

Guía PC

Un concepto para el tratamiento ortésico del miembro inferior en caso de parálisis cerebral

9ª edición



Introducción

Gracias a sus numerosas posibilidades de ajuste y la elevada fuerza elástica de muelle, la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING se ha convertido en el estándar para el tratamiento ortopédico de pacientes con PC.

Mediante el desarrollo continuo de la articulación de sistema se ha logrado elevar considerablemente el éxito terapéutico en los pacientes con cada ortesis. La principal prueba de esta tendencia positiva es la multitud de tratamientos concluidos con éxito. Además, diversos estudios internacionales (ver p. 48 y s.) han confirmado los beneficios de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING en el tratamiento ortopédico de pacientes con PC.

La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING goza cada vez de mayor aceptación entre los fisioterapeutas y médicos gracias a sus propiedades dinámicas, ya que se ha demostrado la eficacia de su utilización junto a una fisioterapia adecuada. Esta tendencia es un claro indicio de que la introducción de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING y la publicación de la Guía PC han motivado un cambio de mentalidad.

Por desgracia, en el ámbito de los tratamientos de PC aún se siguen diferentes estrategias en los distintos países. Un tratamiento conservador de los pacientes con PC no se corresponde a menudo con sus posibilidades. La Guía PC, con su sencilla clasificación de la de marcha patológica según la Amsterdam Gait Classification [Gru] y las propuestas de tratamiento basadas en ella, sienta una base importante para una óptima colaboración en el tratamiento ortopédico de pacientes con PC.

Un nuevo punto de partida en el desarrollo motor de pacientes con PC es el papel de la bipedestación. Un entrenamiento de la bipedestación bien definido puede favorecer el desarrollo motor y también tener efectos positivos sobre la marcha. Una AFO dinámica con la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING puede ser una parte elemental de tal entrenamiento de la bipedestación. Hemos especificado por primera vez cada uno de los cuatro modelos de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING en esta guía para que pueda distinguir entre sus opciones de tratamiento.

Queremos expresar nuestro agradecimiento a todos los lectores que han contribuido desde la primera edición de la Guía PC a su desarrollo mediante propuestas y sugerencias constructivas.

Su equipo de FIOR & GENTZ

Índice de contenidos

El objetivo terapéutico	
¿Qué es la parálisis cerebral?	4
Tratamiento de PC en el equipo interdisciplinario	4
El tratamiento ortopédico en la terapia de PC	
Bipedestación y marcha	6
Ortesis convencionales	7
Desventajas de las ortesis convencionales	9
Requisitos de una ortesis	9
La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING	10
Ventajas funcionales de una AFO con NEURO SWING	
Unidades de muelle precomprimidas	14
Muelles no precomprimidos	15
La NEURO SWING en una AFO dinámica	16
Clasificación de pacientes	
Habilidades motoras gruesas y movilidad	24
Marcha patológica	25
Propuestas de tratamiento	
Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 1	26
Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 2	30
Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 3	34
Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 4	38
Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 5	42
Estudios sobre las afirmaciones de esta guía	
a partir de la página	46
Glosario	
a partir de la página	50
Referencias bibliográficas	
a partir de la página	58

¿Qué es la parálisis cerebral?

En la parálisis cerebral el cerebro envía impulsos falsos a los músculos afectados, lo que provoca que estos se activen de forma demasiado intensa, demasiado débil o en un momento equivocado. Por consiguiente, aparecen con frecuencia disfunciones de algunos grupos musculares que suelen provocar una marcha patológica [Gag1, p. 65]. Estas disfunciones pueden ir acompañadas por espasticidad [Pea, p. 89], lo cual a su vez modifica el tono muscular de tal manera que puede empeorar, pero también mejorar la marcha.

Tratamiento de PC en el equipo interdisciplinario

El objetivo primordial del tratamiento de PC es ayudar al paciente a conseguir una bipedestación y marcha lo menos restringida posible. Por ello, el equipo interdisciplinario, compuesto por el médico, el fisioterapeuta, el terapeuta ocupacional, el técnico ortopédico y el biomecánico, debería seguir un concepto terapéutico unificado y trabajar en estrecha colaboración [Doe, p. 113 y ss.].

El primer paso del concepto terapéutico debería ser el inicio inmediato de una fisioterapia [Kra, p. 188]. El objetivo es tratar los músculos deficitarios de tal forma que, por un lado, se estimulen las conexiones cerebrales correctas mediante impulsos motores [Hor, pp. 5–26] y, por otro, se fortalezcan diferentes grupos musculares a través del entrenamiento muscular puntual. Ambas medidas deberían contribuir a lograr una marcha más fisiológica.

Para algunos pacientes con PC, además del tratamiento fisioterapéutico, son necesarios tratamientos farmacológicos, por ejemplo con espasmolíticos como la toxina botulínica [Mol, p. 363], y correcciones quirúrgicas de desviaciones ortopédicas [Gag2].

La marcha fisiológica de una persona sana sirve de orientación para el tratamiento en pacientes con PC y ayuda al equipo interdisciplinario a alcanzar el objetivo terapéutico [Per, p. 9 y ss.].

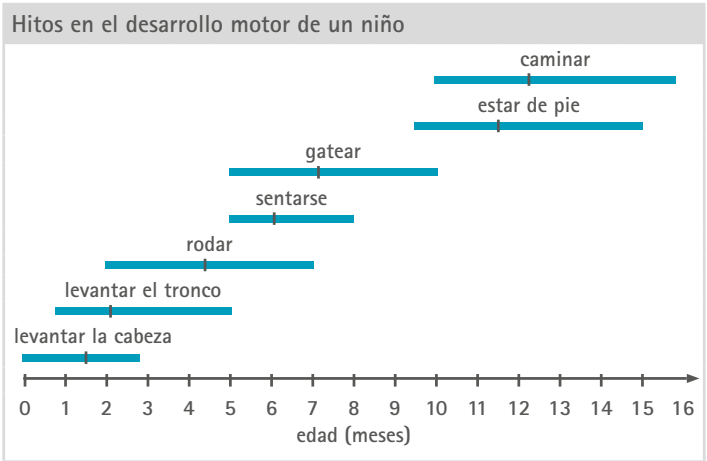
División de la marcha fisiológica en fases individuales según Jacquelin

Denominación inglesa (abreviatura)									
initial contact (IC)	loading response (LR)	early mid stance (MSt)	mid stance (MSt)	late mid stance (MSt)	terminal stance (TSt)	pre swing (PSw)	initial swing (ISw)	mid swing (MSw)	terminal swing (TSw)
Denominación española									
contacto inicial	respuesta a la carga	apoyo medio (fase inicial)	apoyo medio	apoyo medio (fase final)	apoyo final	pre-balanceo	balanceo inicial	balanceo medio	balanceo final
Porcentaje de doble paso									
0 %	0-12 %	12-31 %			31-50 %	50-62 %	62-75 %	75-87 %	87-100 %
Ángulo de cadera									
flexión de 20°	flexión de 20°	flexión de 10°	posición neutra	extensión de 5°	extensión de 20°	extensión de 10°	flexión de 15°	flexión de 25°	flexión de 20°
Ángulo de rodilla									
flexión de 0-3°	flexión de 15°	flexión de 12°	flexión de 8°	flexión de 5°	flexión de 0-5°	flexión de 40°	flexión de 60°	flexión de 25°	extensión de 0-2°
Ángulo de tobillo									
posición neutra	flexión plantar de 5°	posición neutra	dorsiflexión de 5°	dorsiflexión de 8°	dorsiflexión de 10°	flexión plantar de 15°	flexión plantar de 5°	posición neutra	posición neutra

Bipedestación y marcha

Además de la marcha, la bipedestación juega un papel importante en el tratamiento ortésico de pacientes con PC. Los grupos musculares activados durante la marcha también están involucrados en la bipedestación y equilibran el centro de gravedad del cuerpo humano por encima de la superficie de apoyo. Por estos pequeños movimientos compensatorios, la bipedestación quieta no es una tarea puramente estática, sino dinámica y compleja. Esta particularidad se debe tener en cuenta en el tratamiento ortésico.

En el desarrollo motor, un niño comienza aproximadamente a partir de los nueve meses y medio con los primeros intentos de ponerse de pie y aproximadamente a partir de los diez meses con los primeros intentos de caminar. En cierto modo, la bipedestación es la transición del gateo a la marcha. Un retraso significativo de estos hitos ya puede indicar una parálisis cerebral, aunque esta solo se diagnostica a partir de los doce meses en la mayoría de los casos. Con un entrenamiento de la bipedestación bien definido y temprano se puede favorecer el desarrollo motor y la formación de la marcha [Aud]. Para ello, una ortesis dinámica puede dar apoyo al estar de pie y dar impulsos motores adecuados a los pacientes aún jóvenes.



Las ortesis se emplean principalmente para compensar déficits de la musculatura estabilizante de las articulaciones y la inestabilidad resultante que es responsable para los problemas al estar de pie y caminar. Por eso, el primer objetivo del tratamiento ortésico es el enderezamiento dinámico de pacientes con PC. También los pacientes que no son capaces de caminar benefician de un entrenamiento de la bipedestación dinámico ya que tiene una multitud de efectos positivos en el organismo [Pek]. Sin embargo, elegir la ortesis adecuada es esencial para el éxito terapéutico.

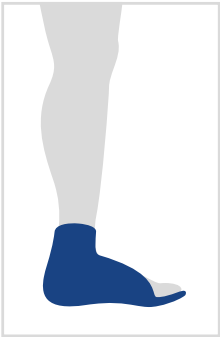
Ortesis convencionales

El tratamiento ortésico de pacientes con PC se puede abordar con una variedad de dispositivos dependiendo de la gravedad y de las características del cuadro clínico. Las ortesis recomendadas pueden abarcar desde dispositivos sencillos, como ortesis supramaleolares (SMOs) o plantillas sensoriomotoras, hasta ortesis de tobillo-pie (AFOs) con o sin articulación de tobillo. Todas estas opciones de tratamiento pueden conducir al progreso de la terapia, pero también pueden influir negativamente en ella, ya que cualquier dispositivo conlleva beneficios e inconvenientes [Rom, p. 473].

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

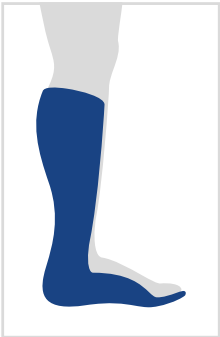
Ortesis de pie

Los dispositivos ortopédicos con plantilla sensoriomotora son una forma sencilla y frecuente de tratar a los pacientes con PC. Una plantilla sensoriomotora de este tipo también puede integrarse en las SMOs. Las SMOs son ortesis supramaleolares que corrigen ligeramente la posición del pie y activan los músculos. Además, si dejan libre la zona del tendón de Aquiles poseen propiedades dinámicas. No obstante, a diferencia de las AFOs no logran elevar el pie.



SMO

Hasta ahora, las AFOs se producen mayoritariamente sin articulación de tobillo. Se clasifican en AFOs sólidas/estáticas y AFOs dinámicas [Nov1, p. 330 y ss.]. AFOs dinámicas tienen articulaciones de tobillo mecánicas o ballestas posteriores que permiten el movimiento en la articulación de tobillo anatómica.



SAFO

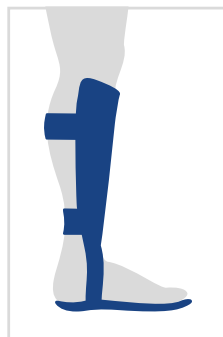
Ortesis rígidas

Las AFOs rígidas (SAFOs) producidas en polipropileno o carbono no permiten ningún movimiento del tobillo. Las SAFOs se utilizan comúnmente para pacientes con espasticidad severa [Nov1, p. 336].

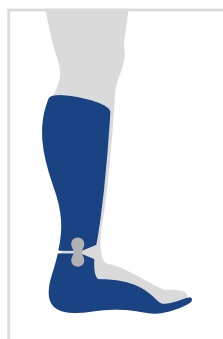
Las ortesis denominadas *floor-reaction AFO* (FRAFO) con valva anterior también bloquean el movimiento de la articulación de tobillo anatómica. Una FRAFO se produce en polipropileno o carbono. La valva anterior ocasiona una extensión de la rodilla en *terminal stance*, a pesar de ser esto una contraindicación en pacientes que presentan hiperextensión de rodilla.

Ortesis con articulación de tobillo

De forma menos frecuente se utilizan AFOs con articulación de tobillo (*hinged AFOs*), que permiten un movimiento de la articulación de tobillo anatómica con un centro de rotación y un rango de movimiento definidos. No obstante, en general las *hinged AFOs* solo disponen de articulaciones con muelle elastómero o sencillas articulaciones con muelles helicoidales. El débil o inexistente efecto de elasticidad de estas articulaciones, así como la ausencia del tope de dorsiflexión, pueden provocar el desarrollo de una marcha agazapada [Nov1, p. 345]. Este es el motivo por el que hasta la fecha las *hinged AFOs* apenas se han utilizado para el tratamiento ortopédico de pacientes con PC.



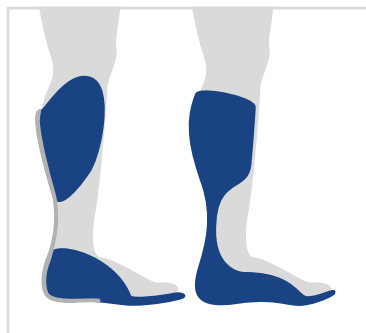
FRAFO



hinged AFO

Ortesis con ballesta posterior

Desde hace algún tiempo se utilizan las AFOs con elasticidad, las denominadas *posterior-leaf-spring AFOs*. El fuerte efecto de elasticidad se consigue con muelles de carbono, mientras que este efecto es bajo en AFOs similares hechas en polipropileno. La desventaja es que estas ortesis no tienen un centro de rotación definido, ni un rango de movimiento definido o ajustable, ni una alineación ajustable. La flexión plantar pasiva no es permitida.



posterior-leaf-spring AFO

Desventajas de las ortesis convencionales

Cada una de las ortesis mencionadas no solo conlleva beneficios, sino también inconvenientes. Esto significa que cada tratamiento con una ortesis convencional puede resultar en un éxito terapéutico, pero también puede influir negativamente. Principalmente, dos características tienen un efecto negativo en el éxito terapéutico:

1. Falta de posibilidades de ajuste

Dependiendo de la marcha patológica del paciente, los requisitos médicos y los objetivos de la fisioterapia, el técnico ortopédico debe alinear la ortesis de tal forma que proporcione los efectos de palanca requeridos [Owe, p. 262]. Sin embargo, hasta ahora no ha sido posible producir ortesis que sean eficaces debido a la falta de posibilidades de ajuste. Por tanto, el ajuste óptimo a la marcha patológica del paciente solo es posible de forma limitada con las ortesis mencionadas.

2. Flexión plantar limitada

Casi todos los diseños enumerados limitan la flexión plantar fisiológica. Esto hace que no se puede encontrar un compromiso ideal entre el efecto de la dorsiflexión asistida y el balancín de talón. Una fisioterapia adecuada utiliza la palanca de talón muy importante. Así se estimulan las conexiones cerebrales correctas al utilizar impulsos motores [Hor, p. 5-26] y se fortalecen diferentes grupos musculares a través del entrenamiento muscular puntual.

Requisitos de una ortesis

Un concepto ortopédico moderno debería ajustarse de forma óptima a las necesidades del paciente y al curso del tratamiento. Además, debería permitir la estabilidad dinámica tanto al estar de pie como al caminar. Solo así es posible alcanzar el objetivo primordial con la ayuda de una ortesis: la marcha fisiológica.

Por lo tanto, todas las ortesis para pacientes con PC deberían producirse con una articulación de tobillo ajustable. Es imprescindible la posibilidad de ajustar la alineación de la ortesis, ya que muchas veces la posición del pie al escayolar no corresponde con la posición necesaria al poner peso sobre la pierna llevando la ortesis. Con el rango de movimiento ajustable y la fuerza elástica de muelle cambiante, el técnico ortopédico puede, sin gran esfuerzo, reaccionar a los cambios en la marcha que puedan producirse durante el curso del tratamiento.

Precisamente por este motivo se creó la articulación de tobillo de sistema ajustable NEURO SWING.

La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING dispone de tres posibilidades de ajuste para poder ajustar la ortesis de forma óptima a los requerimientos del paciente. Todos los ajustes pueden hacerse independientemente sin influir en los demás:

1. Alineación ajustable

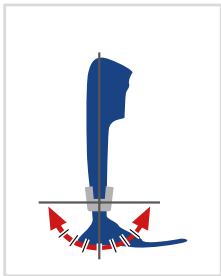
Gracias a la alineación ajustable de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING, la ortesis se puede ajustar individualmente a la marcha patológica del paciente. Si la marcha cambia, es posible reaccionar rápidamente mediante el cambio de los ajustes y el *tuning*.



alineación ajustable

2. Rango de movimiento ajustable

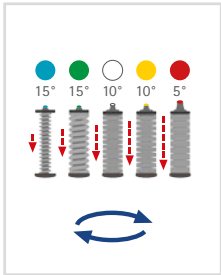
En las fases tempranas de la rehabilitación después de una operación, puede ser necesario reducir el rango de movimiento de una ortesis parcial o completamente y solo permitirlo de nuevo en el transcurso de la terapia. Gracias al tornillo limitación de movimiento, integrado en la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING, puede bloquearse por completo el rango de movimiento predefinido en flexión plantar y dorsiflexión y permitirse de nuevo gradualmente.



rango de movimiento ajustable

3. Fuerza elástica de muelle cambiabile

Se puede ajustar individualmente la fuerza elástica de muelle en flexión plantar y dorsiflexión a las necesidades del paciente gracias a unidades de muelle precomprimidas e intercambiables. Para la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING están disponibles en total cinco unidades de muelle diferentes cuya fuerza elástica va desde normal a extra fuerte y cuyo rango de movimiento de 15° a 5°.



fuerza elástica de muelle cambiabile

Supone una gran ventaja emplear una articulación de sistema del grupo NEURO SWING para producir una ortesis, ya que las unidades de muelle precomprimidas integradas en la articulación de sistema no solo compensan una alteración en la dorsiflexión, sino que también activan la palanca de antepié. Las unidades de muelle poseen la fuerza suficiente para contrarrestar el peso del cuerpo. Así se permite que el cuerpo alcance un equilibrio estable y se restaura la superficie de apoyo. Esto permite una bipedestación erguida, recta y segura. La marcha mejora claramente y la ortesis permite un menor consumo de energía al caminar. Esto se hace visible porque se eleva el talón al apoyar el pie del talón a los dedos. La resistencia necesaria para ambas direcciones de movimiento (dorsiflexión y flexión plantar) se puede ajustar de forma independiente, mediante las unidades de muelle intercambiables, a la debilidad particular de cada uno de los dos grupos musculares.

La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING está disponible en cuatro modelos, y cada uno con hasta cinco anchuras de sistema. Utilice el Configurador de ortesis de FIOR & GENTZ para seleccionar la anchura de sistema correspondiente según los datos de paciente determinados.



www.orthosis-configurator.com/es



NEURO SWING

Con su alineación ajustable, el rango de movimiento ajustable y las unidades de muelle precomprimidas e intercambiables, la NEURO SWING es la articulación de sistema ideal para un tratamiento flexible. Otro punto a favor es que está equipada con la modularidad plug + go, gracias a la cual se puede convertir en otra articulación de sistema de la gama plug + go en pocos pasos.



NEURO SWING 2



En la NEURO SWING 2, también se pueden ajustar la alineación, el rango de movimiento y la fuerza elástica de muelle. Además, cuenta con una amortiguación de impactos integrada, lo que la convierte en la primera opción para las personas que valoran una locomoción poco ruidosa. Al igual que la NEURO SWING, forma parte de la gama plug + go y se puede convertir en caso necesario.

NEURO SWING Carbon



La NEURO SWING Carbon es el modelo NEURO SWING que es resistente al agua. Con su alineación ajustable y las unidades de muelle pre-comprimidas e intercambiables, ofrece la mismas ventajas como la NEURO SWING, pero gracias a la carcasa de la articulación reforzada con fibra de carbono también se puede usar en zonas húmedas y exteriores. El rango de movimiento de la NEURO SWING Carbon no se puede ajustar.

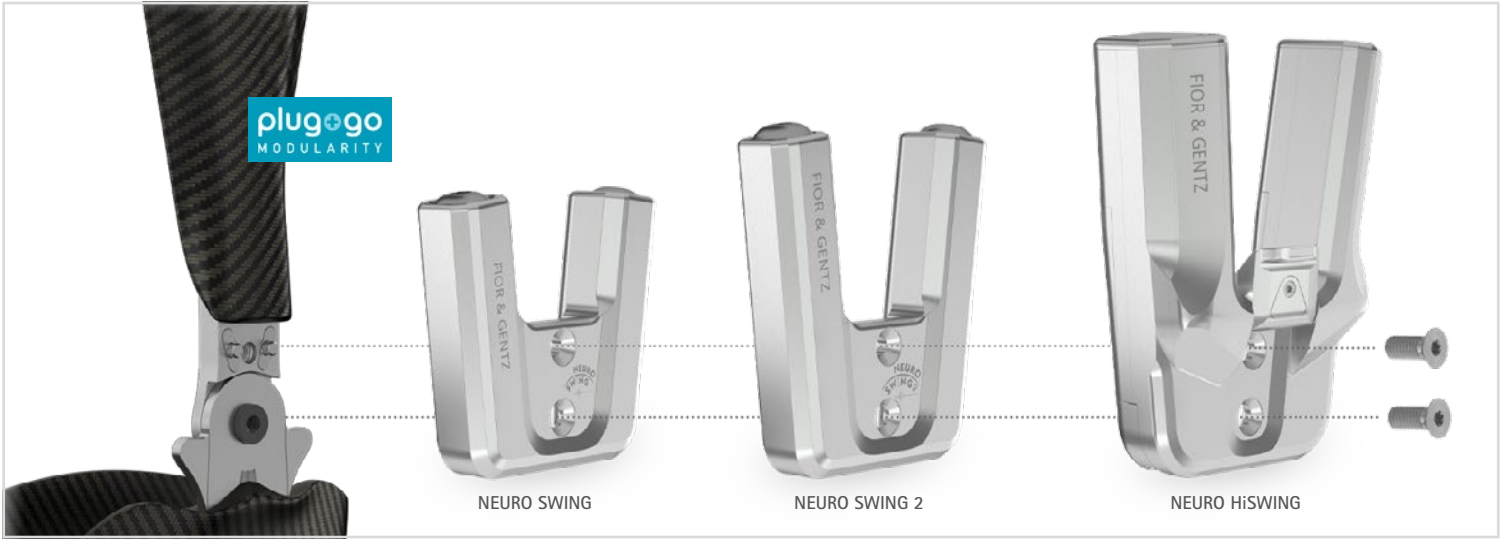
NEURO HiSWING

Con la NEURO HiSWING, se desarrolló la primera articulación de tobillo hidráulica. Gracias al mecanismo hidráulico, el ángulo de la articulación de tobillo se puede cambiar por el propio paciente, lo que le permite subir escaleras y caminar por terrenos accidentados sin mucho esfuerzo. La ortesis se puede ajustar fácilmente a diferentes alturas de tacón y ofrece más comodidad al estar sentado.



NEURO HiSWING R+

La NEURO HiSWING R+ es una articulación de tobillo de sistema controlada por microprocesador que, gracias a su componente hidráulico integrado, puede ajustarse perfectamente a la marcha en terrenos accidentados y escaleras. El ajuste del ángulo entre pierna y plomada por parte del paciente se efectúa a través de la aplicación User o mediante gestos. El control sencillo y las reacciones rápidas permiten caminar de forma segura y lo más natural posible en diferentes terrenos.

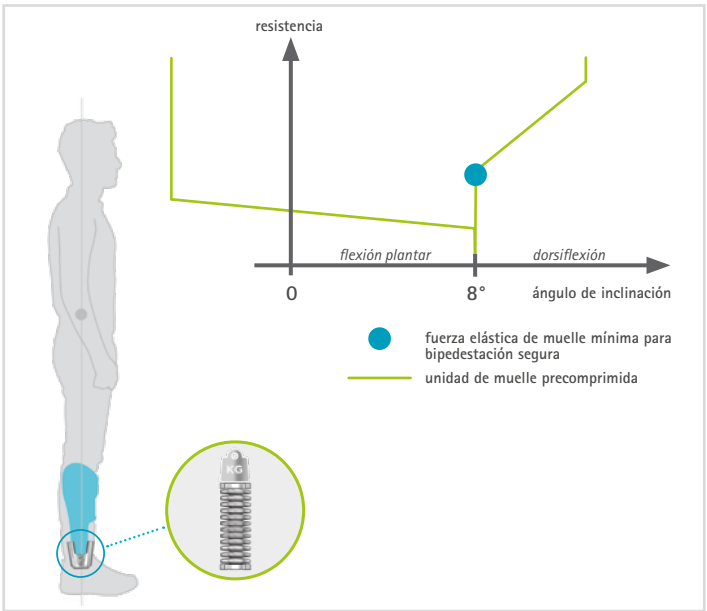


Unidades de muelle precomprimidas

Para permitir que el cuerpo alcance un equilibrio estable en caso de debilitamiento de la musculatura de la pantorrilla (flexores plantares), la ortesis debe activar la palanca de antepié perdida. Las unidades de muelle precomprimidas ofrecen la resistencia necesaria para ello sin limitar demasiado el rango de movimiento en la articulación de tobillo. Estas ofrecen, en función de la unidad de muelle empleada, una resistencia básica en la altura deseada. Se logra un nivel más elevado en movimiento al superar la resistencia básica. Se pueden generar diferentes resistencias básicas mediante la combinación individual de las unidades de muelle precomprimidas en ambas direcciones de movimiento.

Efectos en la bipedestación

Una AFO con la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING restituye al paciente la seguridad y el equilibrio perdidos. Esto permite una bipedestación erguida y segura. Como no se necesitan otros dispositivos de apoyo (como muletas de antebrazo o andadores con ruedas) aparte de la ortesis, las manos quedan libres para las tareas cotidianas.

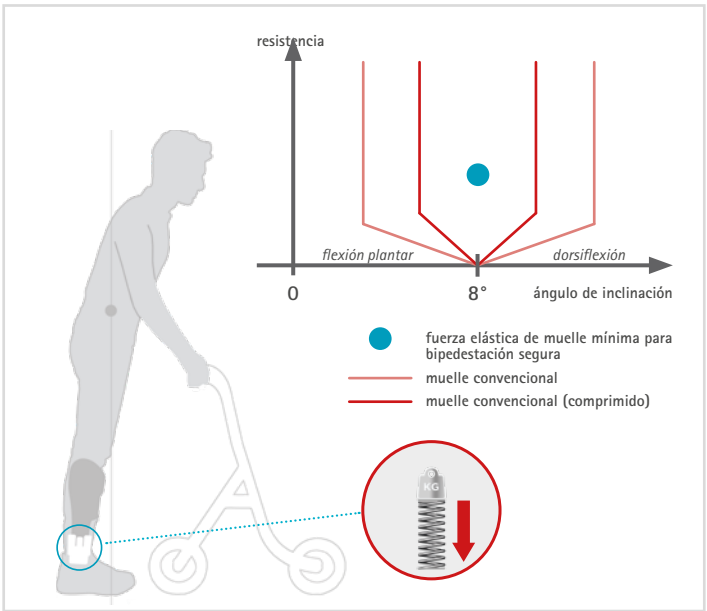


Muelles no precomprimidos

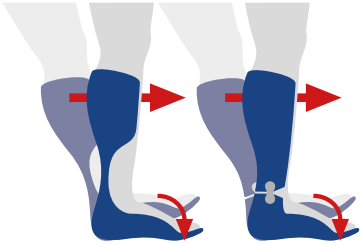
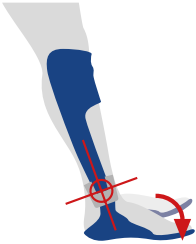
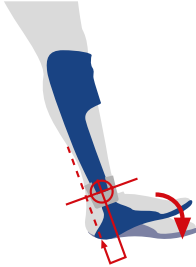
Los muelles habituales de las articulaciones de tobillo convencionales no están precomprimidos y, por tanto, no ofrecen una resistencia básica. En caso de debilidad de la musculatura de la pantorrilla (flexores plantares), no es posible la activación de la palanca de antepié. Habitualmente, dichos muelles se comprimen posteriormente debido a la resistencia demasiado baja, lo que no incrementa la resistencia básica, sino solo la resistencia frente al movimiento del tobillo (constante elástica de muelle). Simultáneamente se reduce el rango de movimiento disponible. Por eso se alcanza antes la compresión máxima de los muelles. Además, la resistencia frente al movimiento del tobillo es la misma en ambas direcciones de movimiento, aunque para la marcha fisiológica son necesarias resistencias diferentes. El mismo problema se presenta con todas las ortesis sin articulación. Estas tampoco están precomprimidas y no ofrecen ninguna resistencia básica en la alineación óptima.

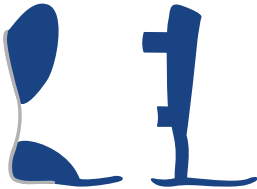
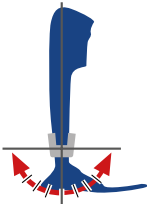
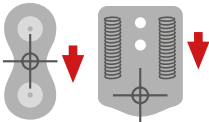
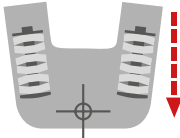
Efectos en la bipedestación

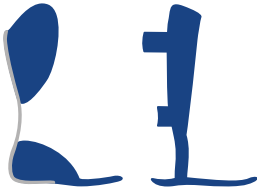
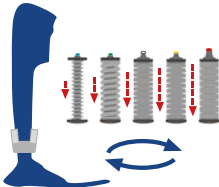
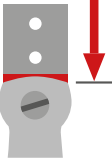
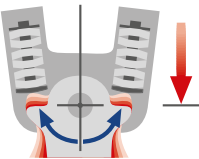
Ni las AFOs con articulaciones de tobillo convencionales ni ninguna de las ortesis sin articulación restituyen al paciente la seguridad y el equilibrio perdidos. Esto impide una bipedestación erguida y segura. Se requiere el uso de dispositivos de apoyo como muletas de antebrazo o andadores con ruedas y serán necesarias las manos para el apoyo.



Desventajas de AFOs existentes	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin alineación ajustable	 alineación ajustable	Alineación ajustable Las ortesis siempre deben alinearse de tal manera que proporcionen el efecto de palanca requerido [Nov2, p. 488 y ss.], para lo cual es necesario montar una articulación de tobillo ajustable. Solo así se puede ajustar de forma precisa la ortesis a la marcha patológica del paciente con PC y reaccionar de forma flexible a los cambios. En el caso de AFOs sólidas sin articulación de tobillo, la alineación solo se puede ajustar mediante la colocación de cuñas por debajo, lo que se denomina "<i>tuning</i>" [Owe, p. 257]. Mediante el aumento del drop se amplían también la dorsiflexión, la inclinación de la tibia, la flexión de cadera y rodilla, así como el momento de flexión de la rodilla en <i>mid stance</i> (ver p. 46 y ss.). En la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING se puede modificar la alineación de la ortesis de forma independiente al drop.
 sin centro de rotación definido	 centro de rotación definido	Centro de rotación definido Algunas ortesis permiten un movimiento entre el pie y la pierna incluso sin articulación de tobillo. Sin embargo, el movimiento permitido en la articulación de tobillo anatómica con estas ortesis no es suficiente y puede ocasionar atrofas musculares [Goe, p. 98 y s.]. Además, el desplazamiento no deseado de la valva de la ortesis puede generar irritaciones en la piel del paciente con PC. En una fisioterapia adecuada, el centro de rotación definido ayuda a tratar los músculos deficitarios estimulando las conexiones cerebrales correctas mediante impulsos motores [Hor, pp. 5-26] y fortaleciendo diferentes grupos musculares a través de un entrenamiento muscular puntual.

Desventajas de AFOs existentes	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 flexión plantar bloqueada	 flexión plantar posible	Flexión plantar Debido a la flexión plantar bloqueada, se produce un torque excesivo a la pierna que se transmite a la rodilla. Esto provoca que se exija al músculo cuádriceps un esfuerzo excesivo (comparable a caminar con una bota de esquí), a pesar de que los pacientes con PC suelen tener el músculo cuádriceps debilitado [Goe, p. 134 y ff.; Per, p. 195]. Una fisioterapia adecuada utiliza la flexión plantar pasiva para tratar los grupos musculares insuficientes. Así, por un lado se estimulan las conexiones cerebrales correctas mediante impulsos motores [Hor, pp. 5-26] y por otro se fortalecen diferentes grupos musculares a través de un entrenamiento muscular puntual. De esta forma se puede contrarrestar la progresiva atrofia muscular [Goe, p. 98 y ss.].
 sin balancín de talón	 balancín de talón	Balancín de talón Debido al centro de rotación anatómico, se genera un brazo de palanca en el retropié que va desde el punto de contacto del talón a través del calcáneo hasta el tobillo. En <i>inicial contact</i>, a través de esta palanca, el peso del cuerpo conduce el descenso pasivo del pie, el cual es controlado por el trabajo excéntrico del músculo tibial anterior. Otras ortesis como las <i>posterior-leaf-spring AFOs</i> no permiten este balancín. Con este tipo de ortesis, el descenso del pie solo se produce activamente contra trabajo muscular, lo cual no se corresponde con un movimiento fisiológico. La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING permite el descenso pasivo del pie a través del centro de rotación definido y el rango de movimiento ajustable en flexión plantar. Este movimiento es controlado por la unidad de muelle posterior.

Desventajas de AFOs existentes	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin rango de movimiento ajustable	 rango de movimiento ajustable	Rango de movimiento ajustable Después de una operación, puede ser necesario reducir el rango de movimiento de una ortesis parcial o completamente y solo permitirlo de nuevo en el transcurso de la terapia. Por lo tanto, una AFO debe tener una articulación de tobillo con rango de movimiento ajustable individualmente. Utilización de una articulación de tobillo ajustable en una AFO estática: Algunos pacientes con PC son tratados con espasmolíticos como la toxina botulínica. Los músculos se paralizan durante un breve periodo de tiempo. Si se utiliza con excesiva frecuencia puede modificar la fuerza muscular. En ese caso se obtiene el máximo efecto de palanca con una AFO estática [Nov2, p. 488 y ss.]. Incluso si no se pueden esperar mejoras en la fisioterapia o si se presentan graves deformidades del pie, el tratamiento con una AFO estática tiene sentido.
 articulación con muelle elastómero y muelle helicoidal poca fuerza elástica de muelle	 muelles de platillo alta fuerza elástica de muelle	Fuerza elástica de muelle La marcha patológica de algunos pacientes con PC requiere una fuerza elástica de muelle muy alta. Con la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING estas fuerzas elásticas de muelle se consiguen mediante unidades de muelle compactas formadas por muelles de platillo apilados. Las unidades de muelle almacenan la energía aportada por el peso corporal. De esta forma se favorece el <i>push off</i> cuando la energía se libera en <i>pre swing</i> [Nov1, p. 333]. Una AFO con la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING logra este efecto como mínimo en la misma medida que una <i>posterior-leaf-spring AFO</i>. La alta fuerza elástica de muelle de las unidades de muelle rojas y amarillas mejoran los ángulos de articulación y la recuperación de energía durante la marcha en pacientes con PC que presentan una flexión de rodilla excesiva en <i>mid stance</i> (ver p. 46 y ss.). Otros muelles habituales, como los de elastómero o los muelles helicoidales, no se aproximan siquiera a esta magnitud de fuerza.

Desventajas de AFOs existentes	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin fuerza elástica de muelle cambiabile	unidades de muelle intercambiabiles  fuerza elástica de muelle cambiabile	Fuerza elástica de muelle cambiabile Sin gran esfuerzo, se puede ajustar individualmente la fuerza elástica de muelle tanto en flexión plantar como en dorsiflexión a la marcha patológica del paciente mediante unidades de muelle de diferente fuerza elástica. De esta forma es posible determinar la fuerza elástica de muelle óptima para que los pacientes con PC consuman menos energía al caminar. Además, la posibilidad de ajustar la fuerza elástica por separado en flexión plantar y dorsiflexión puede llevar a una mejora de la marcha perceptible y medible (ver p. 46 y ss.). En las AFOs sin articulación de tobillo la modificación de la fuerza elástica de muelle es limitada.
 topes duros	 topes blandos	Topes blandos Mediante los muelles de platillo integrados se garantizan topes blandos que contrarrestan la aparición o el empeoramiento de la espasticidad.

Para alcanzar el objetivo terapéutico deseado, el equipo interdisciplinario necesita una base común para evaluar las diferentes manifestaciones de la parálisis cerebral. Esta base se puede crear dividiendo a los pacientes con PC según criterios definidos, esto es, conforme a una clasificación.

Habilidades motoras gruesas y movilidad

Con el sistema de la clasificación de la función motora gruesa (GMFCS = Gross Motor Function Classification System) se pueden evaluar las habilidades motoras gruesas de pacientes con PC en situaciones de la vida cotidiana y también hacer un pronóstico de su desarrollo [Rus]. El principal factor considerado es la locomoción (teniendo en cuenta la asistencia necesaria) y los pacientes son clasificados según la edad en cinco niveles [Öun, p. 151 y ss.].

La Functional Mobility Scale (FMS) divide los pacientes con PC en seis grupos dependiendo de la movilidad. Para la evaluación se tienen en cuenta los productos de apoyo utilizados para el movimiento y la distancia recorrida con ellos [Gra, p. 515].

Marcha patológica

En 2001, Rodda y Graham analizaron y clasificaron pacientes con hemiplejía y diplejía espástica en cuatro tipos de marcha, utilizando la grabación de vídeos y teniendo en cuenta su marcha y postura [Rod, p. 98 y ss.]. Esta clasificación es la más utilizada clínicamente en la actualidad. Además de esta clasificación, existe la Amsterdam Gait Classification, desarrollada en el VU medisch centrum de la Universidad Libre de Ámsterdam específicamente para pacientes con PC. Distingue cinco tipos de marcha y evalúa la posición de la rodilla y el contacto de pie con el suelo en *mid stance* (véase ilustración abajo). En las páginas 4 y 5 se encuentra una descripción de la *mid stance* fisiológica. La Amsterdam Gait Classification se aplica igualmente a pacientes afectados unilateral o bilateralmente [Gru, p. 30]. Por eso es una clasificación óptima para un tratamiento ortésico unitario. La Amsterdam Gait Classification permite una rápida clasificación de pacientes con PC según su marcha. De esta forma, facilita la comunicación interdisciplinaria y ayuda a encontrar el tratamiento adecuado. Además, contribuye a que se estandarice el tratamiento ortésico y se asegure su calidad. Los libros de Perry y Götz-Neumann ofrecen un sencillo resumen de los análisis clínicos de la marcha [Per; Goe].

Tipos de marcha según la Amsterdam Gait Classification

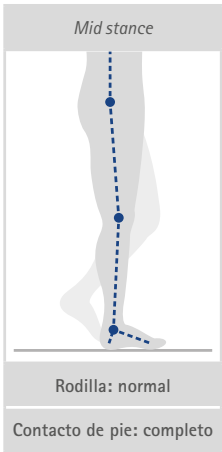
Tipos de marcha	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 4	Tipo 5
Rodilla	normal	hiperextendida	hiperextendida	flexionada	flexionada
Contacto de pie	completo	completo	incompleto	incompleto	completo
Tratamiento	ver pp. 26-29	ver pp. 30-33	ver pp. 34-37	ver pp. 38-41	ver pp. 42-45

Representación de los tipos de marcha en *mid stance*

Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 1

Marcha patológica

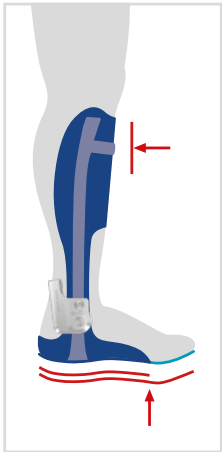
El tipo de marcha 1 se caracteriza por un músculo tibial anterior demasiado débil y también por un músculo gastrocnemio acortado la mayoría de las veces. Este déficit muscular lleva a una debilidad de dorsiflexión del pie que, a su vez, causa una alteración de la dorsiflexión en la fase de balanceo. En *mid stance* el pie queda plano sobre el suelo y la posición de la rodilla es fisiológica [Bec, pp. 1, 5 y s.].



Ortesis recomendada

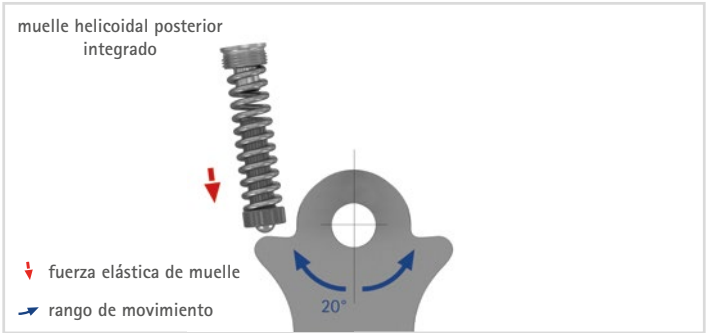
Se recomienda una AFO dinámica con una valva anterior alta, plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible) y con articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING.

La articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING dispone de un muelle helicoidal integrado con una fuerza elástica normal y un rango de movimiento de 20°.



Posibilidades de ajuste de la articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING

Una articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING con modularidad plug + go se puede convertir, entre otros, en una articulación de tobillo de sistema NEURO SWING intercambiando la unidad funcional.



Influencia de deformidades del pie

Para mejorar la posición del pie del paciente se pueden aplicar diferentes métodos que se pueden combinar con una ortesis: En la ortesis se puede integrar tanto un encaje de pie circular como los denominados zapatos interiores para favorecer aún más su funcionamiento. Otra posibilidad son los elementos sensoriomotores, que se pegan en la plantilla de la ortesis o en un zapato interior o bien se modelan durante la producción del modelo positivo de escayola (ver imagen).



Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 1

Posibilidades actuales de tratamiento ortopédico



Dada la mínima divergencia respecto a la marcha fisiológica, los pacientes con PC con este tipo de marcha se han tratado hasta ahora casi exclusivamente con dispositivos sencillos, como zapatos hasta la altura del tobillo, ortesis supramaleolares (SMOs) o plantillas sensoriomotoras [Gru, p. 33; Nov1, p. 331]. No obstante, debe considerarse de forma crítica la reducida elevación del pie que presentan dichos dispositivos.

Además, puede producirse una limitación de los movimientos fisiológicos conservados.

Efecto de la ortesis

- *Initial contact y loading response*: La fuerza elástica de muelle normal de la articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING es lo suficientemente fuerte como para mantener el pie en la posición neutra durante la fase de balanceo con el fin de garantizar que en *initial contact* el talón toque el suelo. Al mismo tiempo, el centro de rotación definido y el rango de movimiento de 20° permiten una flexión plantar pasiva. De esto modo se sustituye el trabajo excéntrico de los músculos pretibiales y se preserva el balancín de talón. El pie desciende de forma controlada contra la fuerza elástica del muelle helicoidal posterior integrado.
- *Mid stance*: Gracias al tope de dorsiflexión libre de la articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING la extensión fisiológica de la rodilla no se ve afectada.
- *Terminal stance*: Gracias al tope de dorsiflexión libre de la articulación de tobillo de sistema NEURO CLASSIC-SPRING la extensión fisiológica de la rodilla y la elevación del talón no se ven afectadas.
- *Pre swing*: El rango de movimiento de 20° del muelle helicoidal posterior integrado permite un *push off* fisiológico.
- *Initial swing hasta terminal swing*: El muelle helicoidal posterior integrado mantiene el pie en posición neutra. Así, los pacientes con PC pueden caminar sin tropezar, y por lo tanto, se alivia la carga del tronco y la cadera.

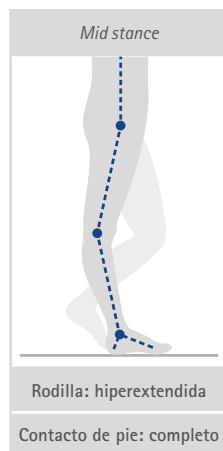
Los elementos que favorecen el tratamiento de los dispositivos sencillos antes mencionados, como p. ej. una plantilla sensoriomotora, pueden integrarse adicionalmente en la ortesis recomendada.

Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 2

Marcha patológica

El tipo de marcha 2 se caracteriza por un músculo tibial anterior demasiado débil y también por una activación en falso del músculo tríceps sural.

En *mid stance*, el pie está plano sobre el suelo y la rodilla se mantiene en la posición hiperextendida [Bec, p. 146].



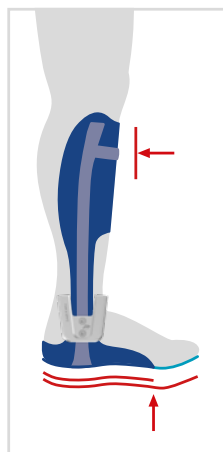
Ortesis recomendada

Se recomienda una AFO dinámica con una valva anterior alta, plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible) y con articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

¿Por qué una valva anterior? Para ello lea el cuadro de información en la página 33.

Unidades de muelle a utilizar:

- posterior: marca verde (fuerza elástica de muelle media, rango de movimiento máximo de 15°)
- anterior: marca blanca (fuerza elástica de muelle fuerte, rango de movimiento máximo de 10°)

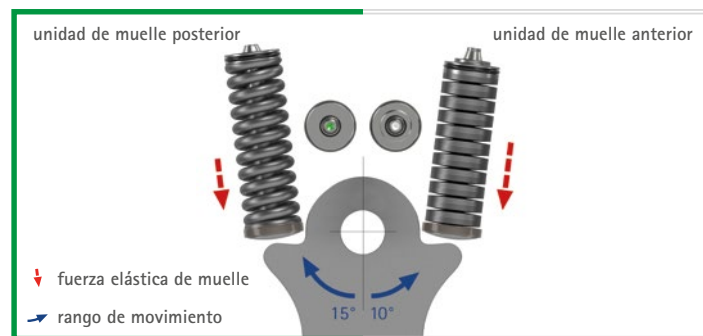


Posibilidades de ajuste de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Ajustes individuales a la marcha patológica por:

- unidades de muelle intercambiables,
- alineación ajustable,
- rango de movimiento ajustable.

Cada uno de estos tres ajustes puede hacerse independientemente sin influenciar a los demás.



Influencia de deformidades del pie

Para mejorar la posición del pie del paciente se pueden aplicar diferentes métodos que se pueden combinar con una ortesis:

En la ortesis se puede integrar tanto un encaje de pie circular como los denominados zapatos interiores para favorecer aún más su funcionamiento. Otra posibilidad son los elementos sensoriomotores, que se pegan en la plantilla de la ortesis o en un zapato interior o bien se modelan durante la producción del modelo positivo de escayola (ver imagen).



Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 2

Posibilidades actuales de tratamiento ortopédico

Hasta ahora los pacientes con PC con este tipo de marcha se han tratado principalmente con *hinged AFOs*, que permiten exclusivamente la dorsiflexión. Con este diseño se coloca el pie en una posición neutra o una ligera dorsiflexión y se bloquea la flexión plantar [Gru, p. 33]. Entre *initial contact* y *loading response* se genera un torque excesivo a la pierna que se transmite a la rodilla. Esto provoca que se exija al músculo cuádriceps un esfuerzo excesivo (comparable a caminar con una bota de esquí) [Goe, p. 134 y ss.; Per, p. 195].

Efecto de la ortesis

- *Initial contact* y *loading response*: La unidad de muelle posterior de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING es lo suficientemente fuerte como para mantener el pie en la posición neutra con el fin de garantizar que en *initial contact* el talón toque el suelo. Al permitir el trabajo excéntrico de la musculatura pretibial, hace posible una flexión plantar pasiva. Así, se apoya activamente el balancín de talón sin generar un torque excesivo a la pierna. El pie desciende de forma controlada contra la fuerza elástica de muelle de la unidad de muelle posterior. La flexión plantar pasiva impedirá que el músculo gastrocnemio se active demasiado pronto. Si el balancín de talón está demasiado restringido por la unidad de muelle posterior media recomendada (marca verde), debe cambiarse por una unidad de muelle normal (marca azul).

- *Mid stance*: La unidad de muelle anterior de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING y la valva anterior evitan la hiperextensión de la articulación de la rodilla.
- *Terminal stance*: La unidad de muelle anterior fuerte y la valva anterior permiten conseguir una elevación fisiológica del talón. Si no es posible la elevación del talón, la unidad de muelle anterior fuerte (marca blanca) debe cambiarse por una unidad de muelle muy fuerte (marca amarilla).
- *Pre swing*: La unidad de muelle anterior lleva al pie de *pre swing* a *mid swing* en posición neutra. Así, los pacientes con PC pueden caminar sin tropezar, y por lo tanto, se alivia la carga del tronco y la cadera.



¿Por qué una valva anterior?

Solo gracias a la alta fuerza elástica de las unidades de muelle utilizadas puede producirse una ortesis con valva anterior alta. Gracias a la valva anterior, el reflejo del paciente de apoyarse se cambia de forma que empuja su peso corporal sobre la tibia en la valva lo que le permite obtener seguridad en la bipedestación. Así se previene una hiperextensión permanente de la articulación de rodilla y la aparición de contracturas en la articulación de tobillo anatómica.

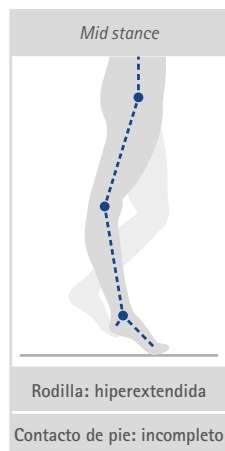
IC	Loading response	Mid stance	Terminal stance	Pre swing

Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 3

Marcha patológica

El tipo de marcha 3 se caracteriza por un músculo tibial anterior demasiado débil y también por un músculo tríceps sural activado demasiado temprano o bien demasiado fuerte y temprano.

En *mid stance*, la carga se queda en el antepié y el pie no se apoya completamente en el suelo. La rodilla queda hiperextendida [Bec, p. 146].



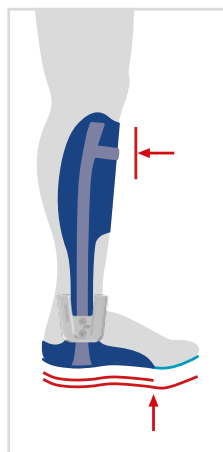
Ortesis recomendada

Se recomienda una AFO dinámica con una valva anterior alta, plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible) y con articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

¿Por qué una valva anterior? Para ello lea el cuadro de información en la página 37.

Unidades de muelle a utilizar:

- posterior: marca verde (fuerza elástica de muelle media, rango de movimiento máximo de 15°)
- anterior: marca amarilla (fuerza elástica de muelle muy fuerte, rango de movimiento máximo de 10°)

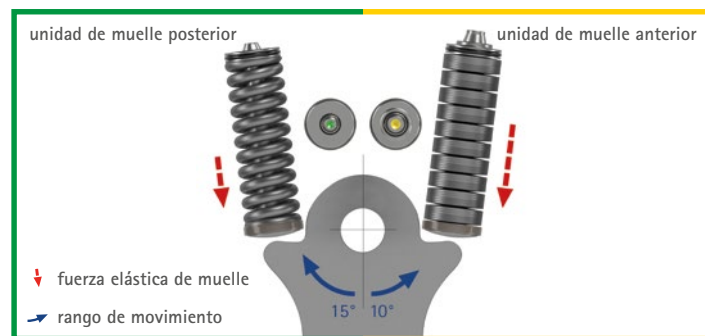


Posibilidades de ajuste de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Ajustes individuales a la marcha patológica por:

- unidades de muelle intercambiables,
- alineación ajustable,
- rango de movimiento ajustable.

Cada uno de estos tres ajustes puede hacerse independientemente sin influenciar a los demás.



Influencia de deformidades del pie

Para mejorar la posición del pie del paciente se pueden aplicar diferentes métodos que se pueden combinar con una ortesis:

En la ortesis se puede integrar tanto un encaje de pie circular como los denominados zapatos interiores para favorecer aún más su funcionamiento. Otra posibilidad son los elementos sensoriomotores, que se pegan en la plantilla de la ortesis o en un zapato interior o bien se modelan durante la producción del modelo positivo de escayola (ver imagen).



Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 3

Posibilidades actuales de tratamiento ortopédico

Hasta ahora los pacientes con PC con este tipo de marcha se han tratado con SAFOs con valva posterior. Con ellas, el pie se mantiene en una posición neutra o una ligera dorsiflexión [Gru, p. 33]. No obstante, su diseño rígido bloquea la flexión plantar. Entre *initial contact* y *loading response* se genera un torque excesivo a la pierna que se transmite a la rodilla. Esto provoca que se exija al músculo cuádriceps un esfuerzo excesivo (comparable a caminar con una bota de esquí) [Goe, p. 134 y ss.; Per, p. 195]. El desfavorable diseño con valva posterior refuerza además el reflejo del paciente con PC de apoyarse con la pantorrilla en la valva para obtener seguridad en la bipedestación. Se provoca una hiperextensión de la rodilla.

Efecto de la ortesis

- *Initial contact* y *loading response*: La unidad de muelle posterior de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING es lo suficientemente fuerte como para mantener el pie en la posición neutra con el fin de garantizar que en *initial contact* el talón toque el suelo. Al permitir el trabajo excéntrico de la musculatura pretibial, hace posible una flexión plantar pasiva. Así, se apoya activamente el balancín de talón sin generar un torque excesivo a la pierna. El pie desciende de forma controlada contra la fuerza elástica de la unidad de muelle posterior. La flexión plantar pasiva impedirá que el músculo gastrocnemio se active demasiado pronto.

- *Mid stance*: La unidad de muelle anterior se comprime debido a la dorsiflexión en el tobillo provocada por el avance tibial.
- *Terminal stance*: Esta tensión previa se prolonga hasta alcanzar el rango de movimiento ajustado. La energía aportada por el peso corporal se almacena en la unidad de muelle anterior.
- *Pre swing*: Desde *terminal stance* hasta *pre swing*, la unidad de muelle anterior libera la energía almacenada, lo que favorece el *push off*.



¿Por qué una valva anterior?

Solo gracias a la alta fuerza elástica de las unidades de muelle utilizadas puede producirse una ortesis con valva anterior alta. Gracias a la valva anterior, el reflejo del paciente de apoyarse se cambia de forma que empuja su peso corporal sobre la tibia en la valva lo que le permite obtener seguridad en la bipedestación. Así se previene una hiperextensión permanente de la articulación de rodilla y la aparición de contracturas en la articulación de tobillo anatómica.

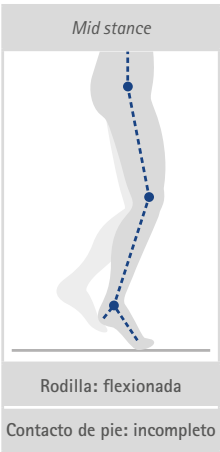
IC	Loading response	Mid stance	Terminal stance	Pre swing

Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 4

Marcha patológica

El tipo de marcha 4 se caracteriza por los músculos isquiotibiales activados demasiado fuerte acompañado de una activación en falso del músculo gastrocnemio o del músculo psoas mayor. En *mid stance*, la carga se queda en el antepié y el pie no se apoya completamente en el suelo. Además, se mantiene la flexión de rodilla y cadera [Bec, p. 46].

El paciente consume además mucha energía al caminar [Bre, p. 102].



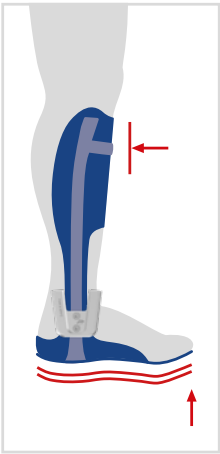
Ortesis recomendada

Se recomienda una AFO dinámica con valva anterior alta, plantilla larga y rígida con elevación de la puntera y una articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

¿Por qué una elevación de la puntera? Para ello lea el cuadro de información en la página 41.

Unidades de muelle a utilizar:

- posterior: marca azul (fuerza elástica de muelle normal, rango de movimiento máximo de 15°)
- anterior: marca amarilla (fuerza elástica de muelle muy fuerte, rango de movimiento máximo de 10°)

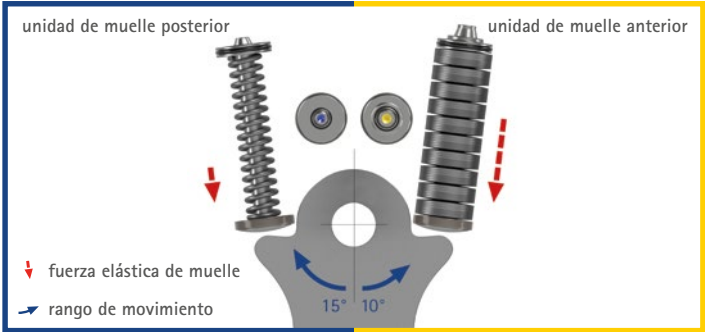


Posibilidades de ajuste de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Ajustes individuales a la marcha patológica por:

- unidades de muelle intercambiables,
- alineación ajustable,
- rango de movimiento ajustable.

Cada uno de estos tres ajustes puede hacerse independientemente sin influir a los demás.



Influencia de deformidades del pie

Para mejorar la posición del pie del paciente se pueden aplicar diferentes métodos que se pueden combinar con una ortesis:

En la ortesis se puede integrar tanto un encaje de pie circular como los denominados zapatos interiores para favorecer aún más su funcionamiento. Otra posibilidad son los elementos sensoriomotores, que se pegan en la plantilla de la ortesis o en un zapato interior o bien se modelan durante la producción del modelo positivo de escayola (ver imagen).



Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 4

Posibilidades actuales de tratamiento ortésico

Hasta ahora los pacientes con PC con este tipo de marcha se han tratado con SAFOs con valva posterior y suela rígida. Con ellas, el pie se mantiene en una posición neutra o una ligera dorsiflexión. No obstante, su diseño rígido bloquea la flexión plantar. Entre *initial contact* y *loading response* se genera un torque excesivo a la pierna que se transmite a la rodilla. Esto provoca que se exija al músculo cuádriceps un esfuerzo excesivo (comparable a caminar con una bota de esquí) [Goe, p. 134 y ss.; Per, p. 195].

Efecto de la ortesis

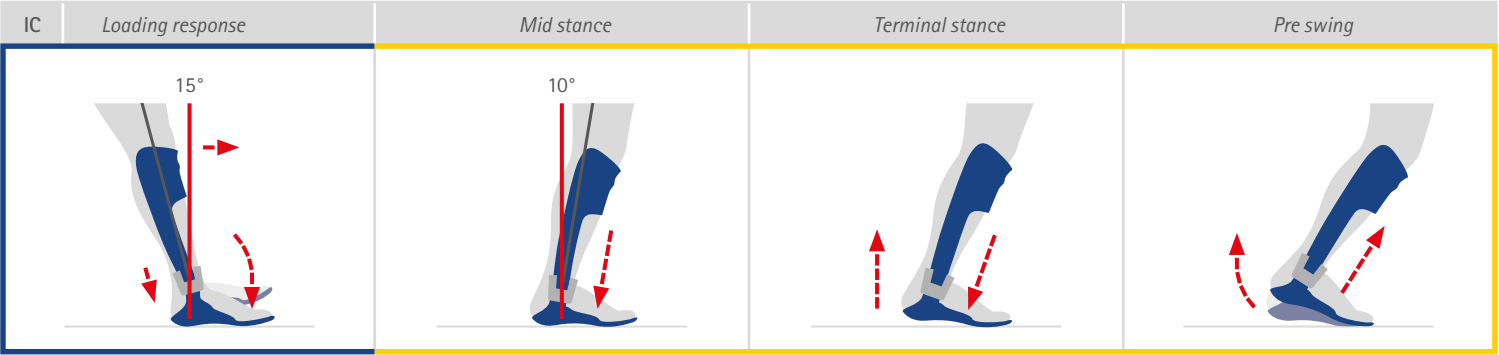
- *Initial contact y loading response*: Si el paciente con PC no tiene ninguna contractura en flexión plantar, la unidad de muelle posterior de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING es lo suficientemente fuerte como para mantener el pie en posición neutra con el fin de garantizar que en *initial contact* el talón toque el suelo. Al permitir el trabajo excéntrico de la musculatura pretibial, hace posible una flexión plantar pasiva. Así, se apoya activamente el balancín de talón sin generar un torque excesivo a la pierna. El pie desciende de forma controlada contra la fuerza elástica de la unidad de muelle posterior. Si debido a una contractura en flexión plantar la unidad de muelle normal recomendada (marca azul) no tiene fuerza suficiente para mantener el pie en *terminal swing* en posición neutra, debe cambiarse por una unidad de muelle de mayor fuerza elástica.

- *Mid stance*: La unidad de muelle anterior en combinación con la plantilla larga y rígida y la valva anterior generan un momento de extensión de la rodilla. De este modo, el paciente con PC se lleva a una posición erguida y la flexión excesiva de la rodilla y la inclinación de la tibia mejoran considerablemente (ver p. 46 y s.). Además, obtiene seguridad en la bipedestación. Si para ello no bastase la unidad de muelle muy fuerte (marca amarilla), se puede cambiar por la unidad de muelle extra fuerte (marca roja).
- *Terminal stance*: La unidad de muelle anterior se comprime de *mid stance* a *terminal stance* hasta el rango de movimiento ajustado y almacena la energía aportada por el peso corporal.
- *Pre swing*: La unidad de muelle anterior libera la energía desde *terminal stance* hasta *pre swing* lo que favorece el *push off*. Gracias al diseño de la ortesis y a la asistencia de la unidad de muelle, el paciente consume menos energía al caminar (ver p. 46 y s.).



¿Por qué una elevación de la puntera?

Al modelar el modelo positivo de escayola, debe calcularse la elevación de la puntera. Es necesaria la elevación de la puntera con plantillas rígidas para poder apoyar el pie del talón a los dedos mediante las articulaciones metatarsofalángicas (3^{er} rocker) y para dar al paciente estabilidad a través del contacto de antepié en *pre swing*.

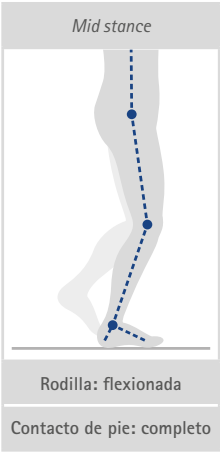


Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 5

Marcha patológica

El tipo de marcha 5 se caracteriza por los músculos isquiotibiales activados demasiado fuerte acompañado de una activación demasiado débil del músculo gastrocnemio o de una activación en falso del músculo psoas mayor. En *mid stance*, se desarrolla una flexión de rodilla y cadera demasiado fuerte. Además, el pie está plano sobre el suelo [Bec, p. 146].

El paciente consume además mucha energía al caminar [Bre, p. 102].



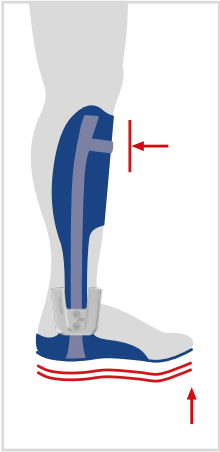
Ortesis recomendada

Se recomienda una AFO dinámica con valva anterior alta, plantilla larga y rígida con elevación de la puntera y una articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

¿Por qué una elevación de la puntera? Para ello lea el cuadro de información en la página 45.

Unidades de muelle a utilizar:

- posterior: marca azul (fuerza elástica de muelle normal, rango de movimiento máximo de 15°)
- anterior: marca roja (fuerza elástica de muelle extra fuerte, rango de movimiento máximo de 5°)

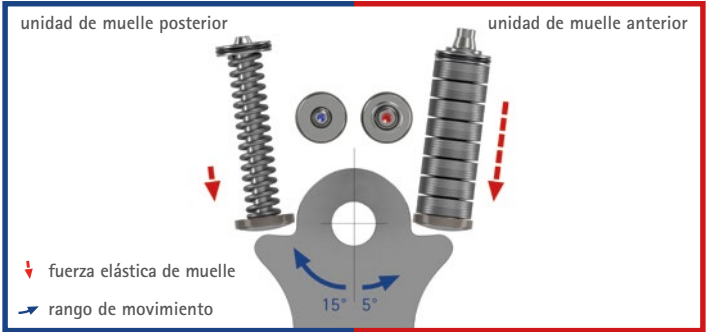


Posibilidades de ajuste de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Ajustes individuales a la marcha patológica por:

- unidades de muelle intercambiables,
- alineación ajustable,
- rango de movimiento ajustable.

Cada uno de estos tres ajustes puede hacerse independientemente sin influir a los demás.



Influencia de deformidades del pie

Para mejorar la posición del pie del paciente se pueden aplicar diferentes métodos que se pueden combinar con una ortosis: En la ortosis se puede integrar tanto un encaje de pie circular como los denominados zapatos interiores para favorecer aún más su funcionamiento. Otra posibilidad son los elementos sensoriomotores, que se pegan en la plantilla de la ortosis o en un zapato interior o bien se modelan durante la producción del modelo positivo de escayola (ver imagen).



Propuesta de tratamiento para el tipo de marcha 5

Posibilidades actuales de tratamiento ortésico

Hasta ahora los pacientes con PC con este tipo de marcha se han tratado con FRAFOs con valva anterior y suela rígida. Con ellas, el pie se mantiene en una posición neutra o una ligera dorsiflexión. La valva anterior y la suela rígida se utilizan para extender la rodilla en *mid stance*. No obstante, el diseño de estas ortesis bloquea la flexión plantar. Entre *initial contact* y *loading response* se genera un torque excesivo a la pierna que se transmite a la rodilla. Esto provoca que se exija al músculo cuádriceps un esfuerzo excesivo (comparable a caminar con una bota de esquí) [Goe, p. 134 y ss.; Per, p. 195].

Efecto de la ortesis

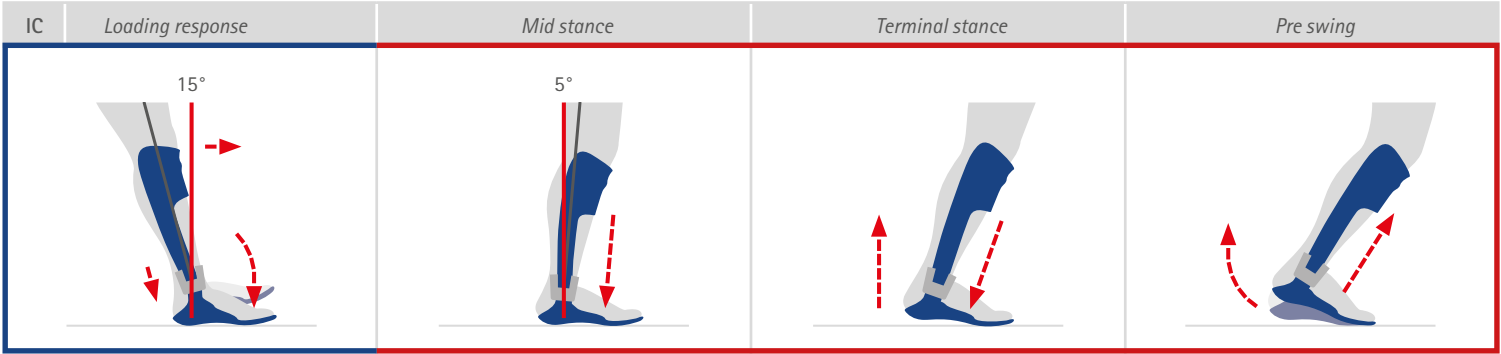
- *Initial contact* y *loading response*: El centro de rotación definido y el rango de movimiento ajustable permiten una flexión plantar pasiva, puesto que permiten el trabajo excéntrico de la musculatura pretibial. Así, se apoya activamente el balancín de talón sin generar un torque excesivo a la pierna. El pie desciende de forma controlada contra la fuerza elástica de la unidad de muelle posterior.
- *Mid stance*: La unidad de muelle anterior en combinación con la plantilla larga y rígida y la valva anterior generan un momento de extensión de la rodilla. De este modo, el paciente con PC se lleva a una posición erguida y la flexión excesiva de la rodilla y la inclinación de la tibia mejoran considerablemente (ver p. 46 y s.). Esto es posible siempre que la flexión de la rodilla no sea tan intensa como para que el vector de la fuerza reactiva del suelo transcurra por detrás del centro de rotación anatómico. Además, obtiene seguridad en la bipedestación.

- *Terminal stance*: La unidad de muelle anterior se comprime de *mid stance* a *terminal stance* hasta el rango de movimiento ajustado y almacena la energía aportada por el peso corporal. El efecto de palanca de la plantilla y el tope de dorsiflexión ajustado de forma óptima provocan la elevación del talón en el momento adecuado.
- *Pre swing*: La unidad de muelle anterior libera la energía desde *terminal stance* hasta *pre swing* lo que favorece el *push off*. Gracias al diseño de la ortesis y a la asistencia de la unidad de muelle, el paciente con PC consume menos energía al caminar.



¿Por qué una elevación de la puntera?

Al modelar el modelo positivo de escayola, debe calcularse la elevación de la puntera. Es necesaria la elevación de la puntera con plantillas rígidas para poder apoyar el pie del talón a los dedos mediante las articulaciones metatarsofalángicas (3^{er} rocker) y para dar al paciente estabilidad a través del contacto de antepié en *pre swing*.



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

Para la tesis doctoral "Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy" (español: Maximización de la eficacia de las ortesis de tobillo-pie en niños con parálisis cerebral) de Yvette L. Kerkum se proporcionó, en el marco de un estudio neerlandés a gran escala, tratamiento ortésico a 32 niños con parálisis cerebral espástica mediante la utilización de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING. La marcha de estos niños fue registrada mediante análisis de la marcha y evaluada conforme a diferentes cuestiones. A continuación se presenta un resumen de los resultados del estudio, que apoyan las afirmaciones de esta guía:

Aumento de la inclinación de la tibia y del ángulo de la articulación en *mid stance* mediante el aumento del drop

La colocación de cuñas bajo una AFO rígida (*tuning*) causa un aumento considerable de la inclinación de la tibia, así como de la flexión de la rodilla y la cadera en *mid stance* [Ker, p. 49 y ss.].

Cambio de los momentos articulares en *mid stance* mediante el aumento del drop

La colocación de cuñas bajo una AFO rígida (*tuning*) causa un aumento considerable del momento de flexión de la rodilla en *mid stance* [Ker, p. 49 y ss.].

Cambio de los momentos articulares en *mid stance* mediante el aumento de la rigidez de la plantilla

El aumento de la rigidez de la plantilla provoca una considerable reducción del momento de flexión de la rodilla en *mid stance* [Ker, p. 49 y ss.].

Las propiedades mecánicas de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Como las unidades de muelle de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING son intercambiables, la AFO se puede ajustar a la marcha individual del paciente. Las unidades de muelle poseen, por su diseño, un valor límite bajo el cual no se produce ningún movimiento en la articulación de tobillo mecánica (compresión de las unidades de muelle) en caso de momentos reducidos en la articulación de tobillo anatómica. Este valor límite respalda la extensión de la rodilla al inicio de la fase de apoyo [Ker, p. 67 y ss.].

La fuerza elástica de muelle óptima para pacientes con PC con flexión de rodilla aumentada en *mid stance*

Las unidades de muelle roja y amarilla de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING son idóneas para niños con PC que presentan una flexión de rodilla aumentada en *mid stance* (tipos de marcha 4 y 5). La unidad de muelle amarilla ofrece una proporción óptima de fuerza elástica de muelle y rango de movimiento y contribuye, gracias a la elevada recuperación de energía resultante, de forma óptima a la mejora del *push off*. La unidad de muelle roja normaliza, gracias a su relativamente elevada rigidez y el reducido rango de movimiento, los ángulos de la articulación de la forma más eficiente [Ker, p. 67 y ss.].

Menor consumo de energía al caminar con la unidad de muelle amarilla

La mejora del consumo de energía al caminar con la unidad de muelle amarilla se debe más a la mejora de los ángulos y momentos articulares en la fase de apoyo que al respaldo del *push off* [Ker, p. 79 y ss.].

Menor consumo de energía al caminar con la AFO y fuerza elástica de muelle óptima

Gracias a la fuerza elástica de muelle óptima, el paciente puede reducir considerablemente su consumo de energía al caminar con la AFO en comparación con la marcha solo con zapatos [Ker, p. 109 y ss.].

Ángulo de rodilla mejorado al caminar con la AFO y fuerza elástica de muelle óptima

Gracias a la fuerza elástica de muelle óptima se puede reducir considerablemente, al caminar con la AFO, la flexión de rodilla aumentada del paciente con PC en *mid stance* [Ker, p. 109 y ss.].

Inclinación de la tibia mejorada al caminar con la AFO y fuerza elástica de muelle óptima

Gracias a la fuerza elástica de muelle óptima, se reduce considerablemente la inclinación de la tibia al caminar con la AFO en comparación con la marcha solo con zapatos [Ker, p. 109 y ss.].

No es necesaria una fase de habituación a la nueva AFO

Tampoco tras una fase de habituación a la AFO se observa ninguna mejora adicional de los parámetros de la marcha importantes (parámetro de tiempo-distancia, ángulos de la articulación, momentos articulares). Por lo tanto, no se tiene que tomar en consideración una fase de habituación en el día a día clínico [Ker, p. 129 y ss.].

Otros estudios sobre la NEURO SWING

Además de en la tesis doctoral descrita anteriormente, la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING ha sido objeto de estudio desde 2012 en numerosos trabajos, principalmente para la indicación de parálisis cerebral. Los resultados de estos estudios se han presentado como carteles o ponencias en diversos congresos nacionales e internacionales y se han publicado en revistas especializadas de renombre.

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, Alemania, mayo 2014.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

(ingl. *ankle-foot orthosis*): término que designa una ortesis que incluye la articulación de tobillo y el pie

Amsterdam Gait Classification

División de las marchas ↑patológicas de los pacientes con PC en cinco tipos de marcha. Evalúa la posición de la rodilla y el contacto de pie con el suelo en *mid stance*. La Amsterdam Gait Classification fue desarrollada en el VU medisch centrum de la Universidad Libre de Ámsterdam (VUmc) con la colaboración del Prof. Dr. Jules Becher.

Atrofia muscular

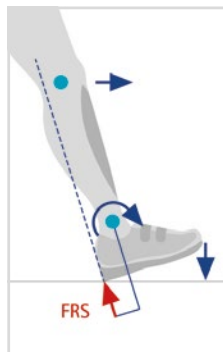
(gr. *atrophia* = pérdida, disminución): pérdida visible del volumen de un músculo esquelético debido a la reducción de actividad

Avance tibial

(lat. *procedere* = progresar, aumentar): desplazamiento de la tibia en la dirección del movimiento alrededor de la articulación de tobillo anatómica en *mid stance*. En inglés se denomina también *ankle rocker* (↑rockers o balancines).

Balancín de talón

(ingl. *heel rocker*): incluye la rotación completa del pie alrededor del ↑ punto de contacto del talón. Tiene lugar en la articulación de tobillo anatómica entre *initial contact* y *loading response*: Desde *terminal swing* hasta *initial contact* la pierna libre "cae" desde una altura de aproximadamente 1 cm al suelo. La ↑ fuerza reactiva del suelo comienza a actuar en el punto de contacto del talón. Su vector de fuerza (línea discontinua) se mueve en dirección ↑dorsal desde el tobillo. Junto con la ↑ palanca de talón resultante, se crea un momento de flexión plantar en el tobillo que causa el descenso del pie. El ↑músculo tibial anterior trabaja de forma ↑excéntrica contra este movimiento y hace que el pie descienda de forma frenada.

**Concéntrico**

(lat. *con* = con; *centrum* = centro): movimiento hacia el centro; tener un centro en común. En un contexto mecánico, esto significa que la fuerza se aplica exactamente en el centro. En un contexto ↑ fisiológico, un músculo realiza un trabajo concéntrico al acortarse y provocar así un movimiento articular.

Conexión cerebral

(lat. *cerebrum* = en sentido más amplio, cerebro): El cerebro guarda programas de control para patrones de movimiento complejos. La repetición de patrones de movimiento ↑ fisiológicos rectifica estos programas de control en el cerebro. A su vez cada trastorno del ambiente puede ocasionar una secuencia errada en los programas de control que resulta en patrones de movimiento ↑patológicos.

Contractura

(lat. *contrahere* = contraer): acortamiento o contracción permanente de un tejido, p. ej., ciertos músculos o tendones. Conduce a una restricción reversible o irreversible del movimiento o a la desviación de articulaciones adyacentes. Existen contracturas flexibles y rígidas.

DAFO

(ingl. *dynamic ankle-foot orthosis*): ortesis de tobillo-pie dinámica. El término DAFO se utiliza internacionalmente tanto para referirse a ↑SMOs como a ↑AFOs parcialmente flexibles de ↑polipropileno. Este término en su uso actual puede ser ambiguo, ya que las AFOs con articulación también se deberían denominar AFOs ↑dinámicas.

Dinámico

(gr. *dynamikos* = eficiente, fuerte): presentando un movimiento, caracterizado por impulso y energía. Por lo tanto, una ↑AFO dinámica permite un movimiento definido en la articulación de tobillo anatómica.

Diplejia

(gr. *dis* = dos veces, doble; *plege* = golpe, parálisis): parálisis bilateral. En la diplejía la parálisis afecta a partes simétricas del cuerpo (p. ej., ambos brazos o ambas piernas).

Dorsal

(lat. *dorsum* = dorso, espalda): perteneciente a la espalda o al dorso, situado al dorso de algo. Designación de posición en el pie: en el lado del dorso del pie.

Dorsiflexión

Elevación del pie o reducción del ángulo entre pierna y pie. Por este movimiento (↑flexión) se llama dorsiflexión. No obstante, desde una perspectiva funcional es un estiramiento en el sentido de una ↑extensión. Movimiento opuesto a la ↑flexión plantar.

Espasmolítico

(gr. *spasmos* = espasmo, calambre): medicamento relajante. Reduce el tono de los músculos lisos o reduce la tensión muscular.

Espasticidad

(gr. *spasmos* = espasmo, calambre): una activación muscular involuntaria, intermitente o prolongada, causada por un daño en la primera neurona motora responsable de la función sensoriomotora [Pan, p. 2 y ss.]

Estático

(gr. *statikos* = colocar, estar en equilibrio): el equilibrio de las fuerzas, relativo a la estática, en equilibrio, en reposo, quieto. Una $\uparrow$ AFO estática no permite el movimiento en la articulación de tobillo anatómica.

Excéntrico

(lat. *ex* = fuera; *centro* = centro): que se encuentra fuera de un centro o lejos de un centro. En un contexto mecánico, esto significa que la fuerza se aplica fuera del centro. En un contexto $\uparrow$ fisiológico, un músculo realiza un trabajo excéntrico alargándose y frenándose activamente para controlar un movimiento articular.

Extensión

(lat. *extendere* = extender): estiramiento activo o pasivo de una articulación. Estirar es el movimiento opuesto a doblar ($\uparrow$ flexión) y generalmente aumenta el ángulo de la articulación.

Fisiológico

(gr. *physis* = naturaleza; *logos* = ciencia): relativo a procesos vitales naturales

Flexión

(lat. *flectere* = doblar): doblamiento activo o pasivo de una articulación. La flexión es el movimiento opuesto al estiramiento ($\uparrow$ extensión) y generalmente reduce el ángulo de la articulación.

Flexión plantar

Descenso del pie o aumento del ángulo entre pierna y pie. Movimiento opuesto a la $\uparrow$ dorsiflexión.

Flexores plantares

músculos que causan el descenso del pie, véase $\uparrow$ flexión plantar

FRAFO

(ingl. *floor-reaction AFO*): ortesis rígida con valva anterior que causa un momento de extensión de la rodilla o de la cadera a partir de *terminal stance*. Las FRAFOs pueden ser producidas en $\uparrow$ polipropileno o en carbono y tener una plantilla rígida o parcialmente flexible. No obstante, el nombre FRAFO puede ser equívoco, ya que otras $\uparrow$ AFOs también interactúan con la $\uparrow$ fuerza reactiva del suelo.

Fuerza reactiva del suelo

(Abrev. FRS): fuerza que se produce en el suelo como reacción contraria a la fuerza ocasionada por el peso del cuerpo. El vector de la fuerza reactiva del suelo es una línea teórica en la que se hace visible la magnitud, el origen y la dirección de acción de la fuerza reactiva del suelo.

Hemiplejia

(gr. *hemi* = medio; *plege* = golpe, parálisis): Hemiplejia es una parálisis de un lado completo del cuerpo.

Hinged AFO

(ingl. *hinged* = articulado, con una bisagra): La *hinged* $\uparrow$ AFO clásica es una ortesis con valva posterior producida en $\uparrow$ polipropileno con muelle elastómero o muelle helicoidal simple en la articulación. Las *hinged AFOs* permiten la $\uparrow$ dorsiflexión en la articulación de tobillo anatómica. En general, las articulaciones con muelle elastómero no proporcionan la fuerza suficiente para permitir la $\uparrow$ flexión plantar y al mismo tiempo mantener el pie en $\uparrow$ posición neutra durante la fase de balanceo. Por este motivo las *hinged AFOs* bloquean la flexión plantar en estos casos.

Insuficiencia

función insuficiente o capacidad disminuida de un órgano o sistema orgánico (p. ej., la musculatura)

Interdisciplinario

(lat. *inter* = entre): relativo a la cooperación entre varias subáreas

Marcha agazapada

(ingl. *crouch gait*): marcha con caderas y rodillas permanentemente flexionadas

Muelle de platillo

Los muelles de platillo son arandelas de forma cónica, de modo que se cargan axialmente de manera estática o dinámica. Estos muelles se pueden utilizar como piezas o apilar en serie. Los muelles de serie o están apilados con muelles de platillo individuales o con muelles en paralelo consistiendo en varios muelles. La forma geométrica de los muelles de platillo lleva a una absorción de fuerzas ↑ concéntrica y, con ello, una curva característica del muelle prácticamente lineal.

Músculo cuádriceps (4)

Musculus quadriceps femoris: músculo cuádriceps femoral. Músculo más voluminoso del cuerpo que causa la ↑ extensión de la pierna en la articulación de rodilla. Consta de los siguientes submúsculos: músculo recto femoral, músculo vasto medial, músculo vasto lateral y músculo vasto intermedio.

Músculo gastrocnemio (2)

Musculus gastrocnemius: músculo de la pantorrilla. Músculo de dos cabezas que causa la ↑ flexión plantar del pie. Parte del ↑ músculo tríceps sural.

Músculo psoas mayor (3)

Musculus psoas major: músculo interno de la cadera con origen en las vértebras lumbares que provoca la flexión y la rotación externa del muslo en la articulación de la cadera

Músculo sóleo (5)

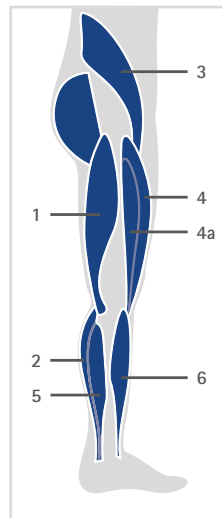
Musculus soleus: músculo de la pantorrilla cuyo tendón, junto con el del ↑ músculo gastrocnemio, forma el tendón de Aquiles y que interviene en la ↑ flexión plantar del pie. Parte del ↑ músculo tríceps sural.

Músculo tibial anterior (6)

Musculus tibialis anterior: músculo anterior de la tibia que se extiende desde la tibia hasta el borde medial del pie y que causa la ↑ dorsiflexión del pie.

Músculo tríceps sural (2 y 5)

Musculus triceps surae: denominación colectiva que incluye el ↑ músculo gastrocnemio de dos cabezas y el ↑ músculo sóleo.



Músculo vasto lateral (4a)

Musculus vastus lateralis: músculo externo del muslo. Parte del ↑ músculo cuádriceps que va desde la superficie posterior del muslo hasta la rótula. Interviene en la ↑ extensión de la pierna en la articulación de la rodilla.

Músculos isquiotibiales (1)

(ingl. *hamstrings*): situado en el lado ↑ dorsal (parte posterior) del muslo. En la articulación de la cadera los músculos isquiotibiales provocan la ↑ extensión y en la articulación de la rodilla, la ↑ flexión.

Palanca de talón

Una palanca, con el ↑ punto de contacto del talón como centro de rotación y la distancia desde el punto de contacto del talón hasta la articulación de tobillo anatómica como brazo de palanca. En *initial contact* la ↑ fuerza reactiva del suelo que se mueve en dirección ↑ dorsal desde el tobillo causa la rotación alrededor del punto de contacto del talón.

Parálisis cerebral

(Abrev. PC): Alteración del tono muscular y la coordinación muscular debida a un daño del sistema nervioso central producido antes, durante o después del nacimiento. Según el tipo de daño, la parálisis se denomina ↑ hemiplejía, ↑ diplejía o ↑ paraplejía. En muchos pacientes esta parálisis se presenta acompañada de ↑ espasticidad.

Paraplejía

(gr. *para* = junto a; *plege* = golpe, parálisis): parálisis completa de dos extremidades simétricas (principalmente las piernas)

Patológico

(gr. *pathos* = dolor; enfermedad): (cambiado) por enfermedad

Plantar

(lat. *planta* = planta del pie): relativo a la planta del pie, en dirección a la planta

Polipropileno

(Abrev. PP): grupo de plásticos termoformables y soldables utilizados con frecuencia para la producción de ortesis simples. Técnica de producción económica. Una desventaja en comparación con otros materiales de calidad más alta, como la fibra de carbono, es el peso considerablemente mayor de la ortesis para ofrecer la misma rigidez.

Posición neutra

Se caracteriza por la posición recta del humano con los pies a una distancia como la que separa los hombros. El rango de movimiento de una articulación se determina a partir de la posición neutra.

Posterior-leaf-spring AFO

(lat. *posterior* = detrás; ingl. *leafspring* = pletina con propiedades elásticas): ortesis de tobillo-pie caracterizada por una pletina posterior con propiedades elásticas que se coloca detrás del tendón de Aquiles; casi siempre de fibra de carbono

Pretibial

(lat. *prae* = delante, antes de; *tibia* = tibia): situado antes de la tibia

Punto de contacto del talón

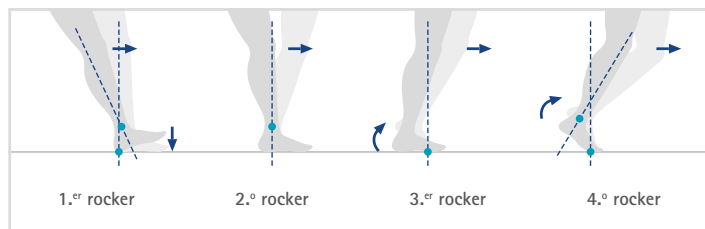
punto en el que el talón toca por primera vez el suelo en *initial contact*

Push off

Un despegue rápido de los dedos del pie en *pre swing*. Esto acelera la pierna en un movimiento hacia adelante.

Rockers o balancines

Rotación alrededor de tres puntos diferentes del pie en la fase de apoyo: 1.º rocker (*heel rocker* – balancín del talón) = rotación del pie alrededor del talón y de la pierna alrededor de la articulación de tobillo anatómica durante *initial contact* y *loading response*, 2.º rocker (*ankle rocker* – balancín de tobillo) = rotación de la pierna alrededor del tobillo en *mid stance*, 3.º rocker (*toe rocker* – balancín del antepié) = rotación del retropié alrededor de las articulaciones metatarsofalángicas en *terminal stance*, 4.º rocker = rotación combinada alrededor del tobillo y las articulaciones metatarsofalángicas en *pre swing*

**SAFO**

(ingl. *solid ankle-foot orthosis*): AFO sólida. El término SAFO es utilizado internacionalmente para ↑AFOs sólidas producidas en ↑polipropileno. Este término puede ser ambiguo ya que una AFO estática también es una AFO sólida.

Sensoriomotor

Interacción de las partes sensoriales y motoras del sistema nervioso. Por ejemplo, la presión en los receptores sensoriales de la planta del pie afecta a la función de ciertos músculos.

SMO

(ortesis supramaleolar): ortesis supramaleolar de cuero reforzado o ↑polipropileno. Si dejan libre la zona del tendón de Aquiles, permiten el movimiento de la articulación de tobillo anatómica. Por ello las SMOs pueden tener propiedades ↑dinámicas. Si no dejan libre el tendón de Aquiles, la ↑flexión plantar queda restringida.

Tope de dorsiflexión

Un elemento constructivo en la ortesis que limita el grado de ↑dorsiflexión. El tope de dorsiflexión activa la palanca de antepié y, en consecuencia, se crea una base de apoyo. Además, el tope de dorsiflexión genera, junto con la plantilla de una ortesis, un momento de extensión de la rodilla y a partir de *terminal stance* la elevación del talón del suelo.

Toxina botulínica

Botulinum toxin, nombre comercial entre otros Botox®. La toxina botulínica es uno de los venenos más potentes de cuantos se conocen. Las proteínas venenosas inhiben la transmisión de la señal de los nervios al músculo.

Abrev.	Fuente	Página
[Aud]	Audo O, Daly C (2017): Standing activity intervention and motor function in a young child with cerebral palsy. <i>Physiotherapy Theory and Practice</i> 33(2): 162-172	6
[Bec]	Becher JG (2002): Pediatric Rehabilitation in Children with Cerebral Palsy: General Management, Classification of Motor Disorders. <i>Journal of Prosthetics & Orthotics</i> 14(4): 143-149.26, 30, 34, 38, 42	
[Bre]	Brehm MA (2007): <i>The Clinical Assessment of Energy Expenditure in Pathological Gait</i> . Dissertation. Vrije Universiteit/medical center Amsterdam.	38, 42
[Doe]	Döderlein L (2007): <i>Infantile Zerebralparese. Diagnostik, konservative und operative Therapie</i> . Darmstadt: Steinkopff.	4
[Gag]	Gage JR et al. (2009): <i>The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy</i> , 2a edición. Londres: Mac Keith Press.	58, 59
[Gag1]	Gage JR (2009): Gait Pathology in Individuals with Cerebral Palsy. Introduction and Overview. En: [Gag], p. 65.	4
[Gag2]	Gage JR et al. (2009): Section 5. Operative Treatment. En: [Gag], p. 381-578.	5
[Goe]	Götz-Neumann K (2006): <i>Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie</i> . Stuttgart: Georg Thieme.	17, 19, 25, 32, 36, 40, 44,
[Gra]	Graham HK, Harvey A, Rodda J et al. (2004): The Functional Mobility Scale (FMS). <i>Journal of Pediatric Orthopaedics</i> 24(5): 514-520.	24
[Gru]	Grunt S (2007): Geh-Orthesen bei Kindern mit Cerebralparese. <i>Pædiatrica</i> 18(6): 30-34.	2, 25, 28, 32, 36
[Hor]	Horst R (2005): <i>Motorisches Strategietraining und PNF</i> . Stuttgart: Georg Thieme.	5, 9, 17, 19
[Ker]	Kerkum YL (2015): <i>Maximizing the efficacy of ankle foot orthoses in children with cerebral palsy</i> . Dissertation. Vrije Universiteit medical center Amsterdam.	46, 47
[Kra]	Krämer J (1996): <i>Orthopädie</i> . 4a edición. Berlín: Springer.	5

Abrev.	Fuente	Página
[Mol]	Molenaers G, Desloovere K (2009): Pharmacologic Treatment with Botulinum Toxin. En: [Gag], p. 363-380. _____	5
[Nov1]	Novacheck TF, Kroll GJ, Gent G et al. (2009): Orthoses. En: [Gag], p. 327-348. _____	7, 8, 21, 28
[Nov2]	Novacheck TF (2008): Orthoses for cerebral palsy. En: Hsu JD, Michael JW, Fisk JR (eds.): <i>AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices</i> , 4a edición. Filadelfia: Mosby/Elsevier, p. 487-500. _____	17, 21
[Öün]	Öunpuu S, Thomason P, Harvey A et al. (2009): Classification of Cerebral Palsy and Patterns of Gait Pathology. En: [Gag], p. 147-166. _____	24
[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. _____	9, 17
[Pan]	Pandyan AD, Gregoric M et al. (2005): Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement. <i>Disability and Rehabilitation</i> 27(1-2): 2-6. _____	57
[Pea]	Peacock WJ (2009): The Pathophysiology of Spasticity. En: [Gag], p. 89-98. _____	4
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis: Normal and Pathological Function</i> , 2a edición. Thorofare: Slack Inc. _____	5, 19, 25, 32, 36, 40, 44
[Pek]	Pekanovic A, Strobl W, Hafkemeyer U et al. (2022): Dynamic Standing Exercise using the Innwalk Device in Patients with Genetic and Acquired Motor Impairments. <i>Journal of Rehabilitation Medicine</i> 54: jrm00284 _____	6
[Rod]	Rodda J, Graham HK (2001): Classification of gait pattern in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. <i>European Journal of Neurology</i> 8(Suppl. 5): 98-108. _____	25
[Rom]	Romkes J, Hell AK, Brunner R (2006): Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. <i>Gait & Posture</i> 24(4): 467-474. _____	7
[Rus]	Russel D et al. (2006): <i>GMFM und GMFSC</i> . Berna: Hans Huber. _____	24



Configurador de ortesis

PR0221-ES-2025-03

FIOR & GENTZ

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

☎ +49 4131 24445-0
☎ +49 921 95659554

✉ info@fior-gentz.de
🌐 www.fior-gentz.com