

Guía sobre amputaciones parciales del pie

Un concepto para el tratamiento protésico de pacientes con amputaciones por debajo de la articulación

2ª edición



Introducción

Cada año, más de 50.000 personas en Alemania sufren una amputación parcial del pie [Spo, p. 5]. Tras una amputación, una prótesis sirve para sustituir el miembro perdido. Con ella, el paciente debería poder volver a ponerse de pie y caminar con la mayor normalidad posible.

Para lograr este objetivo, son necesarios conocimientos anatómicos y fisiológicos básicos. El técnico ortopédico tiene la exigente tarea de proporcionar al paciente la mejor prótesis posible. Dependiendo del nivel de amputación, el tratamiento protésico suele realizarse mediante conceptos de tratamiento tradicionales. No obstante, todavía hay mucho potencial desaprovechado aquí.

Con la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING se pueden cuestionar críticamente muchos conceptos de prótesis tradicionales e inadecuados para pacientes con amputaciones parciales de pie. Esta guía se ha creado para proporcionar una base sólida para el tratamiento protésico de pacientes con amputaciones parciales del pie y para demostrar nuevas posibilidades. Como base para el presente concepto de tratamiento, se elaboró una clasificación específica con tres tipos diferentes de tratamiento. Las propuestas de tratamiento resultantes se basan en experiencias prácticas y en conocimientos científicos sobre la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

No esperamos que nuestra guía sea perfecta. Más bien queremos dar un impulso a una reorientación para el tratamiento protésico de pacientes con amputación parcial del pie.

Estamos agradecidos por haber podido contar con el apoyo de nuestros clientes durante la planificación y producción de las primeras prótesis parciales de pie NEURO SWING. Un gran agradecimiento también a los pacientes que tuvieron el valor de probar un nuevo tipo de tratamiento.

Con esta guía queremos mostrar nuevos caminos para un mejor tratamiento protésico para pacientes con amputaciones parciales del pie. Le invitamos cordialmente a dar este paso con nosotros.

Su equipo de FIOR & GENTZ

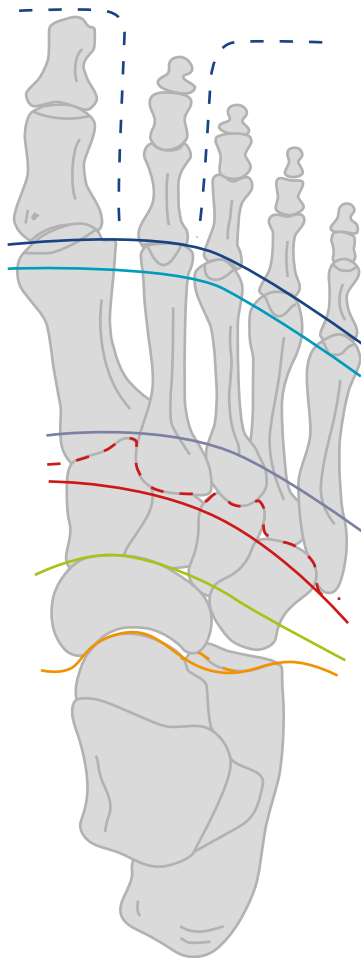
Índice de contenidos

Amputaciones parciales del pie	
Causas de las amputaciones	6
Cifras de amputaciones parciales del pie	6
Complicaciones	7
Objetivo del tratamiento	
Bipedestación y marcha fisiológicas	8
El trabajo en el equipo interdisciplinario	10
El tratamiento protésico en amputaciones parciales de pie	
Requisitos de un tratamiento protésico	12
Las dificultades de los tratamientos protésicos actuales	14
Nuevas posibilidades con la prótesis parcial de pie NEURO SWING	17
Ventajas funcionales de la prótesis parcial de pie NEURO SWING	
Unidades de muelle precomprimidas	18
Muelles no precomprimidos	19
Propiedades NEURO SWING	20
Cambios biomecánicos	
Pérdida de las estructuras óseas	28
Pérdida de estructuras musculares	29
Acortamiento funcional de la palanca de antepié	31
Clasificación de amputaciones parciales del pie	32
Propuestas de tratamiento	
Propuesta de tratamiento para el tipo 1	34
Propuesta de tratamiento para el tipo 2	40
Propuesta de tratamiento para el tipo 3	46
Influencia en la marcha ajustando la fuerza elástica de muelle	52
Glosario	
A partir de la página	56
Referencias bibliográficas	
A partir de la página	64

La amputación es la extirpación quirúrgica total o parcial de las extremidades. Según la gravedad, las amputaciones se dividen en mayores y menores. En el caso del pie, se habla de una amputación menor si la articulación anatómica del tobillo permanece intacta. Una amputación mayor implica la pérdida de la articulación anatómica del tobillo. En una amputación parcial del pie, se amputa la parte distal del pie mientras la articulación de tobillo permanece intacta.

El objetivo es lograr una base sólida con la amputación para restaurar la capacidad de caminar. Las amputaciones deben realizarse siempre lo más distalmente posible para preservar la máxima función. Las líneas anatómicas sobre las que se realizan hoy las amputaciones llevan los nombres de los cirujanos que las establecieron (véase el cuadro de información) [Bau, p. 136].

La amputación es siempre el último recurso y solo se realiza cuando ya no hay posibilidad de conservar la parte del cuerpo. La amputación también puede ser necesaria si hay consecuencias graves para la salud o un dolor crónico severo.



Amputación metatarsofalángica

- desarticulación de todos los dedos del pie de las articulaciones metatarsofalángicas o
- desarticulación de un solo dedo (línea de puntos)

Amputación transmetatarsiana (Sharp)

- muñón del mediopié largo
- separación en la zona esponjosa de las cabezas metatarsales

Amputación transmetatarsiana (Sharp-Jäger)

- muñón del mediopié corto
- separación en la zona esponjosa de las bases del mediopié

Amputación tarsometatarsiana (Lisfranc)

- muñón del tarso largo
- extracción de los huesos metatarsianos (Ossa metatarsalia)
 - extremo irregular del muñón (línea discontinua), por lo que se redondea la parte superior del muñón (línea continua)

Amputación transtarsiana (Bona-Jäger)

- muñón del tarso corto
- extirpación de la fila distal del tarso formada por el hueso cuboide (os cuboideum) y los huesos cuneiformes I-III (ossa cuneiforme I-III)
 - aumento de la posición de pie equino y desalineación en supinación

Amputación transtarsiana (Chopart)

- muñón del retropié largo
- extirpación del hueso escafoide (os naviculare)
- la articulación del tobillo permanece intacta
 - la desviación de origen muscular puede aliviarse mediante el desplazamiento del músculo tibial anterior

Causas de las amputaciones

- 87 % arteriopatía periférica (EAP) y síndrome del pie diabético
- 4 % lesión
- 4 % tumores e infecciones
- 0,2 % malformaciones congénitas (dismelia)
- 5 % otras causas

Cifras de amputaciones parciales del pie

No se dispone de cifras exactas para Alemania debido a la falta de un registro nacional de amputaciones. En 2014, según una encuesta, se realizaron 13.048 amputaciones mayores y 40.992 menores. No se diferenció entre diabetes y arteriopatía periférica como causa principal. Entre 2005 y 2014 se observa un claro descenso de las amputaciones mayores con un aumento simultáneo de las amputaciones menores [Krö, p. 135].

Otra fuente informa de 55.595 amputaciones en 2015, de las cuales 29.153 fueron amputaciones de dedos del pie/rayos de dedos y 8.688 fueron amputaciones de pie, mediopie o antepié [Spo, p. 5].

Las amputaciones afectan principalmente a los hombres. La distribución por sexos es de dos tercios de hombres frente a un tercio de mujeres. La frecuencia de todas las amputaciones aumenta con la edad [Krö, p. 135].

Complicaciones

Las complicaciones tras una amputación se deben a errores durante la operación o a una mala adaptación del tratamiento protésico o a un calzado incorrecto.

Una mala adaptación de la prótesis puede ser consecuencia de un asiento inadecuado del muñón o de un aumento del volumen del mismo. La presión que se ejerce entonces sobre el muñón puede provocar dolor en el muñón y/o una úlcera por presión. Por otra parte, una disminución del volumen del muñón crea una falta de contacto final en la prótesis y, por tanto, favorece la formación de edema.

En la técnica quirúrgica, por ejemplo, los huesos no redondeados en el muñón o una cobertura de tejidos blandos demasiado ajustada pueden provocar la perforación de los tejidos blandos y la inflamación de los lugares correspondientes [Brü, p. 178 y s.]. Si los nervios se traumatizan demasiado durante la amputación, el paciente suele padecer posteriormente dolores en el muñón y/o dolores fantasma [Krn, p. 486]. En muchos casos, estas complicaciones dan lugar a una revisión del muñón, es decir, a una amputación posterior, que acorta aún más el muñón y hace necesario un ajuste del tratamiento protésico.

Bipedestación y marcha fisiológicas

El objetivo del tratamiento protésico es la mejor aproximación posible a la bipedestación y marcha fisiológicas. La siguiente tabla muestra, por ejemplo, la marcha fisiológica en sus fases individuales [Per, p. 9 y ss.]. Hay dos factores que influyen significativamente en la seguridad de la bipedestación y la marcha:

- 1. longitud del muñón
- 2. extirpación de músculos y tendones

Para 1. La longitud del muñón de amputación tiene los siguientes efectos sobre la bipedestación y la marcha:

El acortamiento del pie causado por la amputación provoca un acortamiento de la palanca de antepié en función de la longitud del muñón con los siguientes efectos:

- al estar de pie: reducción de la superficie de apoyo y, por tanto, reducción de la estabilidad [Grei, p. 160]

- al caminar: restricciones de movimiento debidas a la modificación de la transmisión de fuerza (por ejemplo, longitud de paso reducida, marcha asimétrica, velocidad de paso reducida) [Dil, p. 25; For, p. 45]

Para 2. La extirpación de músculos y tendones por amputación provoca limitaciones funcionales y estructurales con los siguientes efectos:

- reducción del rango de movimiento en la articulación superior e inferior del tobillo
- mal alineamiento por desequilibrio muscular [Grei, p. 160]
- problemas de equilibrio

Debido al desequilibrio muscular, en la mayoría de los casos se producen contracturas. Por lo general, el paciente desarrolla mecanismos para compensar las funciones perdidas [For, p. 45].

División de la marcha fisiológica en fases individuales según Jacquelin

Perry

									
Denominación inglesa (abreviatura)									
<i>initial contact (IC)</i>	<i>loading response (LR)</i>	<i>early mid stance (MSt)</i>	<i>mid stance (MSt)</i>	<i>late mid stance (MSt)</i>	<i>terminal stance (TSt)</i>	<i>pre swing (PSw)</i>	<i>initial swing (ISw)</i>	<i>mid swing (MSw)</i>	<i>terminal swing (TSw)</i>
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

Objetivo del tratamiento

El trabajo en el equipo interdisciplinario

Para lograr el objetivo del tratamiento, la mejor aproximación posible a la bipedestación y marcha fisiológicas, el equipo interdisciplinario debe trabajar mano a mano. En el caso de las amputaciones parciales del pie, el equipo interdisciplinario está formado principalmente por un médico (ortopedista o cirujano ortopédico), personal de enfermería, técnico ortopédico o técnico de calzado ortopédico y fisioterapeuta.

El médico y el personal de enfermería suelen ser el primer punto de contacto para el paciente en caso de amputación y trabajan para crear una buena base para el tratamiento posterior.

Para obtener un muñón sano y con capacidad de carga, son importantes los siguientes puntos:

- una preparación óptima (por ejemplo, educación del paciente, elección sensata de la altura de amputación),
- realización cuidadosa de la operación (por ejemplo, redondeando los extremos del hueso en el muñón) [Bau, p. 135],
- seguimiento minucioso (por ejemplo, el tratamiento de las heridas).

El tratamiento protésico por parte del técnico ortopédico o del técnico de calzado ortopédico debe tener en cuenta la situación del muñón existente de la mejor manera posible. La fisioterapia adecuada tiene como objetivo aprovechar al máximo el rango de movimiento aún existente y reducir cualquier desequilibrio muscular mediante un entrenamiento intensivo de la marcha.



Requisitos de un tratamiento protésico

Dependiendo de la altura de la amputación, existen diferentes requisitos biomecánicos para el tratamiento protésico. Cuanto más proximal sea la amputación, más se debe estabilizar la articulación anatómica del tobillo y compensar la función perdida.

Una prótesis para pacientes con amputaciones parciales del pie debe restablecer la función de la palanca de antepié, sustituir la función muscular perdida y establecer un equilibrio estable y dinámico.

Esto es relevante para la seguridad en la bipedestación, así como para las cargas elevadas y/o de larga duración, por ejemplo, grandes distancias a pie. Para acercarse lo más posible a la marcha fisiológica, la movilidad residual en la articulación anatómica del tobillo solo puede restringirse mínimamente.

Al caminar con la prótesis, el muñón debe estar lo más libre posible de fuerzas de cizallamiento. Una posible amputación posterior puede cambiar seriamente los requisitos biomecánicos para el tratamiento protésico. También hay que contar con una posición de equinismo y una supinación que aumentan continuamente.



Las dificultades de los tratamientos protésicos actuales

Prótesis sin tobillo (tratamientos 1, 2 y 3)

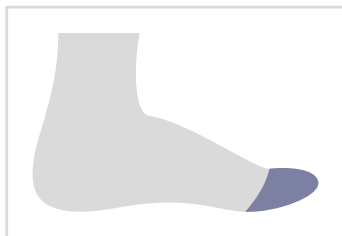
Todas las prótesis sin tobillo habituales permiten una buena adherencia al muñón, que se consigue mediante una alta fricción estática (con las prótesis de silicona) o un encaje de talón ajustado (con las prótesis de Bellmann). Sin embargo, debido a este encaje de talón, las prótesis de Bellmann están contraindicadas para pacientes con un muñón que no puede soportar todo el peso [Brü, p. 179]. Otro problema es que no se puede compensar la falta de eficacia de la palanca de antepié anatómica, que depende de la longitud del muñón. Para conseguir una compensación funcional, la prótesis debe completarse obligatoriamente con un componente supramaleolar.

Prótesis supramaleolar (tratamientos 4 y 5)

Las prótesis supramaleolares permiten la compensación funcional en forma de palanca de antepié mecánica y, por tanto, la estabilización de la articulación anatómica del tobillo. Sin embargo, el bloqueo del rango de movimiento fisiológico y la falta de dinámica de la articulación anatómica del tobillo provocan problemas secundarios como contracturas. Además, no es posible un simple ajuste del tratamiento protésico.

1. Sustitución de los dedos del pie o del antepié

En caso de pérdida de uno, varios o todos los dedos del pie, se recurre a la sustitución simple del dedo o del antepié. Si se trata de un uso cosmético, suele ser de silicona. Las espumas se utilizan si se trata solamente de una compensación de volumen [Dil, p. 1319]. Si se pierde el dedo gordo, también es necesaria una compensación funcional en forma de una plantilla de fibra de carbono. Sin embargo, la compensación de volumen colocada de forma holgada en el zapato provoca irritación y puntos de presión en el extremo distal del muñón, ya que el muñón se mueve contra la prótesis de dedo al caminar (*shifting*).



2. Prótesis de dedo del pie con guía metatarsal

Si se pierden todos los dedos del pie, se puede utilizar una prótesis de antepié con una caña que se extienda sobre el mediopié. Este tipo de prótesis para los dedos de los pies se fabrica principalmente con silicona y permite una buena forma de unión continua y una adaptación óptima al muñón [Schä, p. 161].

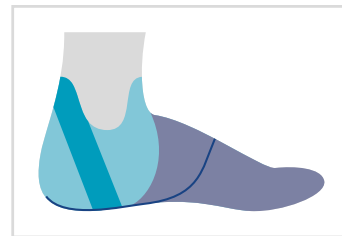
Sin embargo, una prótesis de dedo del pie solo ofrece una compensación de volumen y no de función, además de una estética atractiva. Debido a la amputación, se pierde la función de los flexores cortos del dedo del pie para apoyar el inicio de la fase de balanceo. Esta limitación no se puede compensar con una prótesis de dedo del pie, o solo de forma limitada.



3. Prótesis de pie sin tobillo

Las prótesis de pie sin tobillo están disponibles en diferentes diseños: un simple asiento de muñón con antepié, la prótesis de silicona producida industrialmente o la llamada prótesis de Bellmann.

La sujeción segura del muñón está garantizada por un mayor coeficiente de fricción estática (prótesis de silicona) o por la forma de unión continua de un encaje de talón (prótesis de Bellmann).



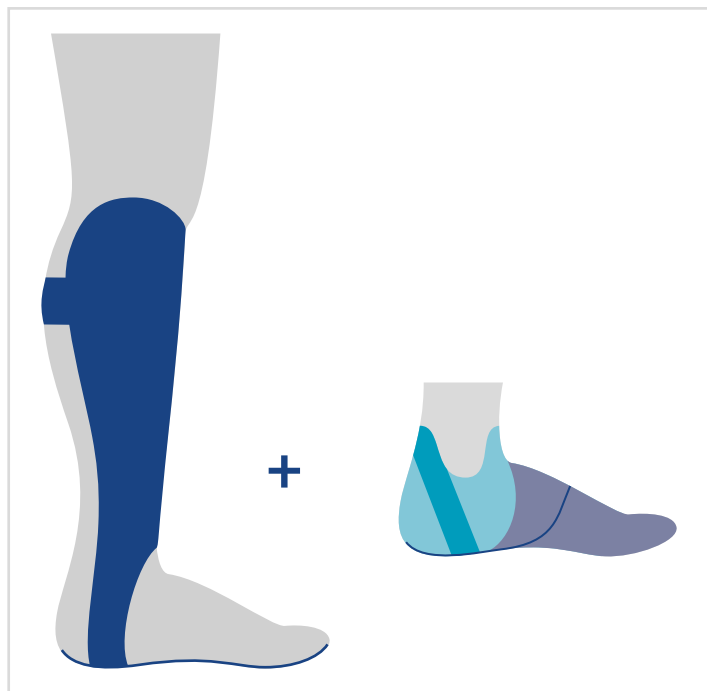
Estas dos variantes ofrecen buena comodidad. La articulación anatómica del tobillo permanece libre, lo que solo limita ligeramente los movimientos del pie [Bau, p. 138]. La atractiva apariencia cosmética es una ventaja individual de la prótesis de silicona.

Sin embargo, la transmisión de fuerza está muy limitada, especialmente con el asiento de muñón simple, y la palanca de antepié solo se restablece de forma insuficiente. Por lo tanto, las prótesis de pie sin tobillo no son adecuadas para cargas elevadas y/o de larga duración.

4. Prótesis de pie sin tobillo + ortesis de tobillo-pie

Para compensar la falta de función, especialmente en los muñones cortos, las prótesis de pie sin tobillo se combinan a menudo con ortesis de armazón de carbono hechas a medida [Schä, p. 163] o con ortesis preproducidas de tobillo-pie [Kai, p. 2; Kai2, p. 19].

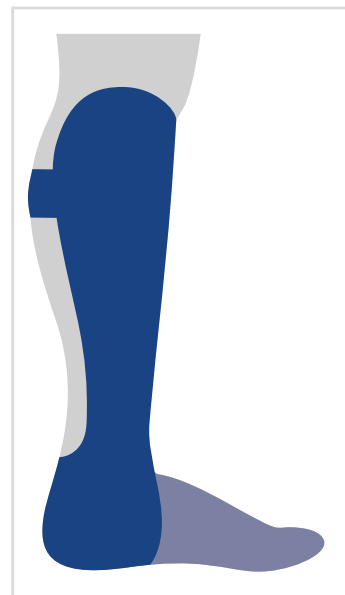
Con una ortesis rígida de armazón de carbono, el movimiento se bloquea en la articulación anatómica del tobillo. Si la ortesis tiene una plantilla flexible, las fuerzas de cizallamiento actúan sobre el extremo del muñón, provocando puntos de presión. Las ortesis preproducidas de tobillo-pie sin articulación de tobillo no son ajustables y, por tanto, solo ofrecen un control insuficiente sobre la flexión plantar y la dorsiflexión [Kai, p. 6]. Debido a la falta de centro de rotación definido en este diseño, se promueve el desplazamiento (*shifting*) de la valva tibial en la pierna. Las ortesis de tobillo-pie rígidas provocan a veces una hiperextensión de la articulación de la rodilla (*genu recurvatum*).



5. Prótesis de hemivalva

Las prótesis de hemivalva se fabrican individualmente para el paciente en diferentes diseños con solapa de cierre o de acceso [Schä, p. 163; Kai, p. 2; Kai2, p. 19]. Las botas de artrodesis también pertenecen a esta clase de tratamiento. Todos los diseños comunes permiten un buen soporte del muñón, así como una palanca de antepié.

La conexión rígida de la pierna y el pie sirve para reducir las fuerzas de cizallamiento en el extremo distal del muñón. Dependiendo del rango de movimiento restante de la articulación del tobillo, la prótesis se construye de forma estática o con cierto rango de movimiento. El diseño con rango de movimiento no proporciona la estabilidad necesaria. El diseño estático bloquea el movimiento en la articulación anatómica del tobillo [Kai, p. 6], a partir del cual pueden desarrollarse contracturas y atrofas musculares.



Nuevas posibilidades con la prótesis parcial de pie NEURO SWING

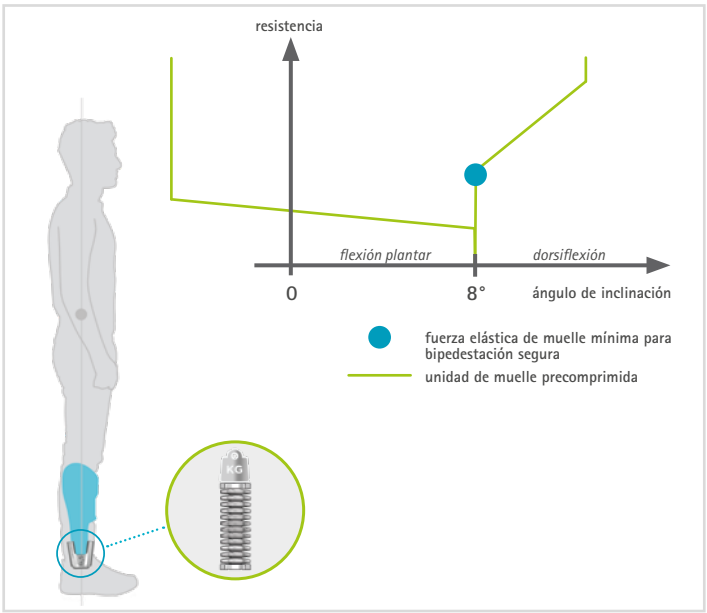
Un componente supramaleolar dinámico es el complemento óptimo para una prótesis de pie sin tobillo. La integración de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING permite estabilizar la articulación anatómica del tobillo mediante un tope de dorsiflexión dinámico con rango de movimiento simultáneo. Gracias a la posibilidad de ajustar la fuerza elástica de muelle y el rango de movimiento, es posible reaccionar a los cambios en la situación del muñón. Las unidades de muelle precomprimidas permiten un control óptimo de las fuerzas que se producen durante la bipedestación y la marcha.

Unidades de muelle precomprimidas

Para permitir que un cuerpo alcance un equilibrio estable, la prótesis parcial de pie 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 prótesis parcial de pie 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 prótesis parcial de pie, las manos quedan libres para las tareas cotidianas.

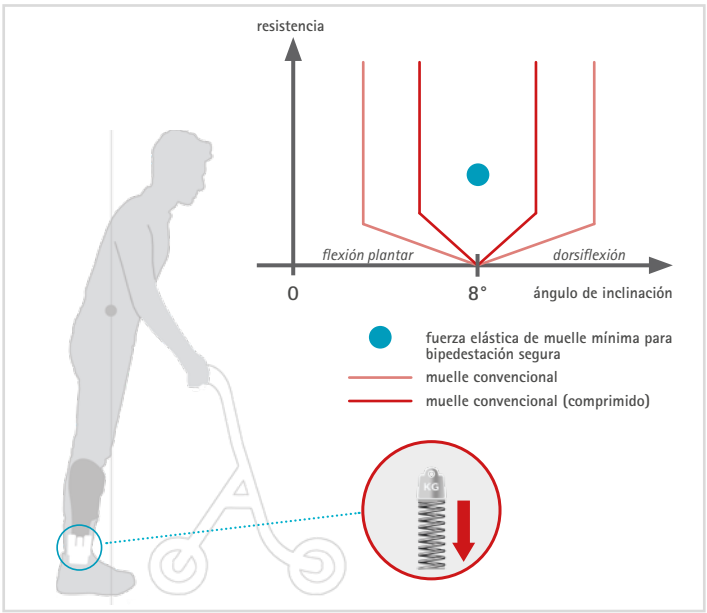


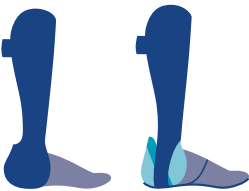
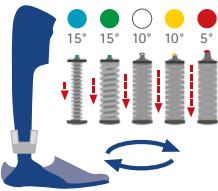
Muelles no precomprimidos

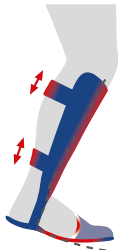
Los muelles habituales de las articulaciones de tobillo convencionales no están precomprimidos y, por tanto, no ofrecen una resistencia básica. Por eso no es posible la activación de la palanca de antepié. Habitualmente, dichos muelles se comprimen posteriormente debido a la resistencia demasiado baja, 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.

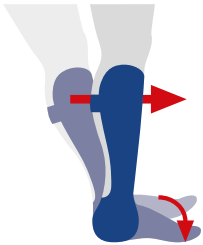
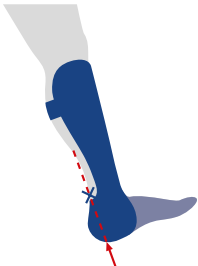
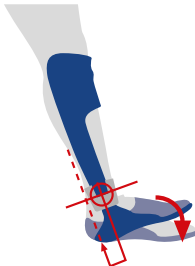
Efectos en la bipedestación

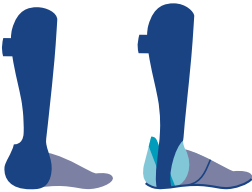
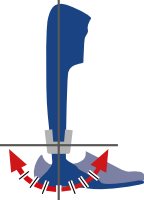
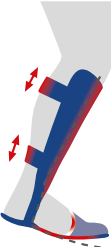
Una prótesis parcial de pie con articulaciones de tobillo convencionales no restituye al paciente la seguridad y el equilibrio perdidos. Esto impide una bipedestación erguida y segura. Se requiere el uso de dispositivos de apoyo como muletas de antebrazo o andadores con ruedas y serán necesarias las manos para el apoyo.



Desventajas de tratamientos anteriores	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin tope de dorsiflexión dinámico	 tope de dorsiflexión dinámico	Es necesario un tope de dorsiflexión para activar la palanca de antepié. La prótesis parcial de pie NEURO SWING tiene un tope de dorsiflexión dinámico con unidad de muelle anterior. Con ello se consigue un equilibrio estable y al mismo tiempo dinámico en la bipedestación, una extensión dinámica de la rodilla en <i>late mid stance</i> y una elevación fisiológica del talón en <i>terminal stance</i> . Un requisito importante para ello es que las unidades de muelle estén precomprimidas. El tope de dorsiflexión dinámico evita la posible hiperextensión de la rodilla y el desplazamiento del muñón en la prótesis.
 sin fuerza elástica de muelle modificable	 fuerza elástica de muelle modificable	Las necesidades de una prótesis pueden cambiar, a veces seriamente, en el curso de la terapia o debido a una revisión del muñón. Para evitar un nuevo y costoso tratamiento, el tratamiento protésico debería poder adaptarse si el muñón cambia. En la prótesis parcial de pie NEURO SWING, la fuerza elástica de muelle puede modificarse intercambiando las unidades de muelle posterior y anterior. Hay un total de cinco unidades de muelle con diferentes niveles de fuerza elástica de normal a extra fuerte.

Desventajas de tratamientos anteriores	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin alineación ajustable	 alineación ajustable	Para conseguir una marcha fisiológica, las relaciones de palanca de la prótesis deben ajustarse al paciente (<i>tuning</i>). Gracias a la alineación ajustable, el técnico ortopédico también puede reaccionar ante un posible aumento de la posición de equinismo (véase el capítulo „Cambios biomecánicos“). La prótesis parcial de pie NEURO SWING también puede adaptarse fácilmente a diferentes alturas de tacón. Esto facilita el cambio de calzado. Además, se pueden corregir pequeños errores de posición en la técnica de modelo.
 sin centro de rotación definido	 centro de rotación definido	Un centro de rotación mecánico definido a nivel del tobillo desempeña un papel importante para el tope de dorsiflexión dinámico y, por tanto, para la activación de la palanca de antepié. Con la prótesis parcial de pie NEURO SWING, la rotación centrada evita que la valva tibial se desplace sobre la pierna o que la prótesis de pie sin tobillo se deslice sobre el muñón (<i>shifting</i>) durante cargas elevadas y/o prolongadas. Un centro de rotación definido también es un requisito previo para una flexión plantar pasiva.

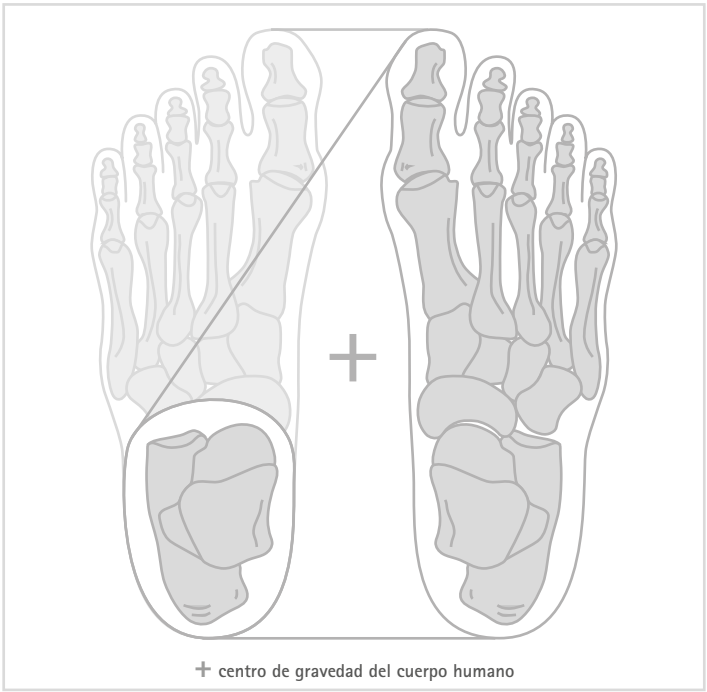
Desventajas de tratamientos anteriores	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 flexión plantar bloqueada	 flexión plantar posible	La flexión plantar pasiva hace que el pie descienda y es un importante mecanismo de absorción de impactos durante la transferencia de cargas. Gracias al rango de movimiento en flexión plantar con la prótesis parcial de pie NEURO SWING, se puede evitar un torque excesivo en la rodilla en <i>loading response</i>. Esto permite la carga fisiológica del cuádriceps y la flexión de la rodilla. También previene la atrofia muscular y las contracturas.
 sin balancín de talón	 balancín de talón	La flexión plantar pasiva se activa mediante la palanca de talón, que va desde el punto de contacto del talón hasta el tobillo. Los flexores dorsales controlan el balancín de talón para evitar que el pie caiga sin control. Este control muscular se pierde cuando se eliminan los flexores dorsales durante la amputación. La prótesis parcial de pie NEURO SWING permite el balancín de talón contra la resistencia de la unidad de muelle posterior, ya que existe un centro de rotación definido y rango de movimiento en la flexión plantar. De este modo, se puede contrarrestar el desarrollo de las contracturas y favorecer la aproximación a una marcha fisiológica. La resistencia de la unidad de muelle posterior puede ajustarse con precisión a la fuerza del control muscular perdido debido a la amputación.

Desventajas de tratamientos anteriores	Propiedades NEURO SWING	Descripción
 sin rango de movimiento ajustable	 rango de movimiento ajustable	Tras una operación o una revisión del muñón, la inmovilización temporal de la articulación anatómica del tobillo es adecuada en determinados casos. En la prótesis parcial de pie NEURO SWING, se puede bloquear el rango de movimiento y liberarlo gradualmente. Así, es posible una adaptación exacta al rango de movimiento de la articulación anatómica del tobillo causado por la amputación.
 ocurrencia de fuerzas de cizallamiento	 reducción de fuerzas de cizallamiento	Para que el muñón sensible esté óptimamente protegido en la prótesis, deben evitarse al máximo las fuerzas de cizallamiento. Este requisito debe tenerse en cuenta especialmente en el tratamiento protésico de los diabéticos, ya que muchos de estos pacientes no pueden percibir los estímulos. El centro de rotación definido y el tope de dorsiflexión dinámico de la prótesis parcial de pie NEURO SWING evitan el llamado <i>shifting</i>, que provoca fuerzas de cizallamiento en el muñón. Del mismo modo, los picos de presión peligrosos en el muñón pueden minimizarse mediante la utilización de una plantilla hecha a medida.

Las amputaciones parciales del pie influyen significativamente en la biomecánica de la bipedestación y la marcha. El grado de restricción depende del nivel de amputación y de la pérdida asociada de estructuras musculares y óseas. Esta pérdida se traduce en un acortamiento funcional de la palanca de antepié, un cambio en el equilibrio muscular entre los flexores plantares y los flexores dorsales, y una reducción de la fuerza muscular de los grupos musculares implicados en la bipedestación y la marcha.

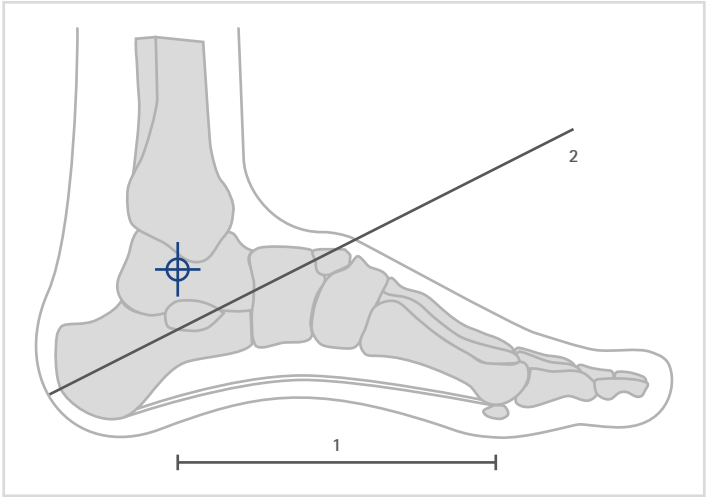
Pérdida de las estructuras óseas

El esqueleto del pie constituye la superficie de apoyo y, por tanto, la base estática en la bipedestación y la marcha. En la postura fisiológica, la carga se distribuye sobre el talón y el pulpejo del dedo gordo y el pulpejo del dedo pequeño, mientras que en la marcha, los dedos del pie también forman una parte elemental de la superficie de apoyo del centro de gravedad del cuerpo humano. Tras una amputación parcial del pie, las estructuras óseas del extremo distal del muñón limitan esta superficie de apoyo. Cuanto más corto sea el muñón, menor será la superficie de apoyo al estar de pie en una o dos piernas [Bau, p. 135].



Acortamiento estructural de la palanca de antepié

En el plano sagital, a medida que disminuye la longitud del muñón, se aplana el ángulo calcáneo (2) y, por lo tanto, también la bóveda plantar longitudinal, lo que conduce a una posición de equinismo cada vez mayor y a un acortamiento funcional de la longitud de la pierna. La pérdida de estructuras óseas contribuye significativamente al acortamiento estructural de la palanca de antepié (1).



Pérdida de estructuras musculares

Con una amputación parcial del pie, los músculos largos del pie permanecen intactos. En el curso de la operación, los músculos plantares cortos del pie y la aponeurosis plantar se utilizan para cubrir los tejidos blandos al cerrar el extremo del muñón. Dado que tanto los músculos cortos del pie como la aponeurosis plantar estabilizan la bóveda plantar longitudinal del pie, el aplastamiento del ángulo del calcáneo causado por la pérdida de las estructuras óseas se agrava.

La pérdida de estructuras musculares tiene dos efectos que influyen significativamente en la seguridad de la bipedestación y la marcha:

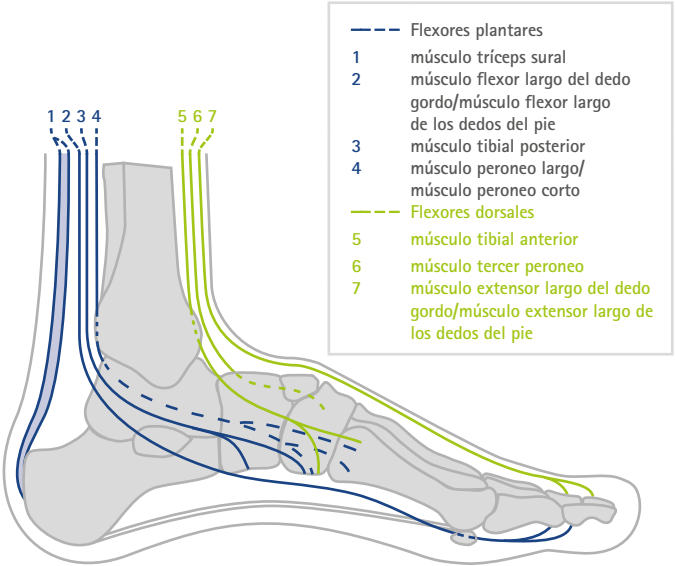
- un cambio en el equilibrio muscular
- una reducción de la fuerza muscular

Cambio en el equilibrio muscular

Los músculos largos del pie afectados por la amputación pierden su fijación al hueso, creando un desequilibrio muscular. El músculo tríceps sural ejerce una gran tracción de flexión plantar sobre el muñón a través del tendón de Aquiles, lo que conduce a la formación del pie equino (*pes equinus*). Cuanto más proximal es la amputación, más flexores dorsales que controlan esta tracción pierden su fijación. Este desequilibrio es especialmente evidente en las amputaciones Bona-Jäger o Chopart, debido a la pérdida del músculo tibial anterior (véase la figura). Debido a la posición de flexión plantar del muñón, el rango de movimiento de la articulación tibiotarsiana está muy limitado, lo que puede provocar contracturas. Si el muñón se mantiene en ligera dorsiflexión mientras se hace el modelo negativo, es posible al menos un rango de movimiento funcional.

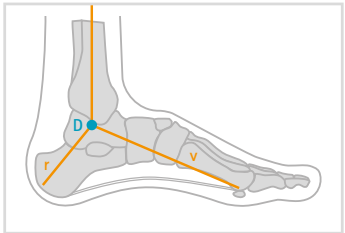
Reducción de la fuerza muscular

La desactivación de los músculos largos y cortos del pie asociada a la amputación reduce la fuerza muscular de los flexores dorsales y los flexores plantares [DiI2, p. 1328]. Ambos grupos musculares son relevantes para la bipedestación y la marcha fisiológicas. Los flexores plantares, por ejemplo, aseguran la activación de la palanca de antepié, mientras que los flexores dorsales aseguran la asistencia a la dorsiflexión en la fase de balanceo. El alcance de esta reducción depende de cuántos músculos siguen siendo funcionales.



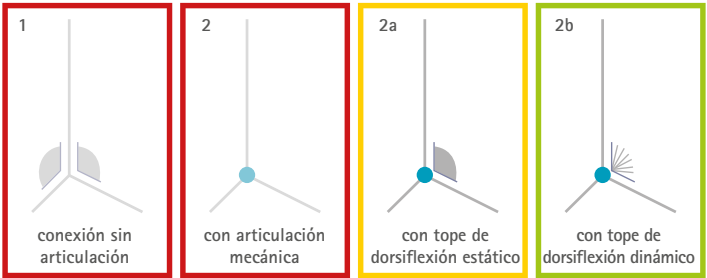
Acortamiento funcional de la palanca de antepié

La biomecánica de la bipedestación y de la marcha está determinada en gran medida por el efecto del centro de rotación anatómico (D) de la articulación tibiotarsiana en interacción con la palanca de antepié (v) y la palanca de retropié (r).



Las limitaciones biomecánicas en la bipedestación y la marcha en pacientes con amputaciones parciales del pie se deben principalmente al acortamiento de la palanca de antepié. Si no hay amputación, la palanca de antepié es activada por los flexores plantares y provoca un ahorro de energía en la bipedestación y la marcha. Durante la marcha, se produce una elevación del talón fisiológica, una extensión de la rodilla y una elevación del centro de gravedad del cuerpo humano en *terminal stance*. El objetivo de un tratamiento protésico es compensar la pérdida de estructuras óseas y musculares causada por la amputación. La base es la sustitución de las estructuras óseas eliminadas por una palanca de antepié mecánica. Si la activación fisiológica mediante los flexores plantares ya no es posible sin restricciones, la palanca de antepié también debe activarse mecánicamente.

La palanca de antepié puede activarse mediante una conexión mecánica sin articulación con la palanca de antepié, como en la técnica ortopédica clásica (1). Sin embargo, para favorecer y mantener la movilidad de la articulación tibiotarsiana, la activación se realiza preferentemente a través de una articulación mecánica (2) con un tope de dorsiflexión estático (2a) o, mejor aún, dinámico (2b).

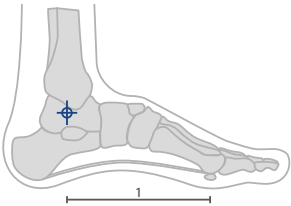
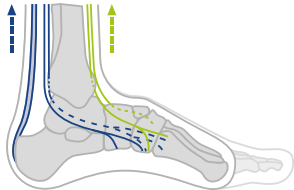
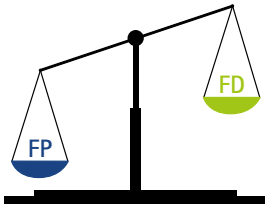


- no recomendado
- recomendado con limitaciones
- recomendado (de última generación)

Para adaptar de forma óptima el tratamiento protésico al paciente, hay que tener en cuenta el estado individual de la musculatura y los huesos del pie. Para estructurar y sistematizar las adaptaciones protésicas, las distintas amputaciones se asignan a tipos en los que los requisitos para un tratamiento protésico son los mismos.

La clasificación tiene en cuenta la longitud de la palanca de antepié, el equilibrio muscular entre los flexores plantares (PF) y los flexores dorsales (FD) y la fuerza muscular de los FD.

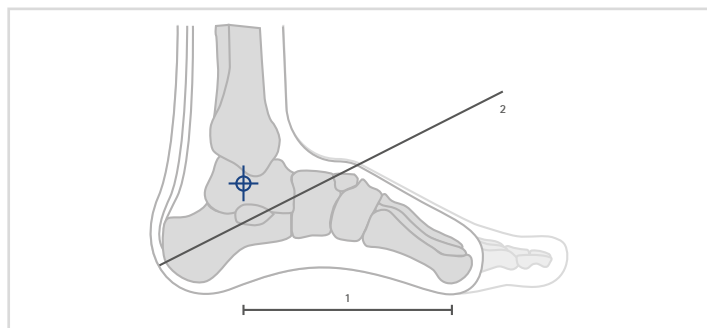
Ejemplo: En el tipo 1, las inserciones de los flexores y extensores cortos y largos de los dedos del pie ya no están presentes, por lo que la fuerza muscular de los FD es limitada a pesar del equilibrio muscular.

Tipo	Amputación	Palanca de antepié	Equilibrio muscular	Fuerza muscular
	sin amputación			
		larga	equilibrado	fuerza muscular completa
1	metatarsofalángica transmetatarsiana (Sharp)			
		larga	equilibrado	fuerza muscular limitada
2	transmetatarsiana (Sharp-Jäger) tarsometatarsiana (Lisfranc)			
		mediana	predominio de flexores plantares	fuerza muscular reducida
3	transtarsiana (Bona-Jäger) transtarsiana (Chopart)			
		corta	predominio claro de flexores plantares	sin fuerza muscular

Cambios biomecánicos

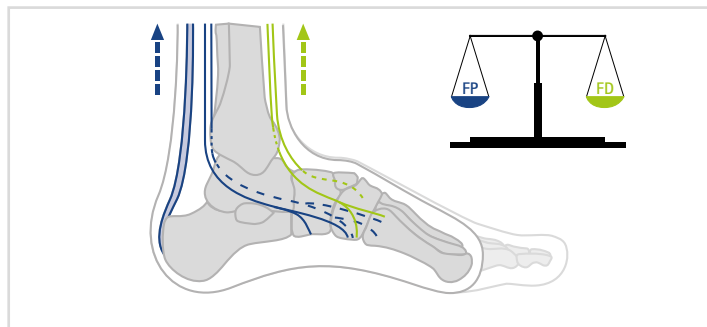
El tipo 1 incluye los muñones tras la desarticulación del dedo, la resección por radiación o la amputación en la zona metafisaria en las cabezas metatarsales (Sharp).

La palanca de antepié se mantiene relativamente larga (1). La superficie de apoyo apenas se reduce en la bipedestación y en la fase de apoyo de la marcha. El ángulo calcáneo está mínimamente aplanado, por lo que el muñón solo se desvía ligeramente en una posición de equinismo (2) y una diferencia de longitud de piernas.



Las inserciones de los flexores cortos y largos de los dedos del pie ya no están presentes. La desactivación de estos grupos musculares conduce a una pérdida de tensión previa pasiva en *pre swing*, lo que elimina el apoyo del *push off* para iniciar la fase de balanceo [For, p. 42f].

El equilibrio muscular entre los flexores dorsales y los flexores plantares está compensado. La fuerza muscular de ambos grupos musculares es en la mayor medida posible normal [Di2, p. 1328].



Prótesis parcial de pie NEURO SWING

Compuesta de:

- valva tibial anterior alta,
- plantilla con asiento de muñón,
- articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

Valva tibial anterior alta

La valva tibial anterior alta se apoya en la tibia. Esto permite al paciente poner su peso corporal directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING, de forma similar a una bota de esquí alpino. Esta característica permite la activación inmediata de la palanca de antepié a través del tope de dorsiflexión dinámico.

Plantilla con asiento de muñón

Para que el paciente pueda realizar el movimiento del talón a los dedos de la forma más fisiológica posible, se recomienda una plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible).

ATENCIÓN: Al tratar pacientes con síndrome del pie diabético, se debe producir una plantilla larga rígida en vez de una plantilla larga y parcialmente flexible.

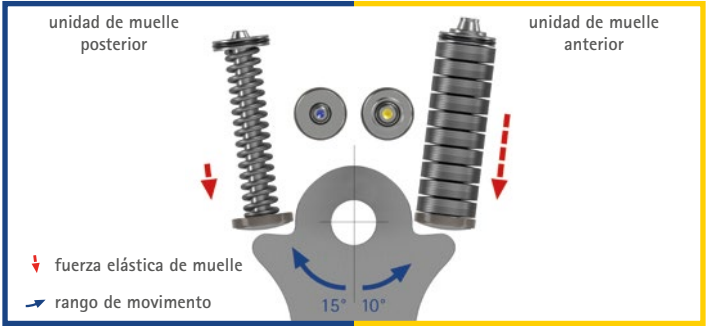
El asiento de muñón es una parte integral de la prótesis parcial de pie NEURO SWING y puede fabricarse como prótesis de dedo o estar firmemente unido a la plantilla. Para que la piel y los tejidos blandos del muñón del pie tengan un asiento óptimo, el muñón debe estar protegido de las fuerzas de presión y cizallamiento. Además del almohadillado del extremo del muñón, el asiento también sirve para sustituir los dedos del pie.



Articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

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°)



Ajustes individuales a la prótesis parcial de pie mediante:

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

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

Efecto de la prótesis parcial de pie NEURO SWING

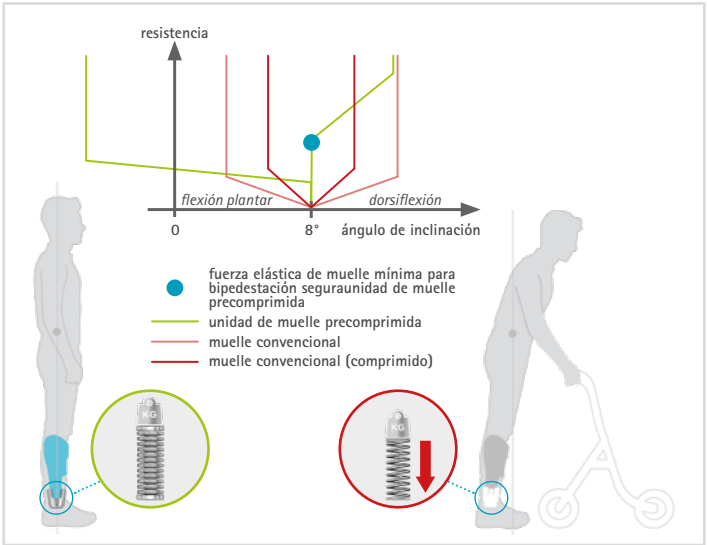
Bipedestación

El tope de dorsiflexión dinámico activa la palanca mecánica de antepié y establece así la superficie de apoyo fisiológica y un equilibrio estable. La unidad de muelle amarilla de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING está precomprimida y, por lo tanto, ya genera el torque para una resistencia básica suficiente en la bipedestación (véase el cuadro de información).

Marcha

Entre *mid stance* y *terminal stance* el movimiento hacia delante de la tibia dirige la energía hacia la unidad de muelle amarilla anterior. El tope de dorsiflexión dinámico permite la elevación del talón y, por tanto, una longitud de paso fisiológica.

En *pre swing* esta energía se libera y, junto con la plantilla parcialmente flexible, apoya la flexión de la rodilla en el inicio de la fase de balanceo. El rango de movimiento de la unidad de muelle amarilla de 10° en la dirección de dorsiflexión favorece el estiramiento de los flexores plantares largos.



Tratamientos anteriores

Anteriormente, los pacientes de este tipo solían ser tratados con una simple compensación de volumen para el zapato. La sustitución del dedo del pie se coloca suelta en el zapato o fija en una plantilla. La compensación funcional no tiene lugar.

Este tipo de tratamiento tiene la desventaja de que la compensación de volumen sin el asiento necesario ejerce una gran presión sobre el extremo del muñón en el zapato al caminar. Esta presión se debe a que el extremo del muñón se mueve contra la compensación de volumen. Además, no se crea una compensación funcional suficiente para la falta de flexión de la rodilla en el inicio de la fase de balanceo.

Nota sobre el tratamiento de los diabéticos

Especialmente en los pacientes con amputaciones debidas al síndrome del pie diabético, debe prestarse mayor atención a evitar los picos de presión en el muñón. La inmovilización del muñón se realiza mediante una suela rígida que puede estar integrada en el zapato o, como se ha descrito, directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING.

Zapato

Un zapato para una prótesis parcial de pie NEURO SWING debe cumplir, entre otros, los siguientes requisitos:

- volumen interior con espacio suficiente para la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING
- contrafuerte firme para una sujeción segura de la prótesis parcial de pie NEURO SWING en el zapato
- suela exterior antideslizante

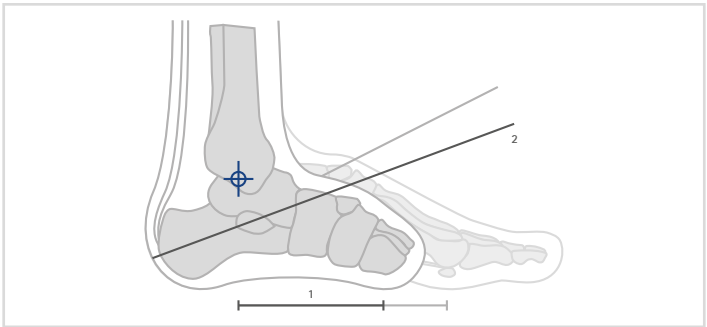
Los zapatos ortopédicos URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE y CROSSROADS de FIOR & GENTZ cumplen estos requisitos (la imagen de abajo muestra el zapato ortopédico CROSSROADS en negro).



Cambios biomecánicos

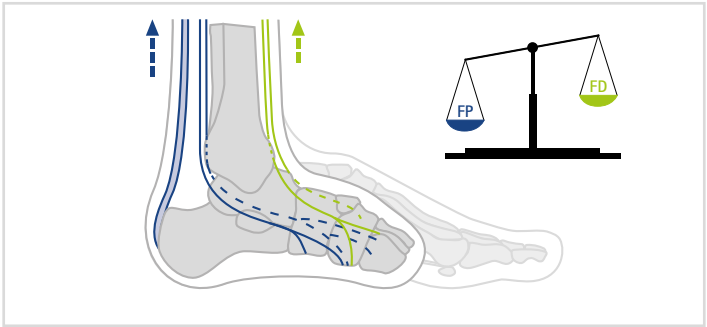
El tipo 2 incluye los muñones tras la amputación en la zona metafisaria de las bases de los huesos metatarsianos (Sharp-Jäger) y los muñones tras la amputación tarsometatarsiana (Lisfranc).

La palanca de antepié es de longitud media (1) y la superficie de apoyo es reducida, lo que provoca restricciones en la bipedestación y la marcha. El aplanamiento del ángulo del calcáneo (2) forma una posición de equinismo y una pequeña diferencia en la longitud de las piernas.



En el caso de la extirpación completa de los huesos metatarsianos (Lisfranc), se elimina la rama del músculo tibial anterior unida a la base superior del primer hueso metatarsiano. Además de las limitaciones descritas para el tipo 1, disminuye el control de la flexión plantar y la supinación causada por el músculo tríceps sural.

Existe un desequilibrio muscular entre los flexores dorsales y los flexores plantares a favor de los flexores plantares. La fuerza muscular especialmente de los flexores dorsales está muy reducida [Dil2, p. 1328].



Prótesis parcial de pie NEURO SWING

Compuesta de:

- valva tibial anterior alta,
- plantilla con asiento de muñón,
- articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

Valva tibial anterior alta

La valva tibial anterior alta se apoya en la tibia. Esto permite al paciente poner su peso corporal directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING, de forma similar a una bota de esquí alpino. Esta característica permite la activación inmediata de la palanca de antepié a través del tope de dorsiflexión dinámico.

Plantilla con asiento de muñón

Para que el paciente pueda realizar el movimiento del talón a los dedos de la forma más fisiológica posible, se recomienda una plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible).

ATENCIÓN: Al tratar pacientes con síndrome del pie diabético, se debe producir una plantilla larga rígida en vez de una plantilla larga y parcialmente flexible.

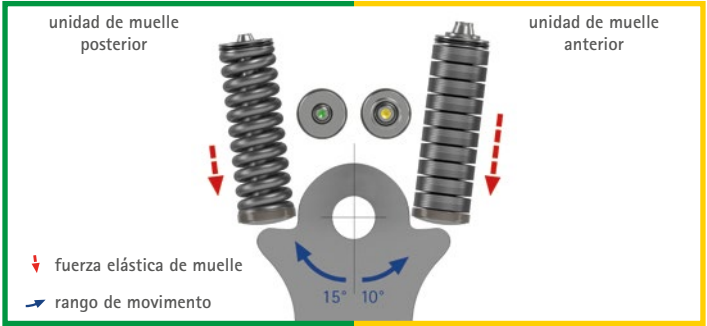
El asiento de muñón es una parte integral de la prótesis parcial de pie NEURO SWING y puede fabricarse como prótesis de pie sin tobillo o estar firmemente unido a la plantilla. Para que la piel y los tejidos blandos del muñón del pie tengan un asiento óptimo, el muñón debe estar protegido de las fuerzas de presión y cizallamiento. Además del almohadillado del extremo del muñón, el asiento también sirve para sustituir el antepié. La pequeña diferencia de longitud de las piernas se compensa en el asiento de muñón.



Articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

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°)



Ajustes individuales a la prótesis parcial de pie mediante:

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

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

Efecto de la prótesis parcial de pie NEURO SWING

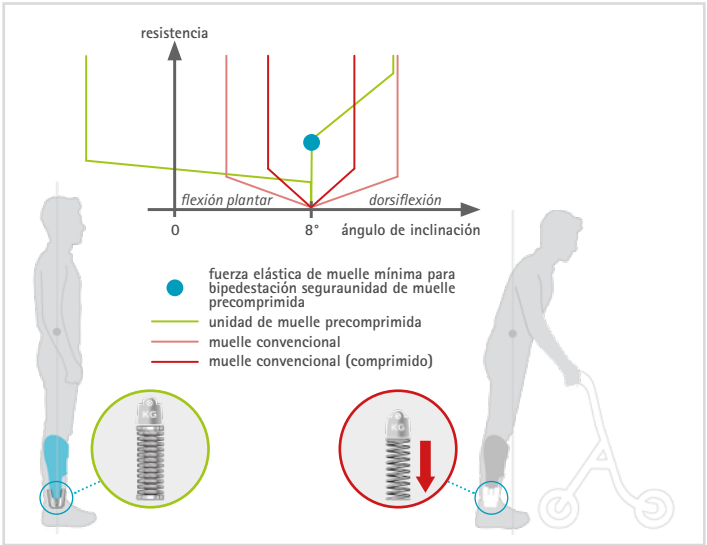
Bipedestación

El tope de dorsiflexión dinámico activa la palanca mecánica de antepié y establece así la superficie de apoyo fisiológica y un equilibrio estable. La unidad de muelle amarilla de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING está precomprimida y, por lo tanto, ya genera el torque para una resistencia básica suficiente en la bipedestación (véase el cuadro de información).

Marcha

En *mid stance* la plantilla larga y parcialmente flexible restablece la palanca de antepié, que se activa por la unidad de muelle amarilla muy fuerte de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING. El tope de dorsiflexión dinámico permite en *late mid stance* un equilibrio estable y un movimiento controlado de la tibia hacia adelante, lo que contribuye a una estabilidad óptima de la rodilla.

En *terminal stance* el tope de dorsiflexión dinámico proporciona movilidad sobre el centro de rotación de la articulación mecánica definida en la dirección de dorsiflexión, estirando los flexores plantares. La resistencia básica generada por las unidades de muelle precomprimidas permite la elevación del talón y, por tanto, una longitud de paso fisiológica. El estiramiento de los flexores plantares en *pre swing* favorece el inicio de la fase de balanceo.



Tratamientos anteriores

A los pacientes de este tipo se les ha tratado a menudo con prótesis de pie sin tobillo (prótesis de antepié según Bellmann o prótesis de antepié de silicona) o asientos de muñón con sustitución del antepié y ortesis de tobillo-pie.

En las prótesis de pie sin tobillo, la activación de la palanca de antepié solo es posible de forma limitada, a pesar de la buena adherencia al pie (encaje de talón con Bellmann; fricción estática con silicona). Por ejemplo, la prótesis puede deslizarse durante cargas elevadas o prolongadas en *terminal swing* y *pre swing* si el antepié se somete a una carga.

La insuficiente compensación funcional de un asiento de muñón simple debe compensarse con una estabilización con una ortesis de hemivalva o una ortesis de tobillo-pie preproducida. Sin embargo, la mayoría de las ortesis de hemivalva no permiten ningún movimiento en la articulación anatómica del tobillo y, por tanto, no ayudan a conseguir una marcha fisiológica. A su vez, muchas ortesis de tobillo-pie preproducidas no son lo suficientemente estables como para restaurar la palanca de antepié [Kai, p. 6]. Además, causan que las valvas de las ortesis se desplacen sobre la pierna debido a la falta de un centro de rotación definido. Las fuerzas de cizallamiento resultantes en la plantilla ejercen una gran presión sobre el extremo sensible del muñón.

Nota sobre el tratamiento de los diabéticos

Especialmente en los pacientes con amputaciones debidas al síndrome del pie diabético, debe prestarse mayor atención a evitar los picos de presión en el muñón. La inmovilización del muñón se realiza mediante una suela rígida que puede estar integrada en el zapato o, como se ha descrito, directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING.

Zapato

Un zapato para una prótesis parcial de pie NEURO SWING debe cumplir, entre otros, los siguientes requisitos:

- volumen interior con espacio suficiente para la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING
- contrafuerte firme para una sujeción segura de la prótesis parcial de pie NEURO SWING en el zapato
- suela exterior antideslizante que se puede modificar para compensar la diferencia de altura debida a la posición de equinismo

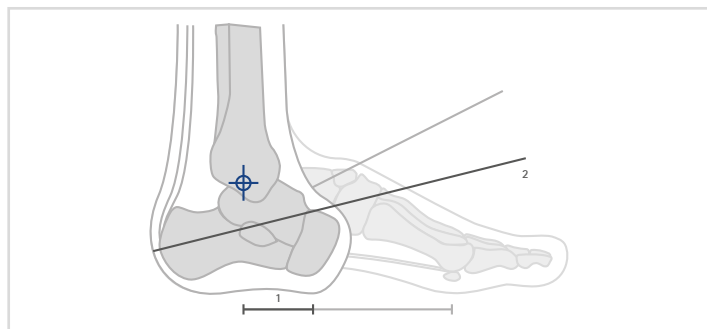
Los zapatos ortopédicos URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE y CROSSROADS de FIOR & GENTZ cumplen estos requisitos (la imagen de abajo muestra el zapato ortopédico CROSSROADS en negro).



Cambios biomecánicos

El tipo 3 incluye los muñones tras la amputación transtarsal (Bona-Jäger o Chopart).

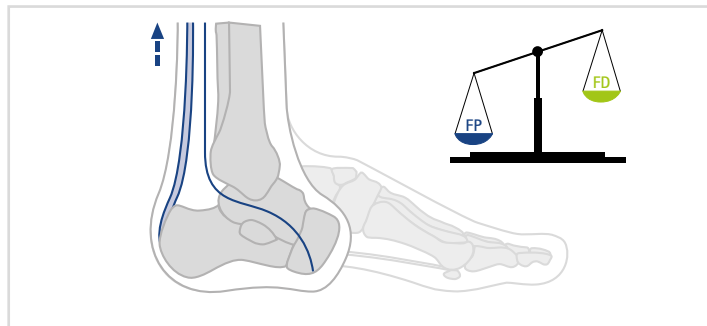
La palanca de antepié es corta (1) y la superficie de apoyo es muy reducida, lo que supone considerables limitaciones en la bipedestación y la marcha. Debido al aplanamiento del ángulo del calcáneo (2), se desarrolla una clara posición de equinismo y una diferencia en la longitud de las piernas.



En este tipo, se elimina la última rama del músculo tibial anterior y del músculo tercer peroneo y así todas las inserciones de los músculos que controlan la flexión plantar y la supinación del músculo tríceps sural. Debido a la fuerte posición de flexión plantar del muñón y a la falta de rango de movimiento en la articulación tibiotarsiana, existe el riesgo de desarrollar contracturas dolorosas.

Existe un desequilibrio muscular entre los flexores dorsales y los flexores plantares, en el que predominan fuertemente los flexores plantares.

Los flexores dorsales no pueden desarrollar ninguna fuerza relevante para el movimiento [Dil2, p. 1328].



Prótesis parcial de pie NEURO SWING

Compuesta de:

- valva tibial anterior alta,
- plantilla con asiento de muñón,
- articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

Valva tibial anterior alta

La valva tibial anterior alta se apoya en la tibia. Esto permite al paciente poner su peso corporal directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING, de forma similar a una bota de esquí alpino. Esta característica permite la activación inmediata de la palanca de antepié a través del tope de dorsiflexión dinámico.

Plantilla con asiento de muñón

Para que el paciente pueda realizar el movimiento del talón a los dedos de la forma más fisiológica posible, se recomienda una plantilla larga y parcialmente flexible (suela rígida con zona de los dedos del pie flexible).

ATENCIÓN: Al tratar pacientes con síndrome del pie diabético, se debe producir una plantilla larga rígida en vez de una plantilla larga y parcialmente flexible.

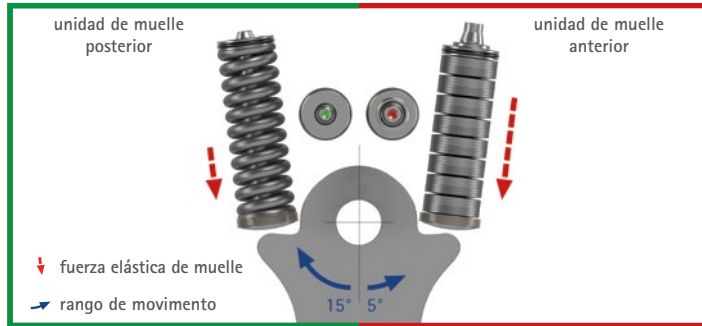
El asiento de muñón es una parte integral de la prótesis parcial de pie NEURO SWING y puede fabricarse como prótesis de pie sin tobillo o estar firmemente unido a la plantilla. Para que la piel y los tejidos blandos del muñón del pie tengan un asiento óptimo, el muñón debe estar protegido de las fuerzas de presión y cizallamiento. Además del almohadillado del extremo del muñón, el asiento también sirve para sustituir el mediopié y el antepié. La diferencia de longitud de las piernas se compensa en el asiento de muñón y/o en el zapato.



Articulación de tobillo de sistema NEURO SWING

Unidades de muelle a utilizar

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



Ajustes individuales a la prótesis parcial de pie mediante:

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

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

Efecto de la prótesis parcial de pie NEURO SWING

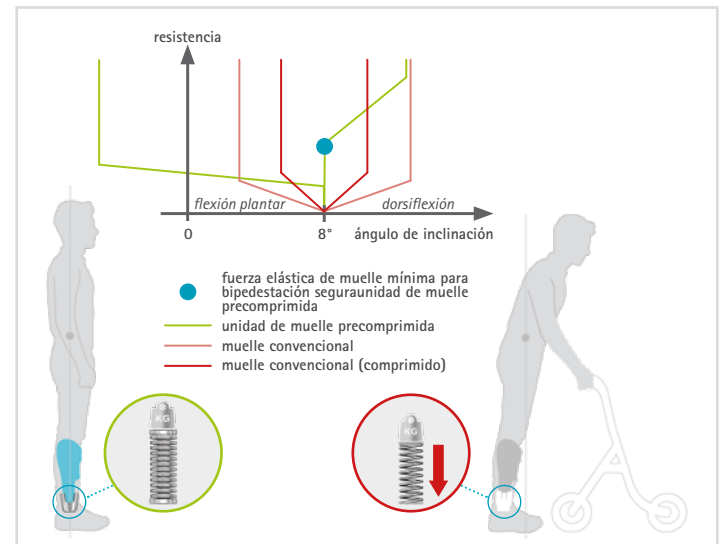
Bipedestación

El tope de dorsiflexión dinámico activa la palanca mecánica de antepié y establece así la superficie de apoyo fisiológica y un equilibrio estable. La unidad de muelle roja de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING está precomprimida y, por lo tanto, ya genera el torque para una resistencia básica suficiente en la bipedestación (véase el cuadro de información).

Marcha

En *mid stance* la plantilla larga y parcialmente flexible establece la palanca de antepié, que se activa por la unidad de muelle roja extra fuerte de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING. El tope de dorsiflexión dinámico permite en *late mid stance* un equilibrio estable y un movimiento controlado de la tibia hacia adelante, lo que contribuye a una estabilidad óptima de la rodilla.

En *terminal stance* el tope de dorsiflexión dinámico proporciona movilidad sobre el centro de rotación de la articulación mecánica definida en la dirección de dorsiflexión, estirando los flexores plantares. La resistencia básica generada por las unidades de muelle precomprimidas permite la elevación del talón y, por tanto, una longitud de paso fisiológica. El estiramiento de los flexores plantares en *pre swing* favorece el inicio de la fase de balanceo.



Tratamientos anteriores

A los pacientes de este tipo se les ha tratado a menudo con prótesis de hemivalva supramaleolar o prótesis de pie sin tobillo (prótesis de antepié según Bellmann o prótesis de antepié de silicona).

Sin embargo, las prótesis de pie sin tobillo no ofrecen a los pacientes una estabilidad suficiente y solo una compensación funcional insuficiente. Por lo tanto, estos tratamientos se complementan con ortesis de tobillo-pie (ortesis de hemivalva de carbono u ortesis de tobillo-pie preproducidas).

Al igual que las prótesis de hemivalva supramaleolares, las ortesis de hemivalva de carbono no permiten ningún movimiento en la articulación anatómica del tobillo y, por tanto, no ayudan a conseguir una marcha fisiológica. A su vez, muchas ortesis de tobillo-pie preproducidas no son lo suficientemente estables como para restaurar la palanca de antepié [Kai, p. 6]. Además, causan que las valvas de las ortesis se desplacen sobre la pierna debido a la falta de un centro de rotación definido. Las fuerzas de cizallamiento resultantes en la plantilla ejercen una gran presión sobre el extremo sensible del muñón.

Nota sobre el tratamiento de los diabéticos

Especialmente en los pacientes con amputaciones debidas al síndrome del pie diabético, debe prestarse mayor atención a evitar los picos de presión en el muñón. La inmovilización del muñón se realiza mediante una suela rígida que puede estar integrada en el zapato o, como se ha descrito, directamente en la prótesis parcial de pie NEURO SWING.

Zapato

Un zapato para una prótesis parcial de pie NEURO SWING debe cumplir, entre otros, los siguientes requisitos:

- volumen interior con espacio suficiente para la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING
- contrafuerte firme para una sujeción segura de la prótesis parcial de pie NEURO SWING en el zapato
- suela exterior antideslizante que se puede modificar para compensar la diferencia de altura debida a la posición de equinismo

Los zapatos ortopédicos URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE y CROSSROADS de FIOR & GENTZ cumplen estos requisitos (la imagen de abajo muestra el zapato ortopédico CROSSROADS en negro).



Para crear la mejor situación biomecánica individual posible, una prótesis debe adaptarse de forma óptima a la marcha patológica. Este objetivo se consigue mediante las unidades de muelle intercambiables, así como a través de la alineación y el rango de movimiento ajustables de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING.

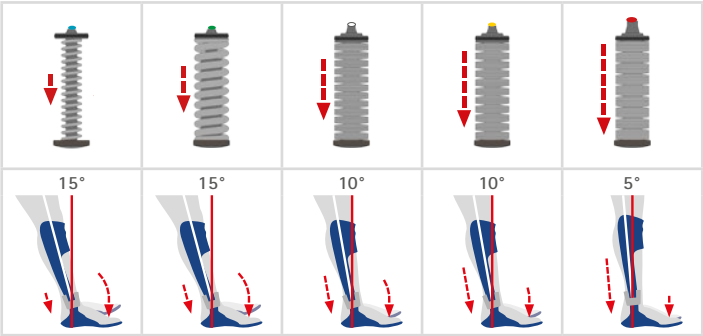
Efectos en la marcha durante *initial contact* y *loading response*

La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING con sus unidades de muelle intercambiables permite adaptar la fuerza elástica de muelle de forma óptima a la marcha patológica. La determinación de la fuerza elástica de muelle adecuada es un proceso de optimización en el que hay que sopesar cuidadosamente las funciones entre sí. Sin embargo, la posibilidad de ajuste es una gran ventaja para la adaptación individual de la prótesis.

La articulación de tobillo de sistema NEURO SWING permite la flexión plantar pasiva y un balancín de talón fisiológico al tener un centro de rotación definido y un rango de movimiento ajustable. El rango de flexión plantar depende de la unidad de muelle utilizado. El descenso del pie es controlado por la unidad de muelle posterior. La fuerza elástica de muelle normal (unidad de muelle azul) en combinación con un rango de movimiento de 15° permite el mayor balancín de talón.

La flexión plantar pasiva es controlada por el trabajo excéntrico del músculo tibial anterior.

Ajuste del balancín de talón

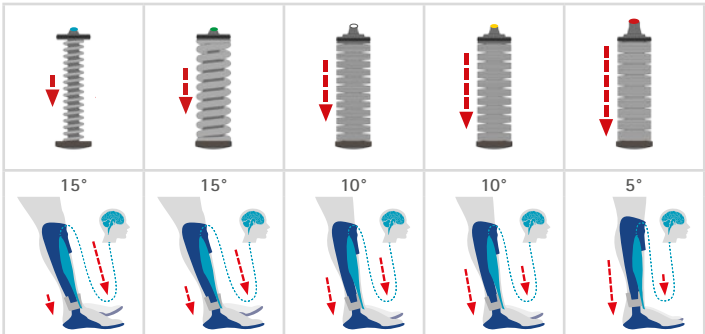


A menor fuerza elástica de muelle, mayor balancín de talón.

El trabajo excéntrico al igual que la amplitud del impulso motor dependen del grado de fuerza elástica de muelle y el rango de movimiento.

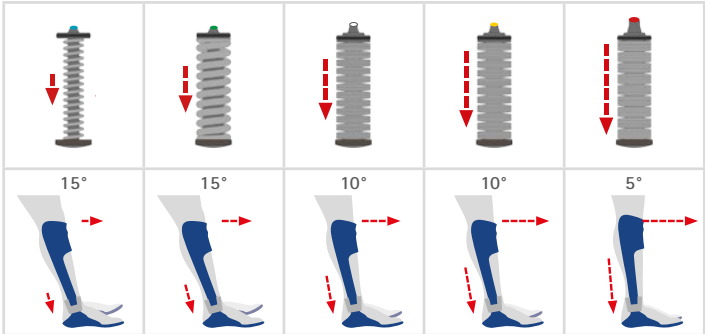
La magnitud de la flexión plantar pasiva y el balancín de talón disminuyen al incrementar la fuerza elástica de muelle, aumentando así el momento flexor aplicado a la rodilla. Por consiguiente se ocasiona un avance más rápido de la pierna y una mayor carga del músculo cuádriceps. El aumento de la resistencia a la flexión plantar también incrementa la flexión de la rodilla entre *loading response* y *early mid stance* y disminuye el rango de movimiento máximo en flexión plantar [Kob, p. 458].

Ajuste de la carga excéntrica del músculo tibial anterior



A menor fuerza elástica de muelle, mayor carga excéntrica del músculo tibial anterior.

Ajuste del avance de la pierna

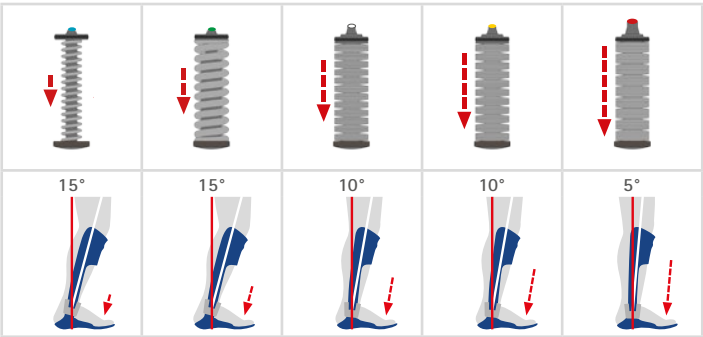


A mayor fuerza elástica de muelle, mayor avance de la pierna.

Efectos en la marcha durante *mid stance*

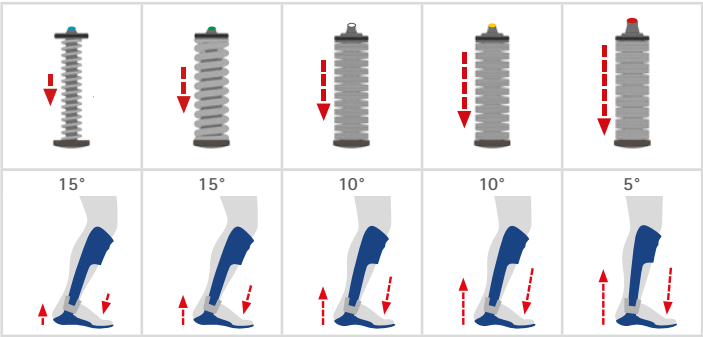
En *mid stance*, el movimiento de avance de la pierna se produce contra la resistencia de la unidad de muelle anterior. Una unidad de muelle roja con una fuerza elástica extra fuerte proporciona la mayor resistencia. La energía generada se almacena en los muelles de platillo. El rango de movimiento de la articulación de tobillo corresponde a la limitación estipulada por la unidad de muelle seleccionada (5–15°). Es recomendable planificar una inclinación de la tibia de 10°–12° para explotar al máximo la posibilidad de ajustar la alineación de la prótesis en esta fase de marcha. Esta inclinación es óptima para los efectos de palanca [Owe, p. 257]. Este ajuste de alineación de la prótesis se puede realizar directamente sobre la articulación.

Ajuste de la resistencia a la dorsiflexión



A mayor fuerza elástica de muelle, mayor resistencia a la dorsiflexión.

Ajuste de la elevación del talón



A mayor fuerza elástica de muelle, más anticipada la elevación del talón.

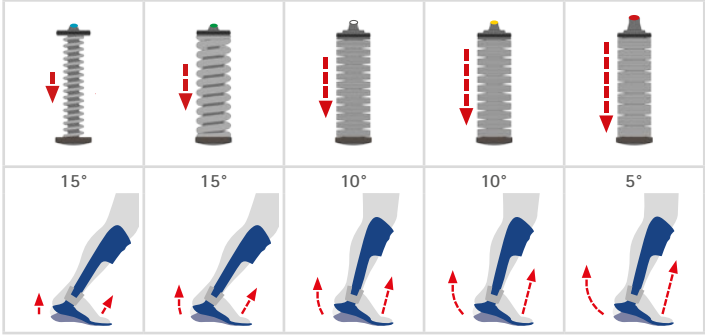
Efectos en la marcha durante *terminal stance*

La unidad de muelle anterior comprimida causa la elevación del talón del suelo entre *late mid stance* y *terminal stance*. La elevación del talón será más anticipada con una fuerza elástica de muelle mayor y con rango de movimiento de 5° que con una fuerza elástica de muelle normal y con rango de movimiento de 15°.

Efectos en la marcha durante *pre swing*

En *pre swing* se lleva a cabo la liberación de la energía almacenada por la unidad de muelle anterior. Como la unidad de muelle extra fuerte puede almacenar mayor energía, se apoya al máximo la aceleración de la pierna en el movimiento hacia adelante (*push off*). En una AFO con alta fuerza elástica de muelle y con rango de movimiento definido, el *push off* puede contribuir a una marcha más fisiológica en *pre swing* [Des, p. 150]. Las unidades de muelle que permiten mayor rango de movimiento también hacen que el pie recorra una mayor distancia hasta volver a una posición neutra.

Ajuste de la recuperación de energía para el *push off*



A mayor fuerza elástica de muelle, mayor recuperación de energía para el *push off*.

Efectos en la marcha durante la fase de balanceo

Cada una de las cinco unidades de muelle de la articulación de tobillo de sistema NEURO SWING provee la fuerza suficiente para mantener el pie en posición neutra o en ligera dorsiflexión con el fin de garantizar que en *initial contact* el talón toque el suelo. Esta posición es la precondition más importante para el balancín de talón y una *loading response* fisiológica [Nol, p. 659].

Amputación

Separación quirúrgica o traumática de una parte del cuerpo. En una amputación mayor, se realiza una amputación en la zona de la pantorrilla o del muslo. Por lo tanto, se elimina la articulación del tobillo. En una amputación menor, la articulación del tobillo permanece intacta.

Aponeurosis plantar

Placa del tendón plantar. La aponeurosis plantar se origina en el calcáneo (hueso del talón) y se dirige en forma de V hacia las cápsulas articulares de las articulaciones metatarsofalángicas y los tendones extremos de los flexores de los dedos en la articulación metatarsofalángica.

Articulación tarsometatarsal

(lat. *articulatio tarsometatarsalis*): línea articular de Lisfranc; conexiones articuladas entre los huesos individuales del tarso y los huesos metatarsianos (Ossa metatarsalia I-V)

Articulación tibiotarsiana

(lat. *articulatio talocruralis*): la articulación tibiotarsiana junto con la articulación subastragalina forma parte de las dos articulaciones entre la pierna y el tarso. Se compone como articulación en bisagra de la tibia y del peroné en la pierna y del hueso astrágalo del tarso estabilizado por una cápsula articular y varios ligamentos. La articulación tibiotarsiana es responsable principalmente de la ↑flexión plantar y la ↑dorsiflexión del pie.

Articulaciones metatarsofalángicas

articulaciones entre los huesos metatarsianos (ossa metatarsalia) y las falanges proximales (phalanges proximales)

Atrofia muscular

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

Balancín de talón

(ingl. *heel rocker*): incluye la rotación completa del pie alrededor del ↑punto de contacto del talón. Tiene lugar en la articulación anatómica del tobillo 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.

Botas de artrodesis

Una bota de artrodesis bloquea completamente el movimiento de la articulación del tobillo. Además del contrafuerte estabilizador, la bota lleva incorporada una correa de sujeción y una suela en balancín, por lo que la bota de artrodesis también se denomina zapato en balancín fijo.

Cobertura de tejidos blandos

Cubrir los huesos cortados durante una amputación con tejidos blandos como piel, músculos o tejido graso subcutáneo. En el caso de las amputaciones parciales del pie realizadas desde el dorso del pie, las estructuras de tejidos blandos resistentes de la planta del pie pueden utilizarse para cubrir el muñón.

Contacto final

contacto de toda la superficie de un muñón con el encaje que lo encierra

Contractura

(lat. *contrahere* = contraer): acortamiento o contracción 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.

Contraindicación

(lat. *contra* = contra, en frente de; lat. *indicare* = indicar): circunstancia que prohíbe tratar o seguir tratando con una medicación o una medida terapéutica que es conveniente en sí misma

Cosmética

En prótesis, la cosmética es el diseño de una prótesis o un revestimiento de prótesis que se adapta visualmente al cuerpo.

Desarticulación

Amputación de una extremidad a través de una articulación. El hueso ↑proximal permanece completamente intacto. La desarticulación de los dedos de los pies se refiere a la amputación de un ↑rayo, mediante el corte en la articulación metatarsofalángica.

Dinámico

(gr. *dynamikos* = eficiente, fuerte): presentando un movimiento, caracterizado por impulso y energía

Distal

(lat. *distare* = estar distante): estar distante del centro de gravedad del cuerpo humano. Lo contrario de distal es ↑proximal.

Dolor fantasma

El dolor fantasma se siente después de una amputación en la parte del cuerpo que ya no está presente. El paciente suele localizarlos con mucha precisión fuera del cuerpo.

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. Movimiento opuesto a la ↑flexión plantar. En español se llama dorsiflexión porque se reduce el ángulo entre pierna y pie (flexión). No obstante, desde una perspectiva funcional es un estiramiento en el sentido de una extensión. Los músculos que causan este movimiento se llaman flexores dorsales.

Edema

(gr. *oidema* = hinchazón): acumulación de agua, retención de agua; fuga de líquido de los vasos, que se acumula en el espacio intercelular

Encaje de talón

fijación del talón por el elemento constructivo de un encaje de prótesis

Equinismo

Fijación del pie en ↑flexión plantar, levantando el talón. Como el talón no toca el suelo durante la marcha, el equinismo también se llama pie equino (pes equinus).

Estático

(gr. *statikos* = colocar, estar en equilibrio): el equilibrio de las fuerzas, relativo a la estática, en equilibrio, en reposo, quieto.

Fisiológico

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

Flexión plantar

Descenso del pie. Movimiento opuesto a la ↑dorsiflexión. Los músculos que causan este movimiento se llaman flexores plantares.

Forma de unión continua

En ingeniería mecánica, este término se refiere a que dos piezas engranen completamente para evitar su movimiento. En la ortopedia técnica, el término forma de unión continua se utiliza cuando el borde superior de un producto de apoyo (por ejemplo, el encaje de una prótesis) está conectado a la estructura anatómica (por ejemplo, el muñón) sin ningún hueco.

Fricción estática

El movimiento de dos cuerpos en contacto se reduce por la propiedad adhesiva de sus materiales.

Fuerzas de cizallamiento

Las fuerzas de cizallamiento son fuerzas mecánicas en las que las superficies se desplazan entre sí.

Hueso esponjoso

(lat. *spongia* = esponja): interior esponjoso del hueso formado por finos tubérculos óseos (trabéculas). El hueso esponjoso está envuelto en una capa compacta de hueso.

Huesos escafoides

Os naviculare: hueso del tarso

Huesos metatarsianos

Ossa metatarsalia: estos cinco huesos largos forman el mediopié y cada uno consta de la base proximal, el eje y la cabeza distal. La base forma la transición al tarso, la cabeza la transición al dedo del pie.

Interdisciplinario

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

Lateral

(lat. *latus* = flanco, lado): lateral, que se aleja del centro del cuerpo

Medial

(lat. *medius* = el medio): medio, orientado hacia la mitad del cuerpo, situado hacia el medio

Metafisis

(gr. *meta* = entre, en medio; *physis* = naturaleza): sección de los huesos largos comprendida entre el vástago óseo (diáfisis) y el extremo que forma la articulación (epífisis), que está formada por sustancia ósea esponjosa (↑hueso esponjoso)

Músculo cuádriceps

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 tibial anterior

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

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

Ortesis/prótesis de hemivalva (de carbono)

Producto de apoyo supramaleolar fabricado a mano con carbono. La plantilla está conectada de la parte ↑medial y ↑lateral con la valva tibial anterior. El paciente accede desde el lado ↑dorsal a la ortesis o prótesis como si fuera a través de un marco.

Palanca de antepié

brazo de palanca anatómico que va desde la articulación superior del tobillo hasta las articulaciones metatarsofalángicas de los dedos del pie

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 anatómica del tobillo como brazo de palanca. En *initial contact* la fuerza reactiva del suelo que se mueve desde el tobillo en forma ↑dorsal causa la rotación alrededor del punto de contacto del talón.

Patológico

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

Perforación

(lat. *perforare* = perforar): punción o perforación de un tejido que rodea una cavidad corporal. Los huesos puntiagudos pueden perforar el tejido de cobertura tras una amputación, por ejemplo, si no están redondeados.

Pico de presión

Durante la marcha se ejerce presión en la planta del pie. La cantidad de presión depende de la carga. Si hay una prominencia ósea, la presión es especialmente alta. Este valor elevado se denomina pico de presión.

Plano sagital

(lat. *sagitta* = flecha): plano que atraviesa el cuerpo de adelante hacia atrás. Visto de frente, el plano sagital aparece como una línea.

Plantar

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

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.

Prótesis de Bellmann

Prótesis de pie sin tobillo desarrollada por el técnico ortopédico suizo Dieter Bellmann. Está hecha a mano y consta de un encaje flexible, un borde de apoyo de carbono y una sustitución de antepié de espuma. La sujeción al pie se consigue mediante un ↑encaje de talón con una correa de vendaje.

Proximal

(lat. *proximus* = el próximo): situado hacia el centro del cuerpo. Lo contrario de proximal es ↑distal.

Punto de contacto del talón

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

Push off

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

Rayo

Un rayo está formado por un hueso metatarsiano y las falanges correspondientes.

Resección de un rayo

amputación de un rayo completo en la base del hueso metatarsiano

Revisión del muñón

Nueva amputación causada por complicaciones en el muñón. Por lo tanto, una revisión del muñón da lugar a un acortamiento del muñón.

Shifting

movimiento de la prótesis contra la parte superior del muñón durante la marcha

Supinación

(lat. *supinare* = mover hacia atrás): rotación del pie a través del eje longitudinal hacia fuera o bien una elevación del borde interno del pie. Los músculos que causan este movimiento se llaman supinadores.

Tibia

(lat. *tibia* = tibia): el más fuerte de los dos huesos de la pantorrilla que hace parte de la articulación de la rodilla y la articulación del tobillo

Tope de dorsiflexión

Un elemento constructivo de 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.

Transmetatarsal

(lat. *trans* = más allá, sobre; *metatarsalia* = huesos metatarsianos): En una amputación transmetatarsal, la línea de amputación pasa por los cinco huesos metatarsales.

Transtarsal

(lat. *trans* = más allá, por encima; *tarsus* = tarso): En una amputación transtarsal, la línea de amputación pasa por los huesos del tarso.

Tratamiento de las heridas

Tratamiento estructurado e interdisciplinario de las heridas en el ámbito clínico. Tras una amputación, el tratamiento exhaustivo de las heridas tiene como objetivo acortar el proceso de cicatrización y aumentar la tasa de curación de las heridas. De esta forma se crea una base óptima para el tratamiento protésico.

Abrev.	Fuente	Página
[Bau]	Baumgartner R, Stinus H (2001): <i>Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes</i> . Stuttgart: Thieme. _____ 5, 10, 15, 28	
[Brü]	Brückner L (2009): Amputationen am Fußskelett und Hilfsmittelversorgung. <i>Trauma Berufskrankheit</i> 7 (Suppl. 1): 177-184. _____ 7, 14	
[Des]	Desloovere K, Molenaers G et al. (2006): How can push-off be preserved during use of ankle foot orthosis in children with hemiplegia – A prospective controlled study. <i>Gait & Posture</i> 24(2): 142-151. _____ 55	
[Dil]	Dillon MP, Fatone S et al. (2007): Biomechanics of Ambulation After Partial Foot Amputation: A Systematic Literature Review. <i>Proceedings</i> 8: 2-62 _____ 9	
[Dil2]	Dillon MP, Barker TM (2008): Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: Observational study. <i>Journal of Rehabilitation Research & Development</i> 45(9): 1317-1334. _____ 14, 30, 34, 40, 46	
[For]	Forczek W, Ruchlewicz T et al. (2014): Kinematic gait analysis of a young man after amputation of the toes. <i>Biomedical Human Kinetics</i> 6: 40-46. _____ 9, 34	
[Gre]	Greitemann B. (2017): Technisch orthopädische Versorgung nach Amputationen am Fuß. <i>Trauma und Berufskrankheit</i> (Suppl. 2): 158-162. _____ 8, 9	
[Kai]	Kaib T, Block J et al. (2019): Prosthetic restoration of the forefoot lever after Chopart amputation and its consequences onto the limb during gait. <i>Gait & Posture</i> 73(1): 1-7. _____ 16, 17, 44, 50	
[Kai2]	Kaib T, Block J et al. (2018): Fallstudie zum Einfluss verschiedener Chopart-Prothesen auf das Gangbild des Anwenders. <i>Orthopädie Technik</i> 69(11): 18-22. _____ 16, 17	
[Krn]	Kern U, Busch V et al. (2009): Prävalenz und Risikofaktoren von Phantomschmerzen und Phantomwahrnehmungen in Deutschland. Eine bundesweite Befragung. <i>Schmerz</i> 23(5): 479-488. _____ 7	

Abrev.	Fuente	Página
[Kob]	Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): The effect of varying the plantar-flexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait & Posture</i> 37(3): 457-459. _____ 53	
[Krö]	Kröger K, Berg C et al. (2017): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Eine Analyse auf der Grundlage von Daten des Statistischen Bundesamtes im Zeitraum 2005 bis 2014. <i>Deutsches Ärzteblatt</i> 114(8): 130-136. _____ 6	
[Nol]	Nolan KJ, Yarossi M (2011): Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. <i>Clinical Biomechanics</i> 26(6): 655-660. _____ 55	
[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. _____ 54	
[Per]	Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2ª edición. Thorofare: Slack. _____ 8	
[Schä]	Schäfer M, Baumeister T (2019): Prothetische Versorgung nach Amputation im Fuß. <i>Fuß & Sprunggelenk</i> 17: 155-170. _____ 15, 16, 17	
[Spo]	Spoden M (2019): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Regionale Analyse mit Krankenhausabrechnungsdaten von 2011 bis 2015. Instituto central para la prestación de asistencia sanitaria por parte de los médicos del seguro de enfermedad obligatorio en Alemania. <i>Ver-sorgungsatlas-Bericht</i> Nr. 19/03. Berlin. _____ 2, 6	

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.



Configurador de ortesis

PR0268-ES-2025-02

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