

R. Gentz, F. Friebus

Das Neuro Swing Systemknöchelgelenk

Seine Verwendung in der Orthesenversorgung
für Patienten mit Cerebralparese

The Orthotic Management of Patients
with Cerebral Palsy using the Neuro Swing System Ankle Joint

R. Gentz, F. Friebus

Das Neuro Swing Systemknöchelgelenk

Seine Verwendung in der Orthesenversorgung für Patienten mit Cerebralparese

The Orthotic Management of Patients with Cerebral Palsy using the Neuro Swing System Ankle Joint

Um eine effektive orthetische Versorgung von CP-Patienten zu erreichen, kommt es auf die richtige Wahl der Orthese an. Als Kriterium für die Auswahl der Orthese sollte das pathologische Gangbild ausschlaggebend sein, weil eine Orthese genau darauf Einfluss nimmt. Die Grundlage dafür ist eine einfache, aber ausreichende Klassifikation des Gangbildes der CP-Patienten. Bei der Entwicklung des Neuro Swing Systemknöchelgelenks, das unter anderem für die Ansprüche der Behandlung von CP-Patienten konstruiert wurde, stellte sich die Amsterdam Gait Classification als optimal heraus. Im vorliegenden Artikel werden einleitend die Therapieformen und die Klassifikation des Gangbildes bei CP-Patienten diskutiert, die für die richtige Orthesenversorgung nötig sind. Anschließend wird auf Orthesen für die verschiedenen Gangtypen unter Verwendung des Neuro Swing Systemknöchelgelenks eingegangen.

To achieve an effective orthotic treatment of patients with cerebral palsy, choosing the right orthosis is essential. Since the orthosis influences the pathological gait, the latter needs to be the decisive factor in this choice. This requires a simple but adequate classification of the pathological gait of CP patients. In the development of the Neuro Swing system ankle joint, which was designed, among other things, for the demands of the treatment of CP patients, the Amsterdam Gait Classification turned

out to be the optimal one. This article firstly describes the therapeutic methods and the classification of CP patients that are necessary to find an adequate orthotic management for the different malfunctions. This is followed by a presentation of orthoses for the different gait types according to the Amsterdam Gait Classification, using the Neuro Swing system ankle joint.

Einleitung

Ursache der Cerebralparese (CP) ist eine Schädigung des Gehirns, zu der es meist in frühen Entwicklungsphasen kommt. Neben Beeinträchtigungen wie Sprach- und Gleichgewichtsstörungen sowie einer mentalen Behinderung ist die CP vor allem durch motorische Störungen klinisch gekennzeichnet. Falsch angesteuerte Muskeln und dadurch in ihrer Funktion gestörte Muskelgruppen führen in der Regel zu einem pathologischen Gangbild [3], das meist durch Spastiken geprägt ist [15]. Ohne eine ad-

äquate, ganzheitliche Behandlung im interdisziplinären Team ist eine Verschlechterung des körperlichen Zustandes bis hin zur Immobilität fast sicher.

Therapieformen

Neben medikamentösen Behandlungen, wie zum Beispiel mit Botulinumtoxin [10] oder Baclofen [8], werden auch operative Maßnahmen in Form von Weichteil- und knöchernen Korrekturingriffen vorgenommen [4], zum Beispiel Muskelverlängerungen oder Osteotomien. Eine zentrale Rolle bei der Erstellung des Therapiekonzeptes spielt die qualifizierte Physiotherapie [9]. Dabei werden die gestörten Muskelgruppen so behandelt, dass zum einen die richtigen cerebralen Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt [7] und zum anderen einzelne Muskelgruppen durch ein gezieltes Muskelaufbautraining gestärkt werden. Bei jedem Therapiekonzept sollte auch eine wirkungsvolle Orthese zum Einsatz kommen, da

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

Abb. 1 Darstellung der Gangtypen in Mid Stance (zwischen Early Mid Stance und Late Mid Stance des physiologischen Gangbildes).

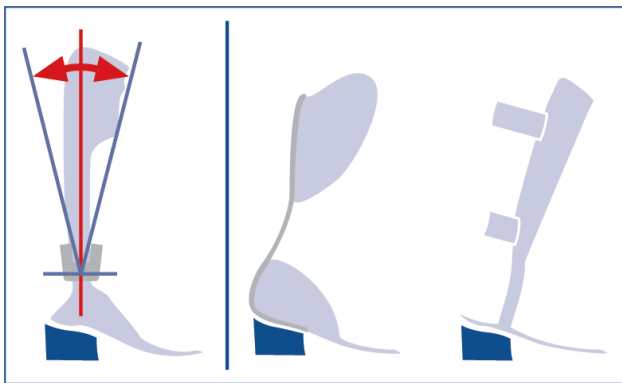


Abb. 2 Vergleich von AFOs mit und ohne Knöchelgelenk hinsichtlich des einstellbaren Aufbaus der Orthese.

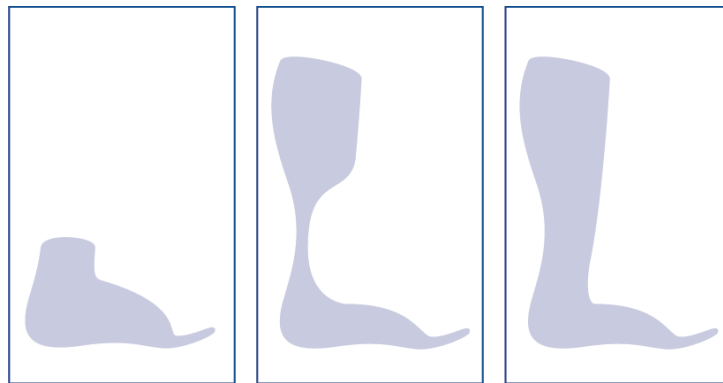


Abb. 3 a-c Beispiele für eine SMO, DAFO und SAFO (von links nach rechts).

sich ihre biomechanische Wirkungsweise für den Erhalt der Mobilität und die Verbesserung des Gangbildes eignet. Erst die Kombination aus Physiotherapie und dem Einsatz einer geeigneten Orthese führt zum eigentlichen Therapieziel, sich dem physiologischen Gangbild zu nähern, wobei die Orthese die physiotherapeutische Behandlung unterstützen und nicht behindern sollte.

Die Klassifikation des Gangbildes

Damit die fachübergreifende Kommunikation und die Therapiefindung erleichtert werden, ist es erforderlich, dass CP-Patienten hinsichtlich ihrer pathologischen Gemeinsamkeiten zugeordnet und dementsprechend einheitlich behandelt werden. Bisher wurden dafür traditionelle Klassifikationen wie die GMFCS oder FMS genutzt. Dabei werden CP-Patienten ganzheitlich hinsichtlich ihrer Mobilität und ihrer grobmotorischen Fähigkeiten betrachtet und es werden Ausblicke auf ihre Entwicklung gegeben [13]. Diese Klassifikationen sind jedoch nicht ausreichend für die Beurteilung des pathologischen Gangbildes. Rodda und Graham haben bereits bei Patienten mit spastischer Hemiplegie und Diplegie das Gangbild und die Körperhaltung mithilfe von Videoaufzeichnungen analysiert und in vier Gangtypen klassifiziert [17]. Am VU University Medical Center in Amsterdam wurde speziell für CP-Patienten eine Klassifikation der Gangbilder entwickelt, um therapeutische Maßnahmen für die orthetische Versorgung zu definieren. Die Amsterdam Gait Classification ist bei unilateral und bilateral betroffenen Patienten gleichermaßen anwendbar und unterscheidet fünf Gangtypen vonei-

einander. Diese werden in der Stellung des Knies und des Kontaktes des Fußes mit dem Boden in Mid Stance beurteilt (Abb. 1) [6]. Mithilfe dieser Klassifikation sind die Ansprüche an die orthetische Versorgung klar definiert und die Wahl der richtigen Orthese wird erleichtert.

Orthetische Versorgung in der CP-Therapie

Der orthetische Ansatz bei der Behandlung von CP-Patienten reicht von einfachen Hilfsmitteln bis hin zu Unterschenkelorthesen (AFOs) mit und ohne Knöchelgelenk. Abhängig ist dies von der Ausprägung der CP und der vorliegenden neurologischen Störung. Alle derzeitigen Orthesenvarianten können zu einem Therapieerfolg führen, diesen aber auch negativ beeinflussen, da jede Konstruktion nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile mit sich bringt [18].

Grundsätzlich sollte jede Orthese mit einem einstellbaren Knöchelgelenk gebaut werden, damit auf therapiebedingte oder pathologische Veränderungen des Gangbildes eingegangen werden kann. Durch einen einstellbaren Aufbau kann mit jeder Orthese die erforderliche, bestmögliche Hebelwirkung erzielt werden [12, 14]. Außerdem können Abweichungen vom notwendigen Aufbau der Orthese, die sich bei der Erstellung des Gipsnegativs aus dem Winkel zwischen Unterschenkel und Fuß ergeben können, ausgeglichen werden (Abb. 2).

Einfache Hilfsmittel wie supramalleoläre Orthesen (SMO; Abb. 3a) oder spezielle orthopädische Einlagen eignen sich für Fußfehlstellungen [6], schränken aber häufig die Fersenkipphelffunktion und somit die physiologische Plantarflexion ein. Außerdem müssen die fußhebende Wirkung und weitere physiologische Einschränkungen kritisch betrachtet werden.

AFOs ohne Knöchelgelenk – dazu zählen dynamische AFOs (DAFO; Abb. 3b) und starre/statische AFOs (SAFO; Abb. 3c) [11] – lassen entweder gar keine Bewegung zu oder die Bewegung im anatomischen Knöchelgelenk ist gegeben, jedoch ohne definierten Drehpunkt und Bewegungsfreiheit. Ein definierter Drehpunkt auf der Drehachse des anatomischen Gelenks verhindert eine ungewollte Verschiebung der Orthesenschalen am Bein des CP-Patienten, was Hautirritationen hervorrufen kann (Abb. 4). Ist Bewegungsfreiheit gegeben, ermöglicht dies eine physiologische Plantarflexion, da die Fersenkipphelf-

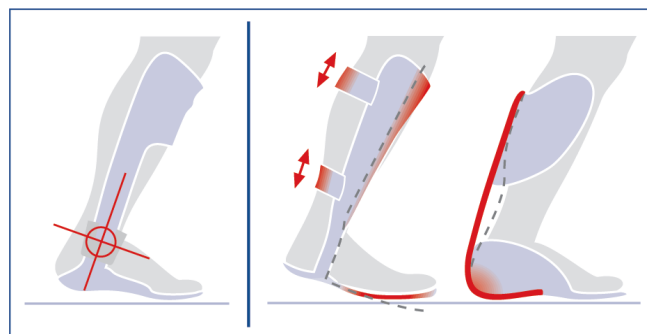


Abb. 4 a-c Vergleich von AFOs mit und ohne Knöchelgelenk hinsichtlich des definierten Drehpunktes.

belfunktion eingeleitet werden kann (Abb. 4a). Damit wird die Arbeit der Physiotherapie unterstützt, da die exzentrische Arbeit der prätibialen Muskulatur zugelassen wird und cerebrale

Verknüpfungen durch motorische Impulse hergestellt werden können (Abb. 4b) [7]. Andernfalls entstehen zu starke Drehmomente im Unterschenkel, die auf das Knie übertragen werden (Abb. 4c), was dazu führt, dass der M. quadriceps, der bei CP-Patienten meist zu schwach ist, noch stärker beansprucht wird – ähnlich wie beim Bergablaufen mit einem Skistiefel [5, 16]. Das anatomische Knöchelgelenk wird während des Gangzyklus somit nur unzureichend bewegt, was zu Muskelatrophien führen kann [5]. Lässt sich die Bewegungsfreiheit einstellen, kann diese nach erfolgter Operation ganz aufgehoben und erst im Laufe der weiteren Therapie wieder freigegeben werden (Abb. 5 a–c).

Bisher eingesetzte AFOs mit Knöchelgelenk (Hinged AFO) haben zwar einen definierten Drehpunkt und ermöglichen Bewegungsfreiheit, sind

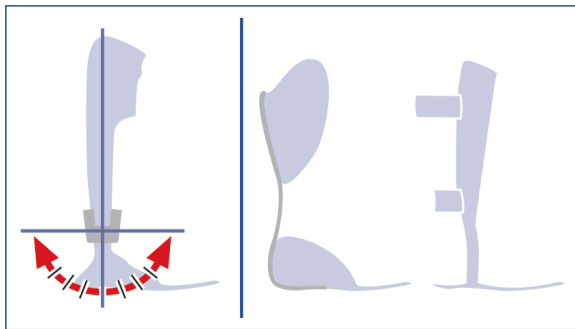


Abb. 6 a–c Vergleich von AFOs mit und ohne Knöchelgelenk hinsichtlich der einstellbaren Bewegungsfreiheit.

aber meist nur mit einfachen Elastomerfedergelenken ohne rückfedernde Wirkung, oder mit anderen Gelenken mit zu schwacher rückfedernder Wirkung ausgestattet (Abb. 9). Eine hohe Federkraft wird jedoch bei einigen CP-Patienten für die Energiespeicherung benötigt. Während der frühen Standphase müssen starke Federn die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie speichern und in der späten Standphase (Terminal Stance) wieder freigeben, wodurch die Vorwärtsbewegung des Beines unterstützt wird. Entfällt diese rückfedernde Wirkung, kann sich bei den betroffenen CP-Patienten der Kauergang entwickeln [11]. AFOs mit rückfedernder Wirkung wie die Posterior-Leaf-Spring AFO (Abb. 6 b) erreichen zwar die notwendige Federkraft, lassen sich aber weder im Aufbau verändern, noch haben sie einen definierten Drehpunkt oder eine definierte beziehungsweise einstellbare Bewegungsfreiheit und führen daher ebenfalls zu den oben aufgeführten Nachteilen.

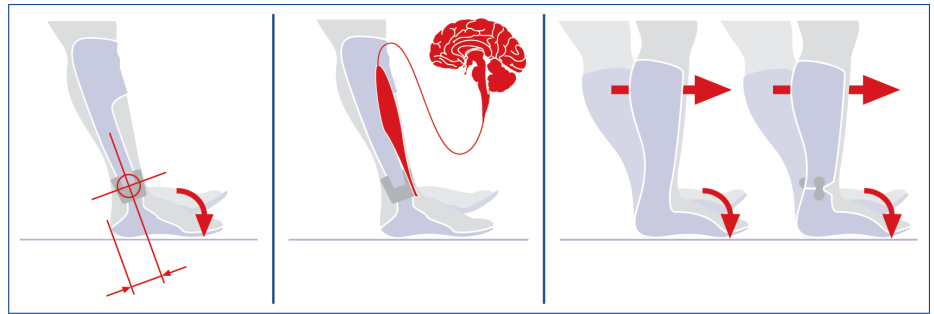


Abb. 5 a–c Vergleich von AFOs mit und ohne Knöchelgelenk hinsichtlich der Auswirkung der Bewegungsfreiheit in Plantarflexion und Federkraft: a) Fersenkipphebelfunktion, b) cerebrale Verknüpfung durch motorische Impulse, c) übertriebenes Drehmoment im Unterschenkel.

Anhand dieser Anforderungen wurde das Neuro Swing Systemknöchelgelenk auf biomechanischer Grundlage entwickelt. Durch zwei integrierte Schraubeinheiten im Gelenk kann sowohl der Aufbau der Orthese (Abb. 7, siehe Punkt 1) als auch die Bewegungsfreiheit (Abb. 7, Punkt 2) zu jeder Zeit und unabhängig voneinander verändert werden. Die dritte Einstellmöglichkeit ist die veränderbare Federkraft (Abb. 7, Punkt 3 und 4) durch austauschbare Federeinheiten. Für die erforderlichen, teilweise hohen Federkräfte werden Tellerfedern eingesetzt, die zu kompakten, bereits vorgespannten Federeinheiten geschichtet sind (Abb. 8).

Zudem gewährleisten sie weiche Anschläge, die der Entstehung oder Verschlechterung von Spastiken entgegenwirken. Gleichzeitig wird der Gleichgewichtssinn positiv beeinflusst, was zur Stabilisierung der Gang- und Standsicherheit des Patienten führt.

Durch die Entwicklung dieses Gelenks lassen sich zukünftig alle CP-Patienten individuell mit einer dynamischen Orthese, das heißt einer AFO, die eine definierte Bewegung des anatomischen Gelenkes zulässt, versorgen – und zwar ohne dabei Nachteile in Kauf nehmen zu müssen.

Dennoch sei erwähnt, dass für einige CP-Patienten eine orthetische Versorgung mit statischer AFO die bessere Wahl ist. Wird ein CP-Patient zum Beispiel mit Spasmolytika behandelt, was erforderlich und sinnvoll sein kann [10], so wird seine Muskulatur kurzfristig gelähmt. Bei zu häufigem Einsatz kann der Muskel nicht optimal trainiert werden, er atrophiert zunehmend und der physiothera-

peutische Erfolg kann ausbleiben. In diesem Fall kann man mit einer statischen AFO die größtmögliche Hebelwirkung erreichen [12]. Auch wenn generell kein physiotherapeutischer Erfolg zu erwarten ist oder der CP-Patient sehr starke Fußdeformitäten hat, ist die Versorgung mit einer statischen AFO sinnvoll. Dennoch sollte auch eine statische AFO mit einstellbarem Knöchelgelenk, zum Beispiel dem Neuro Vario Systemknöchelgelenk (Abb. 10), gebaut werden, um auf Veränderungen jeglicher Art reagieren zu können. Auch eine dynamische AFO mit eingebautem Neuro Swing Systemknöchelgelenk kann in solchen Fällen jederzeit durch die Einstellmöglichkeit der Bewegungslimitierungsschrauben zu einer statischen AFO umfunktioniert werden.

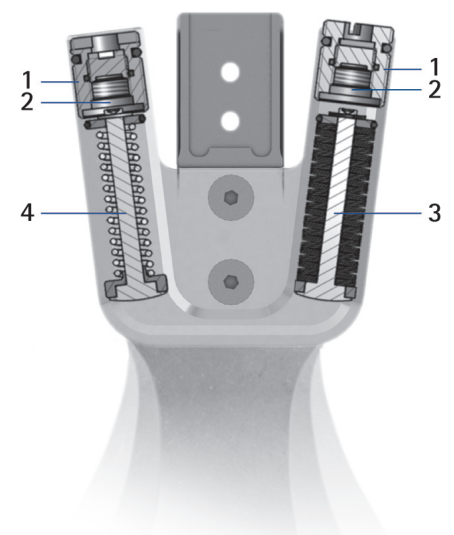


Abb. 7 Neuro Swing Systemknöchelgelenk mit drei unabhängig voneinander veränderbaren Einstellmöglichkeiten: 1) Aufbaueinstellschraube, 2) Bewegungslimitierungsschraube, 3) Federeinheit mit Tellerfeder, 4) Federeinheit mit Schraubenfeder.

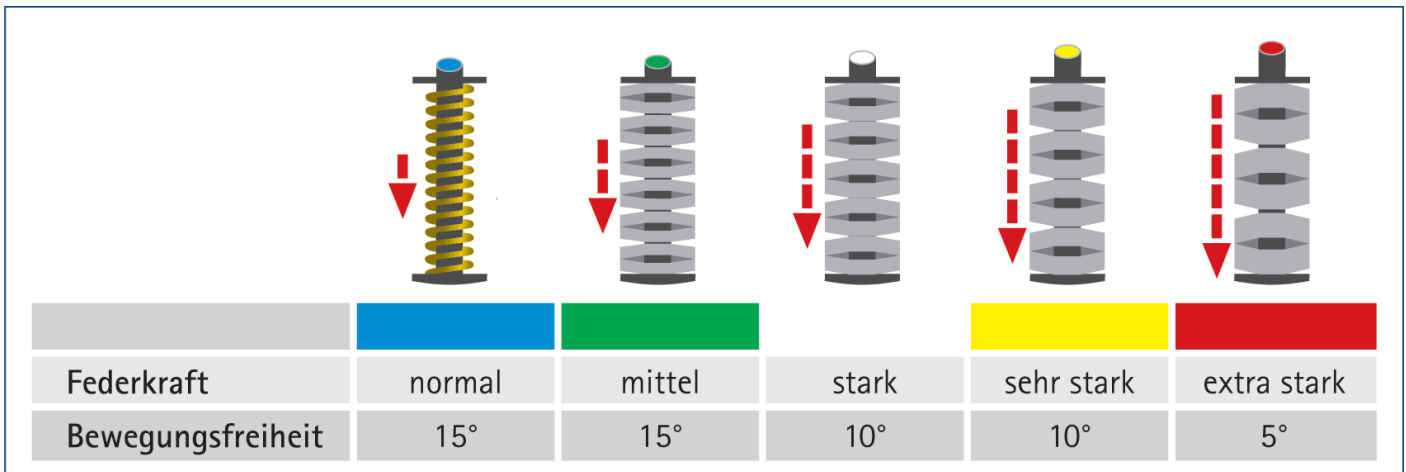


Abb. 8 Diese Federeinheiten lassen sich in das Neuro Swing Systemknöchelgelenk einbauen. Angegeben sind die unterschiedlichen Federkräfte sowie die maximale Bewegungsfreiheit. In die blaue Federeinheit ist eine Schraubenfeder eingesetzt; in alle anderen Federeinheiten sind Tellerfedern eingesetzt.

Versorgungsvorschläge für die einzelnen Gangtypen

Unter Zuhilfenahme der Amsterdam Gait Classification wird im weiteren Verlauf auf die Pathologien (Abb. 11) der einzelnen Gangtypen (siehe Abb. 1) eingegangen und es werden entsprechende Versorgungsvorschläge mit dem Neuro Swing Systemknöchelgelenk vorgestellt.

Gangtyp 1: Fußheberschwäche

Charakteristisch für Gangtyp 1 ist eine Fußheberschwäche aufgrund eines zu schwachen M. tibialis anterior und eines meist verkürzten M. gastrocnemius. Dadurch ist die Dorsalextension in der Schwungphase gestört und der Patient berührt beim Initial Contact zuerst mit dem Vorfuß den Boden und nicht mit der Ferse. In Mid Stance liegt der Fuß vollständig auf und die Kniestellung ist physiologisch unauffällig (siehe Abb. 1) [1, 6].

Es empfiehlt sich, eine dynamische AFO mit dorsaler Schale und teilflexiblem, langem Fußteil zu bauen. Da die auf das Gelenk einwirkenden Kräfte bei diesem Gangtyp nicht allzu groß sind, kann statt des Neuro Swing Gelenks ein einfaches Gelenk mit Fußheberfunktion, wie das Neuro Spring Systemknöchelgelenk (Abb. 12), genutzt werden. Die integrierte Schraubenfeder ist stark genug, um den Fuß von der Pre Swing bis zur Mid Swing in die Neutral-Null-Stellung zu bringen und zu halten und dadurch beim Initial Contact den Boden mit der Ferse zu berühren. Durch die mögliche physiologische Plantarflexion wird der Vorfuß vom Initial Contact bis zur Loading Response kontrolliert

gegen die Federkraft abgesenkt. Des Weiteren kann der Dorsalanschlag bis zur gewünschten Bewegungsfreiheit entfernt werden, sodass die physiologische Dorsalextension in der Mid Stance und Terminal Stance ermöglicht wird. Dies verhilft dem CP-Patienten zu stolperfreiem Gehen und somit zur Entlastung von Rumpf und Hüfte.

Gangtyp 2: (Hyper-)Extension des Knies ohne Fersenabhebung

Charakteristisch für Gangtyp 2 ist neben einem zu schwachen M. tibialis anterior eine falsche Aktivierung des M. triceps surae. Sowohl der zu schwache M. tibialis anterior als auch eine leichte Knieflexion im Terminal Swing bewirken, dass beim Initial Contact zuerst der Vorfuß und nicht die Ferse den Boden berührt. Durch

im Stand erlangt. In der Mid Stance liegt der Fuß vollständig auf und das Kniegelenk bleibt überstreckt (siehe Abb. 1) [1, 6].

Es empfiehlt sich, eine dynamische AFO mit hoher dorsaler Schale und teilflexiblem, langem Fußteil zu bauen. In das Neuro Swing Systemknöchelgelenk sollte dorsal die Federeinheit mit gelber Markierung eingesetzt werden (Abb. 13). Die Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim Initial Contact den Boden mit der Ferse zu berühren. Durch die ermöglichte, physiologische Plantarflexion wird der Vorfuß vom Initial Contact bis zur Loading Response kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt und es wird verhindert, dass der M. gastrocnemius zu früh aktiviert wird. Wird die Fersenkipphelfunk-

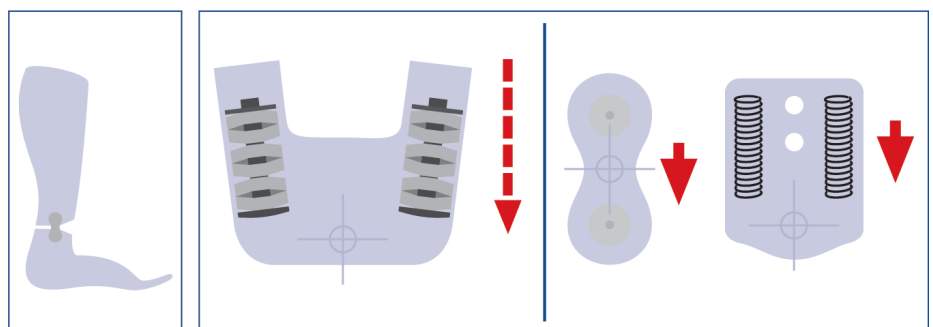


Abb. 9 Beispiel für eine Hinged AFO und Vergleich verschiedener Gelenke mit unterschiedlich starker, rückfedernder Wirkung.

die dabei entstehende Hebelwirkung kommt es zu einem kniestickehenden Moment. Zusätzlich wird das Knie ab dem Initial Contact durch den zum falschen Zeitpunkt aktivierten M. soleus zu stark nach hinten gezogen. Beides führt dazu, dass der CP-Patient das Knie überstreckt und so Sicherheit

tion durch die empfohlene, sehr starke dorsale Federeinheit zu stark eingeschränkt, muss sie gegen eine mittlere Federeinheit mit grüner Markierung getauscht werden. In Kombination mit der dorsalen Federeinheit verhindert die dorsale Schale in Mid Stance die Überstreckung des Kniegelenks.

Gangtyp 3: (Hyper-)Extension des Knies ohne Fersenabsenkung

Charakteristisch für Gangtyp 3 sind die gleichen klinischen Auffälligkeiten wie beim Gangtyp 2. Einzeln in Mid Stance bleibt die Belastung aufgrund der zu frühen respektive zu frühen und zu starken Aktivierung des M. triceps surae auf dem Vorfuß und der Fuß liegt nicht vollständig auf.



Abb. 10 Musterorthese: statische AFO mit dorsaler Schale und Neuro Vario Systemknöchelgelenk.

Dies führt zu einer fortschreitenden Überstreckung des Kniegelenks (siehe Abb. 1) [1, 6]. Ein zu schwach arbeitender M. gastrocnemius kann in der Terminal Stance zu einer langanhaltenden Aktivierung des M. vastus lateralis führen [1]. Außerdem kann eine rigide Plantarflexionskontraktur entstehen, da es nie zur Dorsalextension des OSG kommt. Beides kann das pathologische Gangbild so sehr verändern, dass sich die Überstreckung zu einer Knieflexion entwickelt. Dann muss der CP-Patient dem Gangtyp 4 zugeordnet werden.

Es empfiehlt sich, eine dynamische AFO mit hoher ventraler Schale und teilflexiblem, langem Fußteil zu bauen. In das Neuro Swing Systemknöchelgelenk sollte dorsal die Federeinheit mit grüner Markierung eingesetzt werden (Abb. 14). Die Federkraft ist stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim Initial Contact den Boden mit der Ferse zu berühren. Durch die ermöglichte, physiologische Plantarflexion wird der Vorfuß vom Initial Contact bis zur Loading Response kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt und es wird verhindert, dass der M. gastrocnemius zu früh akti-

viert wird. Ventral empfiehlt sich die Federeinheit mit gelber Markierung (siehe Abb. 14). Sie wird von der Mid Stance bis zur Terminal Stance bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Von der Terminal Stance bis zur Pre Swing gibt die ventrale Federeinheit die Energie wieder frei und unterstützt die Beschleunigung des Beins in die Vorwärtsbewegung. Eine Orthese mit hoher ventraler Schale kann erst durch die sehr hohen Federkräfte der integrierten 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 zu einer AFO mit dorsaler Schale, der stetigen Überstreckung des Kniegelenks und dem Entstehen von Kontrakturen im Knöchelgelenk vorgebeugt.

Gangtyp 4: Knieflexion ohne Fersenabsenkung

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. Dadurch kommt es zu einer Knie- und Hüftflexion, die bewirkt, dass beim Initial Contact zuerst der Vorfuß und nicht die Ferse den Boden berührt. In der Mid Stance bleibt die Belastung auf dem Vorfuß und der Fuß liegt nicht vollständig auf. Außerdem bleiben Knie und Hüfte gebeugt (siehe Abb. 1).

Da der CP-Patient beim Gehen sehr viel Energie benötigt [2], ist zu erwarten, dass sich das pathologische Gangbild verschlechtert. Die betroffenen Muskeln können sich verkürzen und es können Flexionskontrakturen in Knie und Hüfte entstehen [1, 6]. Bei einer Verkürzung des M. gastrocnemius kann sich außerdem eine Plantarflexionskontraktur entwickeln. Um Kontrakturen zu korrigieren, können die verkürzten Muskeln durch Operationen verlängert [11] oder mit Spasmodika behandelt werden [10]. Dies kann das pathologische Gangbild so sehr verändern, dass sich die Ferse bis auf den Boden absenkt. Dann muss der CP-Patient dem Gangtyp 5 zugeordnet werden.

Es empfiehlt sich, eine dynamische AFO mit hoher ventraler Schale und rigidem, langem Fußteil zu bauen. In

das Neuro Swing Systemknöchelgelenk sollte dorsal die Federeinheit mit blauer Markierung eingesetzt werden (Abb. 15). Sofern der Patient keine Plantarflexionskontraktur hat, ist die Federkraft stark genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim Initial Contact den Boden mit der Ferse zu berühren. Durch die ermöglichte, physiologische Plantarflexion wird der Vorfuß vom Initial Contact bis zur Loading Response kontrolliert gegen die Federkraft abgesenkt. Ist die empfohlene, normale dorsale Federeinheit aufgrund einer vorhandenen Plantarflexionskontraktur zu schwach, um den Fuß während der Terminal Swing in der Neutral-Null-Stellung zu halten, muss sie gegen eine sehr starke mit gelber Markierung getauscht werden. Durch

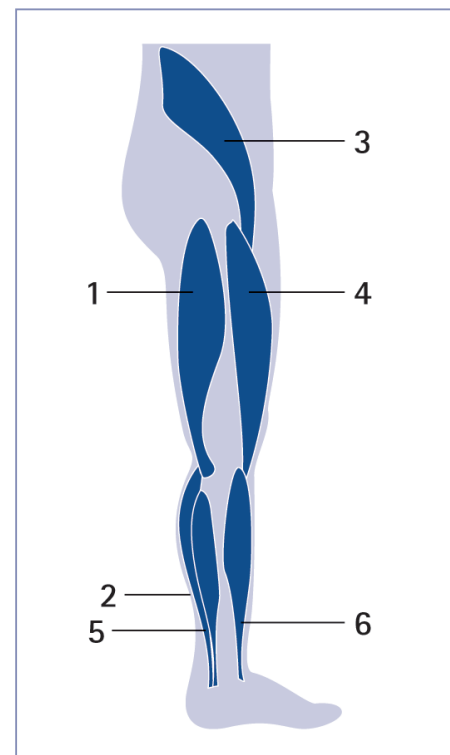


Abb. 11 Einige von CP betroffene Muskelgruppen: 1) ischiocrurale Muskeln (Hamstrings), 2) M. gastrocnemius (Wadenmuskel), 3) M. psoas major (großer Lendenmuskel), 4) M. quadriceps (Schenkelstrecker), 5) M. soleus (Schollenmuskel), 6) M. tibialis anterior (Schienbeinmuskel); 2 und 5) M. triceps surae.

das rigide und lange Fußteil und die ventrale Schale entsteht in Mid Stance ein kniestreckendes Moment, das den Patienten aufrichtet und somit das pathologische Gangbild verbessert. Außerdem erlangt er Sicherheit im Stand. Ventral empfiehlt sich die Federeinheit mit gelber Markierung (siehe Abb. 15). Sie wird von der Mid

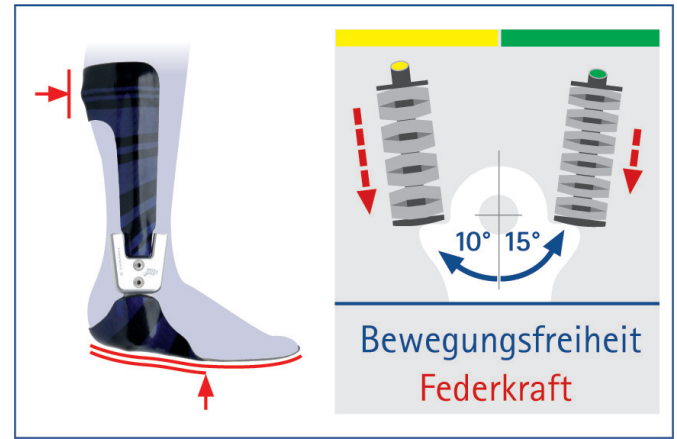


Abb. 12 Versorgungsvorschlag zu Gangtyp 1.

Abb. 13 Versorgungsvorschlag zu Gangtyp 2.

Stance bis zur Terminal Stance bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Von der Terminal Stance bis zum Pre Swing gibt die ventrale Federeinheit die Energie wieder frei und unterstützt die Beschleunigung des Beines in die Vorwärtsbewegung. Sowohl durch die Bauweise der Orthese als auch durch die Unterstützung der ventralen Federeinheit benötigt der CP-Patient somit weniger Energie beim Gehen.

Gangtyp 5: Knieflexion ohne Fersenabhebung

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, durch die der CP-Patient beim Gehen sehr viel Energie benötigt [2]. Die Knie- und Hüftflexion kann sich kontinuierlich verstärken und zum Kauergang mit Kontrakturen führen. Außerdem liegt der Fuß in der Mid Stance vollständig auf (siehe Abb. 1). Es

kommt zu einer exzessiven Dorsalexension, sodass sich die Ferse verspätet oder gar nicht vom Boden ablöst. Der zu schwache M. gastrocnemius kann durch zu wenig Bewegung im Knöchelgelenk, durch eine übertriebene operative Verlängerung der Achillessehne sowie durch krankheitsbedingte oder künstliche Lähmungen entstehen. Im Vergleich zu den anderen Gangtypen hat ein CP-Patient dieses Gangtyps nur eine geringe Aussicht auf Besserung und muss konsequent therapiert werden, um seine Gehfähigkeit nicht vollständig zu verlieren [1, 6].

Es empfiehlt sich hier, eine dynamische AFO mit hoher ventraler Schale und rigidem, langem Fußsteil zu bauen. In das Neuro Swing Systemknöchelgelenk sollte dorsal die Federeinheit mit blauer Markierung eingesetzt werden (Abb. 16). Sofern der Patient keine Plantarflexionskontraktur hat, ist die Federkraft genug, um den Fuß in Neutral-Null-Stellung zu halten und dadurch beim Initial Contact den Boden mit der Ferse zu berühren. Durch die ermöglichte, physiologische Plantarflexion wird der Vorfuß vom Initial Contact bis zur Loading Response kontrolliert gegen die Feder-

kraft abgesenkt. Durch das rigide und lange Fußsteil sowie die ventrale Schale entsteht in Mid Stance ein kniestreckendes Moment, das den Patienten aufrichtet und somit das pathologische Gangbild verbessert, sofern die Knieflexion noch nicht so groß ist, dass die Schwerelinie hinter dem anatomischen Drehpunkt verläuft. Außerdem erlangt der Patient Sicherheit im Stand. Ventral empfiehlt sich die Federeinheit mit roter Markierung (siehe Abb. 16). Sie wird von der Mid Stance bis zur Terminal Stance bis zur eingestellten Bewegungsfreiheit vorgespannt und speichert die durch das Körpergewicht eingebrachte Energie. Die Hebelwirkung des Fußsteils und der optimal eingestellte Dorsalan Schlag bewirken die Fersenabhebung zum richtigen Zeitpunkt in der Terminal Stance. Von der Terminal Stance bis zum Pre Swing gibt die ventrale Federeinheit die Energie wieder frei, wodurch sie die Beschleunigung des Beines in die Vorwärtsbewegung unterstützt. Sowohl durch die Bauweise der Orthese als auch durch die Unterstützung der ventralen Federeinheit benötigt der Patient somit weniger Energie beim Gehen.

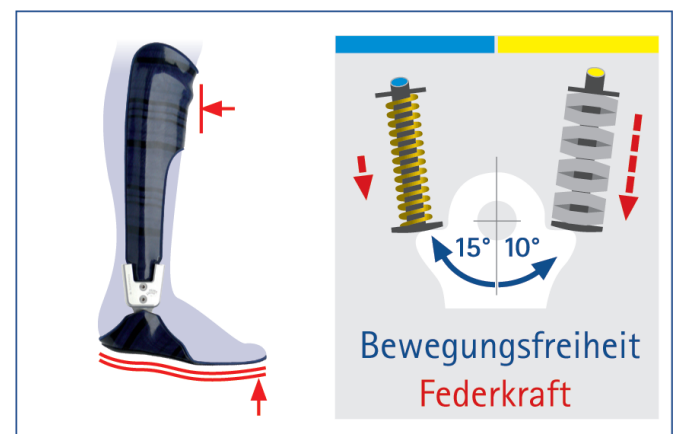
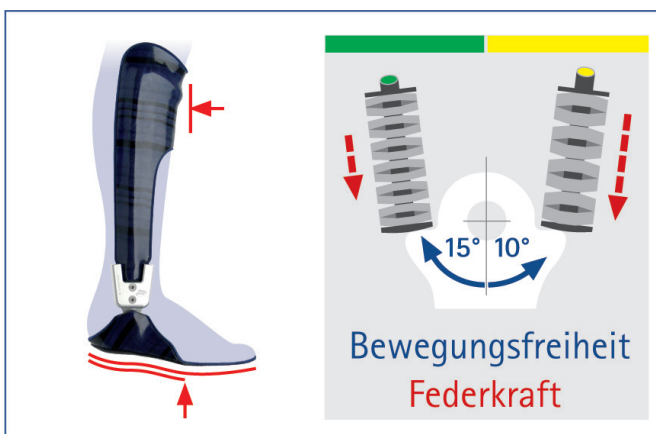


Abb. 14 Versorgungsvorschlag zu Gangtyp 3.

Abb. 15 Versorgungsvorschlag zu Gangtyp 4.

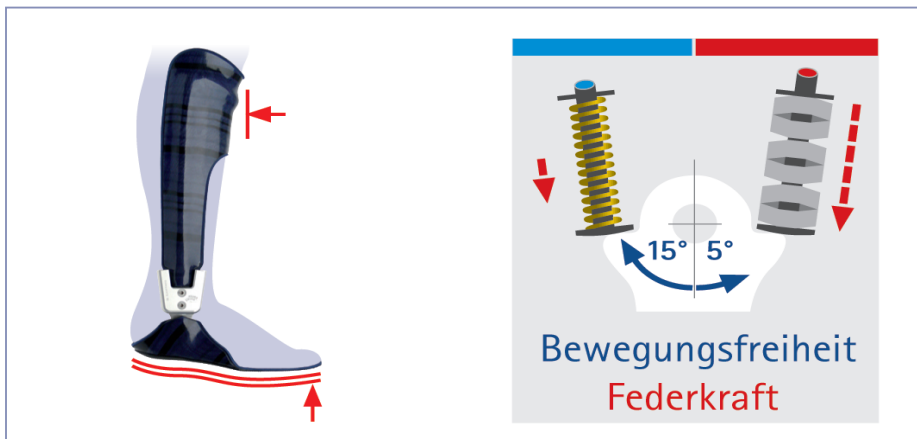


Abb. 16 Versorgungsvorschlag zu Gangtyp 5.

Fazit

Für die verschiedenen Gangtypen der CP und das jeweilige pathologische Gangbild gibt es unterschiedliche Ansätze der orthetischen Versorgung. Daher ist es sinnvoll, zunächst die Gangtypen in einem System zu

klassifizieren, das sich an dem für die Versorgung ausschlaggebenden Gangbild orientiert. Dafür ist die Amsterdam Gait Classification geeignet, mit der auf schnelle, unkomplizierte Weise jeder CP-Patient einem der fünf Gangtypen zugeordnet werden kann. In jede AFO sollte ein einstell-

bares Knöchelgelenk eingesetzt werden, um auf pathologische oder therapiebedingte Veränderungen reagieren zu können. Mit der Entwicklung des Neuro Swing Systemknöchelgelenks kann nun jeder CP-Patient, unabhängig von seinem Gangbild, gezielt therapiert werden, ohne dabei die Arbeit der Physiotherapie zu behindern. Ein und dasselbe Gelenk kann so eingestellt werden, dass es sich für den Bau der zum Gangtyp empfohlenen Orthese eignet. Das macht das vorgestellte Konzept nicht nur aus therapeutischer Sicht attraktiv, sondern auch aus ökonomischer Sicht effizienter.

Die Autoren:

Dipl.-Ing. Ralf Gentz
 Franziska Friebus
 FIOR & GENTZ GmbH
 Dorette-von-Stern-Straße 5
 21337 Lüneburg

LITERATUR:

- [1] Becher, J. G.: Paediatric rehabilitation in children with Cerebral Palsy: General Management, classification of motor disorders, Wiss. Artikel, VU University Medical Centre Amsterdam: Department of Rehabilitation Medicine, 2002
- [2] Brehm, M.-A.: The Clinical Assessment of Expenditure in Pathological Gait, Academisch Proefschrift, Vrije Universiteit Amsterdam, 2007
- [3] Gage, J. R.: Gait Pathology in Individuals with Cerebral Palsy. Introduction and Overview, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [4] Gage, J. R.: Section 5. Operative Treatment, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [5] Götz-Neumann, K.: Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie, Stuttgart, Georg Thieme, 2006
- [6] Grunt, S.: Geh-Orthesen bei Kindern mit Cerebralparese, Paediatrica Vol. 18 (2007), 30-34
- [7] Horst, R.: Motorisches Strategietraining und PNF, Stuttgart, Georg Thieme, 2005
- [8] Krach, L.: Treatment of Spasticity with Intrathecal Baclofen, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [9] Krämer, J.: Orthopädie, 4. Auflage, Berlin, Springer, 1996
- [10] Molenaers, G., K. Desloovere: Pharmacologic Treatment with Botulinum Toxin, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [11] Novacheck, T. F. et al.: Orthoses, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [12] Novacheck, T. F.: Orthoses for cerebral palsy, In: Hsu, J. D., J. W. Michael, J. R. Fisk (2008): AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices, 4th Edition, Philadelphia, Mosby/Elsevier, 2008
- [13] Öunpuu, S. et al.: Classification of Cerebral Palsy and Patterns of Gait Pathology, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [14] Owen, E.: The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics especially when using Ankle-Foot Orthoses, Prosthetics and Orthotics International Vol. 34 (2010), 254-269
- [15] Peacock, W. J.: The Pathophysiology of Spasticity, In: Gage, J. R. et al. (2009): The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd Edition, London, Mac Keith Press, 2009
- [16] Perry, J., J. M. Burnfield: Gait Analysis: Normal and Pathological Function, 2nd Edition, New Jersey, Slack, 2010
- [17] Rodda, J., H. K. Graham: Classification of gait pattern in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm, European Journal of Neurology 8 (2001), 98-108
- [18] Romkes, J., A. K. Hell, R. Brunner: Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses, Gait & Posture 24 (2006), 467-474