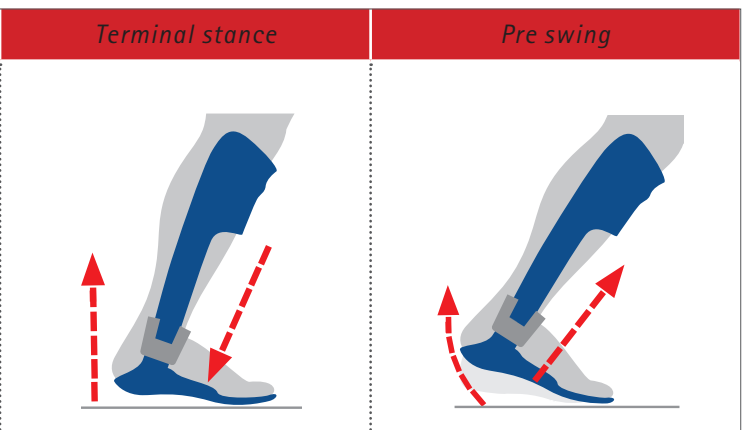
CP-Patienten dieses Gangtyps wurden bisher mit FRAFOs mit ventraler Schale und rigider Sohle versorgt. Dabei steht der Fuß in Neutral-Null-Stellung oder leichter Dorsalextension. Die ventrale Schale und die rigide Sohle sollen das Knie in *mid stance* in Extension bringen. Durch die Bauweise dieser Orthese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

## Wirkungsweise der Orthese (s. Abbildung unten)

- *Initial contact* und *loading response*: Der definierte Drehpunkt und die einstellbare Bewegungsfreiheit ermöglichen eine physiologische Plantarflexion, indem sie die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zulassen. Somit wird die Fersenkipphelfunktion aktiv unterstützt und kein übertriebenes Drehmoment in den Unterschenkel eingeleitet. Der Fuß wird kontrolliert gegen die Kraft der dorsalen Federeinheit abgesenkt.



- *Mid stance*: Durch die ventrale Federeinheit entsteht zusammen mit dem langen und rigiden Fußteil sowie der ventralen Schale ein kniestreckendes Moment. Der CP-Patient wird dadurch aufgerichtet und die übermäßige Knieflexion und Unterschenkelvorneigung werden signifikant verbessert (siehe S. 24f.). Das ist möglich, wenn die Knieflexion noch nicht so stark ist, dass die Schwerlinie hinter dem anatomischen Drehpunkt verläuft. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand.
- *Terminal stance*: Die ventrale Federeinheit wird von *mid stance* bis *terminal stance* bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Die Hebelwirkung des Fußteiles und der optimal eingestellte Dorsalanschlag bewirken die Fersenablösung zum richtigen Zeitpunkt.
- *Pre swing*: Von *terminal stance* bis *pre swing* gibt die ventrale 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.



## 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 Systemknöchelgelenkes orthetisch versorgt. Das Gangbild dieser Kinder wurde ganganalytisch erfasst und unter verschiedenen Fragestellungen ausgewertet. Die Ergebnisse dieser Studie unterstützen die Aussagen dieses Handbuches 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. 49ff.].

### Vergrößerung der Gelenkmomente in *mid stance* durch Erhöhung der Sprengung

Das Unterlegen von Keilen unter eine starre AFO (Tuning) verursacht eine signifikante Vergrößerung des knieflektierenden Momentes in *mid stance* [Ker, S. 49ff.].

### Vergrößerung der Gelenkmomente in *mid stance* durch Erhöhung der Fußteilsteifigkeit

Eine Erhöhung der Steifigkeit des Fußteiles verursacht eine signifikante Verringerung des knieflektierenden Momentes in *mid stance* [Ker, S. 49ff.].

### Die mechanischen Eigenschaften des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes

Da die Federeinheiten des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes 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. 67ff.].



### Die optimale Federkraft für CP-Patienten mit erhöhter Knieflexion in *mid stance*

Die rote und die gelbe Federeinheit des NEURO SWING Systemknöchelgelenkes 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. 67ff.].

### Verringerter Energieverbrauch beim Gehen mit der gelben Federeinheit

Die Verbesserung des Energieverbrauches 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. 79ff.].

### 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. 109ff.].

### 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. 109ff.].

### 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. 109ff.].

### 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. 129ff.].

## 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, 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): S95-S96.
- 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 Ortopeditekniske 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): Unterschenkelorthese.

## Amsterdam Gait Classification

Einteilung ↑pathologischer Gangbilder der 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

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

## Botulinumtoxin

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

## cerebrale Verknüpfung

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

## Cerebralparese

(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.

## DAFO

(engl. Dynamic Ankle Foot Orthosis): Dynamische Unterschenkelorthese. Der Begriff DAFO wird international sowohl für ↑SMOs als auch für teilflexible ↑AFOs aus ↑Polypropylen verwendet. Er ist in seiner bisherigen Verwendung nicht eindeutig, da auch ↑AFOs mit Gelenk als ↑dynamische ↑AFOs bezeichnet werden sollten.

## Diplegie

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

## dorsal

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

## Dorsalanschlag

Konstruktives Element einer Orthese, welches den Grad der ↑Dorsalextension begrenzt. Durch den Dorsalanschlag wird der Vorfußhebel aktiviert, was zur Vergrößerung der Standfläche führt. Außerdem verursacht der Dorsalanschlag ein kniestreckendes Moment und in *mid stance* das Ablösen der Ferse vom Boden.

## Dorsalextension

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

## dynamisch

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

## Extension

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

## exzentrische Muskelarbeit

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

## Fersenauftrittspunkt

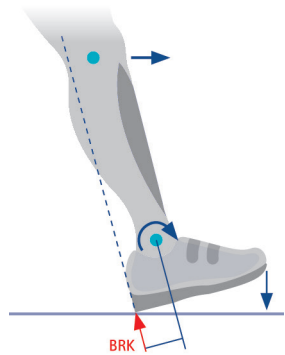
Punkt, an dem im *initial contact* die Ferse zuerst den Boden berührt.

## Fersenkipphebel

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

## Fersenkipphebelfunktion

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



## Flexion

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

## FRAFO

(engl. Floor Reaction AFO): Starre Orthese mit ↑ventraler Schale, die ab *terminal stance* für ein knie- bzw. hüftstreckendes Moment sorgt. FRAFOs können sowohl aus ↑Polypropylen als auch aus 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.

## Hemiplegie

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

## hinged AFO

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

## Insuffizienz

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

## interdisziplinär

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

## ischiocurale Muskeln (1)

(engl. hamstrings): Liegen auf der  $\uparrow$ dorsalen Seite (Rückseite) des Oberschenkels; im Hüftgelenk bewirken sie eine  $\uparrow$ Extension und im Kniegelenk eine  $\uparrow$ Flexion.

## Kauergang

(engl. crouch gait): Gangbild mit dauernd gebeugten Hüften und Knien.

## Kontraktur

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

## konzentrisch

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

## M. 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. Bewirkt hauptsächlich die ↑Extension des Unterschenkels im Kniegelenk.

## M. soleus (5)

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

## M. tibialis anterior (6)

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

## M. triceps surae (2 und 5)

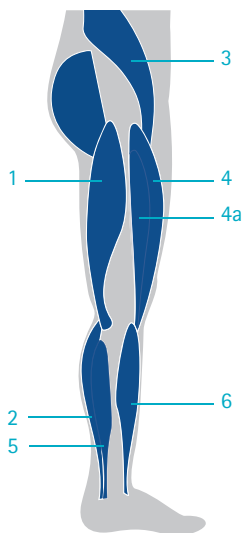
Musculus triceps surae: Dreiköpfiger Wadenmuskel, zusammenfassende Bezeichnung für den zweiköpfigen ↑M. gastrocnemius und den ↑M. soleus.

## 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 Gelenkes ermittelt.

### **Paraplegie**

(griech. para = bei, neben; plege = Schlag, Lähmung): Vollständige Lähmung zweier symmetrischer Extremitäten.

### **pathologisch**

(griech. pathos = Schmerz; Krankheit): Krankhaft verändert.

### **physiologisch**

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

### **plantar**

(lat. planta = Fußsohle): Die Fußsohle betreffend, sohlenwärts.

### **Plantarflexion**

Absinken des Fußes. Gegenbewegung: Anheben des Fußes ( ↑Dorsal-extension).

### **Polypropylen**

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

### **Posterior-Leaf-Spring AFO**

(lat. posterior = hinten; engl. leaf spring = Blattfeder): Unterschenkel-orthese mit hinter der Achillessehne angebrachter Blattfeder, häufig aus Kohlefaser.

### **prätibial**

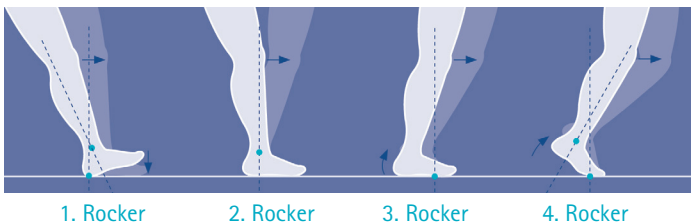
(lat. prae = vor, vorher; tibia = Schienbein): Vor dem Schienbein gelegen.

### **push off**

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

## Rockers

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



## SAFO

(engl. Solid Ankle Foot Orthosis): Starre Unterschenkelorthese. Der Begriff SAFO wird international für starre  $\uparrow$ AFOs aus  $\uparrow$ Polypropylen verwendet. Er ist in seiner bisherigen Verwendung nicht eindeutig, da auch statische  $\uparrow$ AFOs starre  $\uparrow$ AFOs sind.

## sensomotorisch

Betrifft das Zusammenspiel aus sensorischen und motorischen Teilen des Nervensystems. So beeinflussen z. B. die Sinneseindrücke über die Fußsohlen die Funktion bestimmter Muskeln. Sensomotorische Elemente können z. B. als Einlagen gefertigt oder als Fußbett auch in  $\uparrow$ SMOs eingebaut werden.

## SMO

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

## Spasmolytikum

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

### Spastik

(griech. *spasmos* = Krampf): Tonuserhöhung der Skelettmuskulatur, die die Extremitäten in typische, nicht funktionelle Haltungsmuster zwingt. Sie wird immer durch eine Schädigung des Gehirnes oder Rückenmarkes hervorgerufen.

### statisch

(griech. *statikos* = stellend, stehen machend): Das Gleichgewicht der Kräfte, die Statik betreffend, im Gleichgewicht, in Ruhelage befindlich, stillstehend; d. h. eine statische  $\uparrow$ 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  $\uparrow$ konzentrische Kraftaufnahme und somit eine nahezu lineare Federkennlinie.

### Tibiaprogession

(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 ( $\uparrow$ Rockers).

### ventral

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

Abk.	Quelle	Seite
[Bec]	Becher JG (2002): Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. <i>Journal of Prosthetics and Orthotics</i> 14(4): 143-149.	20, 24, 28, 32, 36
[Bre]	Brehm MA (2007): <i>The Clinical Assessment of Energy Expenditure in Pathological Gait</i> . Dissertation. Vrije Universiteit/medical center Amsterdam.	32, 36
[Doe]	Döderlein L (2007): <i>Infantile Zerebralparese. Diagnostik, konservative und operative Therapie</i> . Darmstadt: Steinkopff.	4
[Gag1]	Gage JR (2009): Gait Pathology in Individuals with Cerebral Palsy. Introduction and Overview. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 65.	4
[Gag2]	Gage JR et al. (2009): Section 5. Operative Treatment. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 381-578.	5
[Goe]	Götz-Neumann K (2006): <i>Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie</i> . Stuttgart: Georg Thieme.	11, 13, 19, 26, 30, 34, 38
[Gra]	Graham HK, Harvey A, Rodda J et al. (2004): The Functional Mobility Scale (FMS). <i>Journal of Pediatric Orthopaedics</i> 24(5): 514-520.	18
[Gru]	Grunt S (2007): Geh-Orthesen bei Kindern mit Cerebralparese. <i>Paediatrica</i> 18(6): 30-34.	2, 6, 19, 22, 26, 30
[Hor]	Horst R (2005): <i>Motorisches Strategietraining und PNF</i> . Stuttgart: Georg Thieme.	5, 8, 11

Abk.	Quelle	Seite
[Ker]	Kerkum YL (2015): Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy. Dissertation. Vrije Universiteit medical center Amsterdam.	40-41
[Kra]	Krämer J (1996): <i>Orthopädie</i> . 4. Auflage. Berlin: Springer.	5
[Mol]	Molenaers G, Desloovere K (2009): Pharmacologic Treatment with Botulinum Toxin. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 363-380.	5
[Nov1]	Novacheck TF, Kroll GJ, Gent G et al. (2009): Orthoses. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 327-348.	7, 8, 9, 15, 22
[Nov2]	Novacheck TF (2008): Orthoses for cerebral palsy. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR (Hrsg.): <i>AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices</i> , 4. Auflage. Philadelphia: Mosby/Elsevier, S. 487-500.	6, 11, 15
[Öun]	Öunpuu S, Thomason P, Harvey A et al. (2009): Classification of Cerebral Palsy and Patterns of Gait Pathology. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 147-166.	18
[Owe]	Owen E (2010): The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics especially when using Ankle-Foot Orthoses. <i>Prosthetics and Orthotics International</i> 34(3): 254-269..	6, 11
[Pea]	Peacock WJ (2009): The Pathophysiology of Spasticity. In: Gage JR et al. (Hrsg.): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2. Auflage. London: Mac Keith Press, S. 89-98.	4

# Literaturhinweise

---

Abk.	Quelle	Seite
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis: Normal and Pathological Function</i> , 2. Auflage. Thorofare: Slack Inc.	5, 13, 19, 26, 30, 34, 38
[Rod]	Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait pattern in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. <i>European Journal of Neurology</i> 8(Suppl. 5): 98-108.	19
[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. <i>Gait &amp; Posture</i> 24(4): 467-474.	7





## Orthesen- Konfigurator

PR0221-DE-04/2017

**FIOR & GENTZ**

Gesellschaft für Entwicklung und Vertrieb von orthopädietechnischen Systemen mbH

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

+49 4131 24445-0  
+49 4131 24445-57

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