

# Manuale per le amputazioni parziali del piede

Un concetto per il trattamento protesico di pazienti con amputazioni al di sotto dell'articolazione tibiotarsica



## Introduzione

Ogni anno, più di 50 000 persone in Germania subiscono un'amputazione parziale del piede [Spo, pag. 5]. Dopo l'amputazione è necessaria una protesi per sostituire l'arto perso. Con essa, il paziente dovrebbe essere in grado di stare in posizione eretta e deambulare di nuovo il più normalmente possibile.

Per raggiungere questo obiettivo, sono necessarie conoscenze anatomiche e fisiologiche di base. Il tecnico ortopedico ha il compito complesso di provvedere al paziente nel miglior modo possibile fornendogli una protesi adeguata. A seconda del livello di amputazione, il trattamento protesico viene solitamente effettuato utilizzando concetti di trattamento tradizionali. Tuttavia, c'è ancora molto potenziale non sfruttato in questo settore.

Con l'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING è possibile mettere in discussione in modo critico molti concetti protesici tradizionali e ormai inadeguati per pazienti con amputazioni parziali del piede. Il presente manuale è stato creato per fornire una solida base e presentare nuove possibilità per il trattamento protesico di pazienti con amputazioni parziali del piede. Una classificazione mirata con tre diversi tipi di trattamento è stata sviluppata come base per il presente concetto di trattamento. Le proposte di trattamento che ne derivano si basano su esperienze pratiche e conoscenze scientifiche relative all'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING.

Il nostro manuale non ha la pretesa di essere perfetto. Vuole essere piuttosto l'impulso per un riesame degli approcci di trattamento protesico delle persone con amputazioni parziali del piede.

Siamo grati di aver potuto contare sul sostegno dei nostri clienti durante la progettazione e la realizzazione delle prime protesi parziali di piede NEURO SWING. Un grande ringraziamento va anche ai pazienti che hanno avuto il coraggio di provare un nuovo tipo di trattamento.

Con questo manuale desideriamo presentare nuovi modi grazie a cui poter offrire un migliore trattamento protesico per i pazienti con amputazioni parziali del piede. Vi invitiamo a unirvi a noi in questo percorso.

Il team FIOR & GENTZ

## Indice

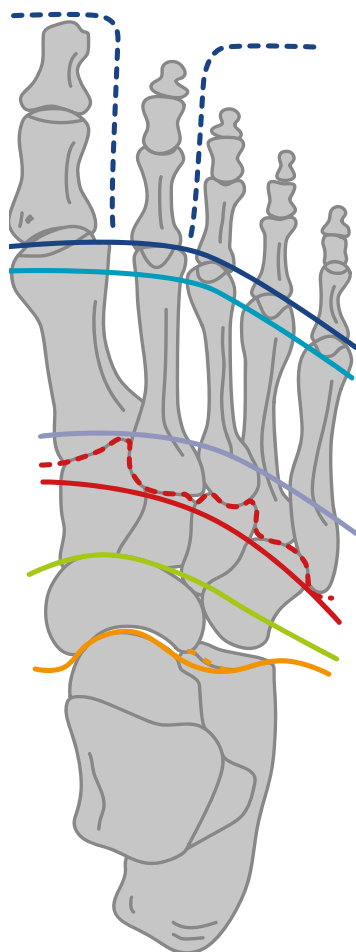
<b>Amputazioni parziali del piede</b>	
Cause del ricorso ad amputazioni	6
Cifre sulle amputazioni parziali del piede	6
Complicazioni	7
<b>Obiettivo terapeutico</b>	
Posizione fisiologica in piedi e in deambulazione	8
Lavoro in un team interdisciplinare	10
<b>Il trattamento protesico per amputazioni parziali del piede</b>	
Requisiti per un trattamento protesico	12
Problemi con trattamenti protesici utilizzati finora	14
Nuove possibilità con la protesi parziale di piede NEURO SWING	17
<b>Vantaggi funzionali della protesi parziale di piede NEURO SWING</b>	
Unità elastiche precomprese	18
Molle non precomprese	19
Caratteristiche di NEURO SWING	20
<b>Alterazioni biomeccaniche</b>	
Perdita di strutture ossee	28
Perdita di strutture muscolari	29
Accorciamento funzionale della leva dell'avampiede	31
<b>Classificazione delle amputazioni parziali del piede</b>	32
<b>Proposte di trattamento</b>	
Proposta di trattamento per il tipo 1	34
Proposta di trattamento per il tipo 2	40
Proposta di trattamento per il tipo 3	46
<b>Influsso sulla deambulazione impostando la forza elastica</b>	52
<b>Glossario</b>	
da pagina	56
<b>Bibliografia</b>	
da pagina	64

Con "amputazione" si intende la rimozione chirurgica di un intero arto o di una parte di esso. A seconda della gravità si effettua una suddivisione in due categorie: amputazioni maggiori e minori. Nel caso del piede si parla di un'amputazione minore se l'articolazione tibiotarsica anatomica viene conservata. Un'amputazione maggiore è associata alla perdita dell'articolazione tibiotarsica anatomica. Nel caso di un'amputazione parziale del piede, la porzione distale del piede viene amputata mentre l'articolazione tibiotarsica viene conservata.

L'obiettivo perseguito mediante l'amputazione è quello di creare una solida base per ripristinare la capacità di camminare. L'amputazione dovrebbe sem-

pre eseguita il più distalmente possibile in modo da preservare la massima funzione. Le linee anatomiche lungo le quali vengono eseguite le amputazioni al giorno d'oggi portano i nomi dei chirurghi che hanno stabilito le regole per queste procedure chirurgiche (vedere la tabella riepilogativa) [Bau, pag. 136].

Il ricorso a un'amputazione è sempre l'ultima risorsa e viene eseguita solo quando non c'è più alcuna possibilità di preservare la parte del corpo interessata. Può essere necessario eseguire un'amputazione anche in caso di gravi conseguenze per la salute o intensi dolori cronici.



## Amputazione metatarsofalangea

- Disarticolazione di tutte le dita del piede nelle articolazioni metatarsofalangee o
- Disarticolazione di un singolo dito del piede (linea tratteggiata)

## Amputazione transmetatarsale (Sharp)

- Moncone del mesopiede lungo
- Separazione e rimozione nella zona di tessuto osseo spugnoso delle teste metatarsali

## Amputazione transmetatarsale (Sharp-Jäger)

- Moncone del mesopiede corto
- Separazione e rimozione nella zona di tessuto osseo spugnoso delle basi metatarsali

## Amputazione tarsometatarsale (Lisfranc)

- Moncone tarsale lungo
- Rimozione delle ossa metatarsali  
→ estremità del moncone irregolare (linea tratteggiata), quindi arrotondamento dell'estremità del moncone (linea continua)

## Amputazione transtarsale (Bona-Jäger)

- Moncone tarsale corto
- Rimozione della fila tarsale distale costituita dall'osso cuboide e dalle ossa cuneiformi 1-3  
→ aumento del piede a punta e malposizionamento della supinazione

## Amputazione transtarsale (Chopart)

- Moncone del retro piede lungo
- Rimozione dello scafoide (osso navicolare)
- L'articolazione tibiotarsica viene conservata  
→ vizio di postura di natura muscolare, può essere attenuato dall'allungamento del muscolo tibiale anteriore

## Cause del ricorso ad amputazioni

- 87% per arteriopatia obliterante periferica (AOP) e sindrome del piede diabetico
- 4% per trauma
- 4% per tumori e infezioni
- 0,2% per malformazioni congenite (dismelia)
- 5% per altre cause

## Cifre sulle amputazioni parziali del piede

Le cifre esatte per la Germania non sono disponibili in quanto non esiste un registro nazionale delle amputazioni. Secondo un'indagine, nel 2014 sono state eseguite 13 048 amputazioni maggiori e 40 992 amputazioni minori, tuttavia senza effettuare alcuna differenziazione tra diabete e AOP come causa primaria. Si può notare una diminuzione significativa delle amputazioni maggiori e contemporaneamente un aumento delle amputazioni minori tra il 2005 e il 2014 [Krö, pag. 135].

Un'altra fonte riporta 55 595 amputazioni nel 2015, di cui 29 153 amputazioni di dita/raggi del piede e 8 688 amputazioni di piede, mesopiede o avampiede [Spo, pag. 5].

Sono soprattutto gli uomini a subire amputazioni. La ripartizione in base al sesso mostra due terzi di uomini contro un terzo di donne. L'incidenza di tutte le amputazioni aumenta con l'avanzare dell'età [Krö, pag. 135].

## Complicazioni

Le complicazioni che si possono verificare in seguito a un'amputazione sono dovute a errori durante l'intervento chirurgico, a una protesi mal adattata o da calzature sbagliate.

Un adattamento della protesi non corretto può essere la conseguenza di un'inadeguata invasatura dell'arto residuo o da un aumento del volume del moncone. La pressione esercitata sul moncone può causare dolore al moncone e/o un'ulcera da pressione. D'altra parte, una riduzione del volume del moncone determina una mancanza di contatto tra il moncone e la protesi, favorendo così la formazione di edemi.

Nella tecnica chirurgica, per esempio, delle ossa non arrotondate nel moncone o una copertura troppo stretta dei tessuti molli può portare alla perforazione dei tessuti molli e all'infiammazione dei siti corrispondenti [Brü, pag. 178 e seg.]. Se l'amputazione causa un trauma eccessivo ai nervi, il paziente soffre solitamente di dolore al moncone e/o riferiti all'arto fantasma [Krn, pag. 486]. In molti casi, tali complicazioni comportano una revisione del moncone, cioè una successiva amputazione che accorcia ulteriormente il moncone e rende necessario un adattamento della protesi.

## Posizione fisiologica in piedi e in deambulazione

L'obiettivo del trattamento protesico è ripristinare la posizione fisiologica di quando si sta in posizione eretta e si deambula nel modo migliore e più simile possibile alla normalità. Nella tabella sottostante, per esempio, sono illustrate le singole fasi dell'andatura fisiologica [Per, pag. 9 e segg.]. Due fattori hanno un'influenza significativa sulla posizione eretta e sulla deambulazione in sicurezza:

1. Lunghezza del moncone
2. Rimozione di muscoli e tendini

Per quanto riguarda il punto 1: la lunghezza dell'arto residuo amputato ha i seguenti effetti sulla posizione eretta e sulla deambulazione: L'accorciamento del piede causato dall'amputazione provoca un accorciamento della leva dell'avampiede che dipende dalla lunghezza del moncone, con i seguenti effetti:

- in posizione eretta: riduzione della superficie di appoggio e quindi riduzione della stabilità [Grei, pag. 160];

- durante la deambulazione: limitazioni di movimento come risultato di un'alterazione nella trasmissione della forza (ad es. lunghezza del passo ridotta, andatura asimmetrica, velocità del passo ridotta) [Dil, pag. 25; For, pag. 45].

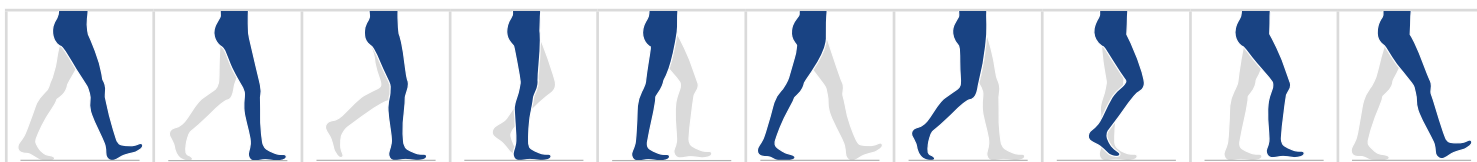
Per quanto riguarda il punto 2: la rimozione di muscoli e tendini a causa dell'amputazione determina limitazioni funzionali e strutturali con i seguenti effetti:

- riduzione dell'ampiezza di movimento dell'articolazione tibiotarsica superiore e inferiore;
- vizio di postura dovuto a uno squilibrio muscolare [Grei, pag. 160];
- disturbi dell'equilibrio.

A causa dello squilibrio muscolare, nella maggior parte dei casi si sviluppano delle contratture. Di solito, il paziente mette in atto dei meccanismi per compensare le funzioni perse [For, pag. 45].

## Suddivisione della deambulazione fisiologica in singole fasi secondo

Jacquelin Perry



### Definizione inglese (abbreviazione)

<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>
-----------------------------	------------------------------	-------------------------------	-------------------------	------------------------------	------------------------------	------------------------	----------------------------	------------------------	-----------------------------

### Denominazione in italiano

contatto del tallone	risposta al carico	appoggio intermedio (fase iniziale)	appoggio intermedio	appoggio intermedio (fase finale)	appoggio terminale	preparazione alla oscillazione	oscillazione iniziale	oscillazione intermedia	oscillazione terminale
----------------------	--------------------	-------------------------------------	---------------------	-----------------------------------	--------------------	--------------------------------	-----------------------	-------------------------	------------------------

### Percentuale del doppio passo

0 %	0-12 %	12-31 %	31-50 %	50-62 %	62-75 %	75-87 %	87-100 %
-----	--------	---------	---------	---------	---------	---------	----------

### Angolazione dell'anca

flessione di 20°	flessione di 20°	flessione di 10°	pos. zero-neutra	estensione di 5°	estensione di 20°	estensione di 10°	flessione di 15°	flessione di 25°	flessione di 20°
------------------	------------------	------------------	------------------	------------------	-------------------	-------------------	------------------	------------------	------------------

### Angolazione del ginocchio

flessione di 0-3°	flessione di 15°	flessione di 12°	flessione di 8°	flessione di 5°	flessione di 0-5°	flessione di 40°	flessione di 60°	flessione di 25°	estensione di 0-2°
-------------------	------------------	------------------	-----------------	-----------------	-------------------	------------------	------------------	------------------	--------------------

### Angolazione malleolare

pos. zero-neutra	fless. plant. 5°	pos. zero-neutra	est. dorsale 5°	est. dorsale 8°	est. dorsale 10°	fless. plant. 15°	fless. plant. 5°	pos. zero-neutra	pos. zero-neutra
------------------	------------------	------------------	-----------------	-----------------	------------------	-------------------	------------------	------------------	------------------

## Obiettivo terapeutico

---

### Lavoro in un team interdisciplinare

Per poter raggiungere l'obiettivo terapeutico, ossia ripristinare la posizione fisiologica di quando si sta in piedi o si deambula nel modo migliore e più simile possibile alla normalità, è necessario che un team interdisciplinare lavori in stretta collaborazione. Nel caso di amputazioni parziali del piede, il team interdisciplinare è composto principalmente da un medico (ortopedico o chirurgo ortopedico), personale di assistenza, tecnico ortopedico o tecnico specializzato in calzature ortopediche e fisioterapista.

Il medico e il personale di assistenza sono di solito il primo punto di contatto per il paziente in caso di un'amputazione e lavorano per fornire una buona base per il trattamento successivo.

Per mantenere un moncone sano e resistente è necessario tenere conto dei seguenti aspetti importanti:

- preparazione ottimale (ad es. spiegazione delle procedure al paziente, scelta oculata del livello di amputazione);
- esecuzione accurata dell'operazione (ad es. arrotondare le estremità delle ossa sul moncone) [Bau, pag. 135];
- follow-up accurato (ad es. gestione delle ferite).

Il trattamento protesico da parte del tecnico ortopedico o del tecnico specializzato in calzature ortopediche dovrebbe tenere conto nel modo più accurato possibile dell'effettiva situazione determinata dal moncone. Una fisioterapia qualificata con un addestramento intensivo alla deambulazione mira a sfruttare al massimo l'ampiezza di movimento rimanente e a ridurre qualsiasi squilibrio muscolare esistente.



## Requisiti per un trattamento protesico

A seconda del livello di amputazione ci sono vari requisiti biomeccanici per il trattamento protesico. Più la linea dell'amputazione è prossimale, più l'articolazione tibiotarsica anatomica deve essere stabilizzata e la funzione persa compensata.

Una protesi per i pazienti con amputazioni parziali del piede è concepita per ripristinare la funzione della leva dell'avampiede, sostituire la funzione muscolare persa e fornire un equilibrio stabile e dinamico.

Questo è importante sia per una posizione eretta sicura, sia per carichi elevati e/o di lunga durata, ad es. per lunghi tragitti percorsi a piedi. La mobilità residua dell'articolazione tibiotarsica anatomica deve essere limitata solo in misura minima al fine di poter imitare il più fedelmente possibile la deambulazione fisiologica.

Quando si deambula con la protesi, il moncone dovrebbe essere il più libero possibile da forze di taglio. Un'eventuale amputazione successiva può determinare un cambiamento drastico dei requisiti biomeccanici del trattamento protesico. Allo stesso modo è necessario fare i conti con una tendenza crescente all'equinismo e alla supinazione.



## Problemi con trattamenti protesici utilizzati finora

### Protesi che non includono il malleolo (trattamenti 1, 2 e 3)

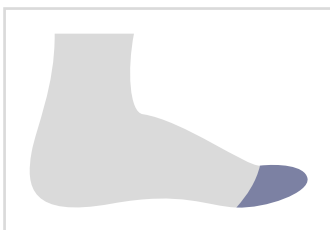
Tutte le comuni protesi che non includono il malleolo permettono una buona adesione al moncone, la quale si ottiene con un alto attrito statico (con le protesi in silicone) o con un supporto aderente per il tallone (con le protesi di Bellmann). Tuttavia, a causa di questo supporto per il tallone, le protesi di Bellmann sono controindicate per i pazienti con un moncone che non può sopportare il peso completo [Brü, pag. 179]. Un ulteriore problema è che la mancanza di efficacia della leva anatomica dell'avampiede, la quale dipende dalla lunghezza del moncone, non possa essere compensata. Per ottenere una compensazione funzionale, la protesi deve essere completata da una componente che includa il malleolo.

### Protesi che includono il malleolo (trattamenti 4 e 5)

Le protesi che includono il malleolo permettono di offrire una compensazione delle funzioni mancanti sotto forma di una leva meccanica dell'avampiede, offrendo così una stabilizzazione dell'articolazione tibiotarsica anatomica. Tuttavia, il blocco della libertà di movimento fisiologica e la mancanza di dinamica dell'articolazione tibiotarsica anatomica provocano problemi secondari come contratture. Inoltre, un semplice adeguamento del trattamento del trattamento protesico non è possibile.

#### 1. Protesi per dita del piede o avampiede

Una protesi semplice per dita del piede o avampiede è usata in caso di perdita di una, più o tutte le dita del piede. Se prevale una funzione estetica, di solito viene realizzata in silicone. Le schiume sono utilizzate



per la pura compensazione del volume [Dil, pag. 1319]. In caso di perdita dell'alluce è necessaria anche una compensazione funzionale sotto forma di suola in carbonio. Tuttavia, una compensazione del volume collocata nella scarpa senza fissaggi causa irritazioni e punti di pressione all'estremità distale del moncone poiché quest'ultimo sfrega contro il dispositivo di sostituzione delle dita del piede durante la deambulazione (*shifting*).

#### 2. Protesi per dita del piede con guida per mesopiede

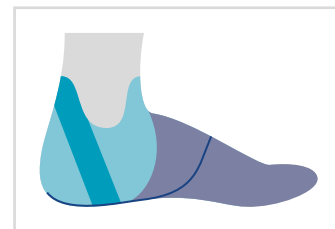
In caso di perdita di tutte le dita del piede, si può usare una protesi per la sostituzione dell'avampiede con una tomaia che si estenda sul mesopiede. Una protesi del genere per le dita dei piedi è realizzata principalmente in silicone e permette una buona forma unitaria e una vestibilità ottimale sul moncone [Schä, pag. 161].



Tuttavia, a parte un aspetto esteticamente gradevole, una protesi per dita del piede offre solo una compensazione del volume perso e non delle funzioni corrispondenti. A causa dell'amputazione, viene meno la funzione dei flessori corti delle dita del piede per sostenere la preoscillazione. Questa limitazione non può essere compensata da una protesi d'alluce, o solo in modo incompleto.

#### 3. Protesi del piede che non include il malleolo

Le protesi del piede che non includono il malleolo sono disponibili in vari modelli strutturali: una semplice invasatura del moncone con avampiede, la protesi in silicone prodotta industrialmente o la cosiddetta protesi di Bellmann.



Una presa sicura sul moncone è assicurata da un coefficiente di attrito statico aumentato (protesi in silicone) o dalla forma unitaria di un supporto per il tallone (protesi di Bellmann).

Queste due varianti offrono un buon comfort. L'articolazione tibiotarsica anatomica rimane libera, il che limita solo in modo ridotto i movimenti del piede [Bau, pag. 138]. L'aspetto esteticamente gradevole è un vantaggio individuale della protesi di silicone.

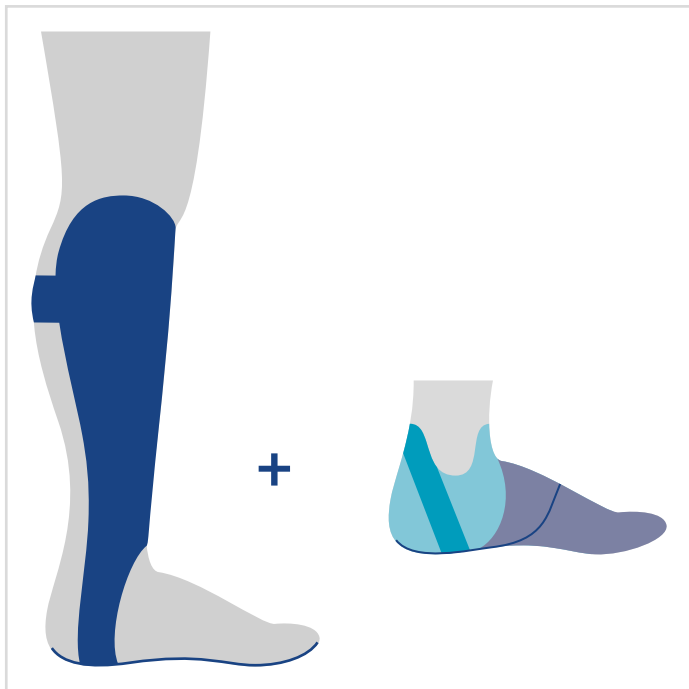
Tuttavia, la trasmissione della forza è gravemente limitata, soprattutto nel caso di una semplice invasatura del moncone, e la leva dell'avampiede non è ripristinata in modo adeguato. Pertanto, le protesi del piede che non includono il malleolo non sono adatte a carichi elevati e/o prolungati.



## 4. Protesi del piede che non include il malleolo + ortesi della parte inferiore della gamba

Per compensare la funzionalità mancante, specialmente nel caso di monconi del piede corti, le protesi di piede che non includono il malleolo sono spesso combinate con ortesi con telaio in carbonio realizzate su misura [Schä, pag. 163] oppure ortesi prefabbricate per la parte inferiore della gamba [Kai, pag. 2; Kai2, pag. 19].

In caso di ortesi rigida con telaio in carbonio realizzata su misura, il movimento nell'articolazione tibiotarsica anatomica viene bloccato. Se l'ortesi è dotata di una parte del piede flessibile, le forze di taglio agiscono sull'estremità del moncone, causando punti di pressione. Le ortesi prefabbricate per la parte inferiore della gamba senza articolazione tibiotarsica non sono regolabili e quindi forniscono un controllo inadeguato della flessione plantare e dell'estensione dorsale [Kai, pag. 6]. A causa della mancanza di un punto di rotazione definito in questa struttura, sulla gamba viene favorito lo spostamento della scocca per la parte inferiore della gamba (*shifting*). Eventuali ortesi prefabbricate rigide per la parte inferiore della gamba a volte causano un'iperestensione dell'articolazione del ginocchio (*genu recurvatum*).

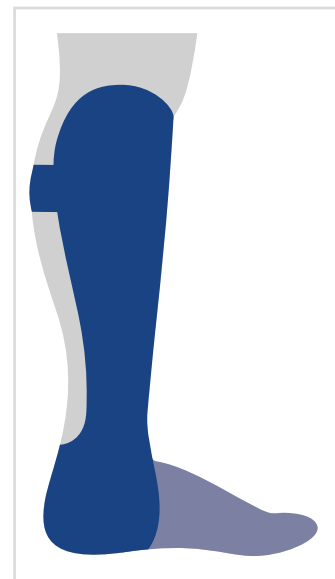


## 5. Protesi con telaio

Le protesi con telaio sono realizzate su misura per il paziente in vari modelli con lembo di chiusura o di introduzione [Schä, pag. 163; Kai, pag. 2; Kai2, pag. 19]. Anche i tutori a stivale per artrodesi rientrano in questa classe di trattamento. Tutti le strutture comuni permettono una buona tenuta del moncone e forniscono una leva per l'avampiede.

La connessione rigida tra parte inferiore della gamba e piede serve a ridurre le forze di taglio all'estremità distale del moncone. A seconda dell'ampiezza di movimento rimanente dell'articolazione tibiotarsica, la protesi viene costruita come un modello statico o con una certa

libertà di movimento. La struttura con libertà di movimento non fornisce la stabilità necessaria. La struttura statica blocca il movimento nell'articolazione tibiotarsica anatomica [Kai, pag. 6], potendo causare contratture e atrofie muscolari.



## Nuove possibilità con la protesi parziale di piede NEURO SWING

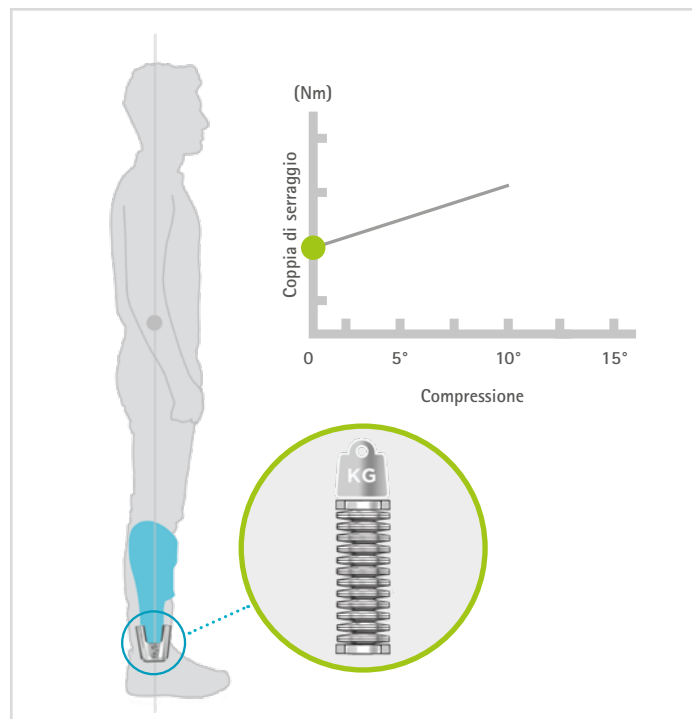
Una componente dinamica che includa il malleolo è il complemento ottimale per una protesi di piede che non include il malleolo. L'integrazione dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING permette la stabilizzazione dell'articolazione tibiotarsica anatomica attraverso una battuta dorsale dinamica con contemporanea libertà di movimento. Grazie alla possibilità di regolazione di forza elastica e libertà di movimento, è possibile reagire ai cambiamenti della situazione del moncone. Le unità elastiche precomprese permettono un controllo ottimale delle forze che si generano in posizione eretta e durante la deambulazione.

## Unità elastiche precomprese

Per portare un corpo a un equilibrio stabile deve essere attivata la leva dell'avampiede. Le unità elastiche precomprese con elevata resistenza di base assicurano un equilibrio dinamico e stabilità in presenza dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING. In questo modo si assicura una posizione eretta e una deambulazione sicure su terreni diversi. Dal momento che non occorre nessun ausilio supplementare oltre alla protesi parziale di piede NEURO SWING, le mani sono libere di svolgere le normali attività quotidiane. In caso di debolezza dei flessori plantari, è possibile l'attivazione dinamica della leva dell'avampiede, creando un momento di estensione del ginocchio e garantendo la sicurezza di quest'ultimo.

### Effetti in *terminal stance*

- Distacco del tallone
- Baricentro del corpo ad altezza fisiologica
- Normale flessione del ginocchio sul lato gamba controlaterale
- Miglioramento del consumo di energia durante la deambulazione



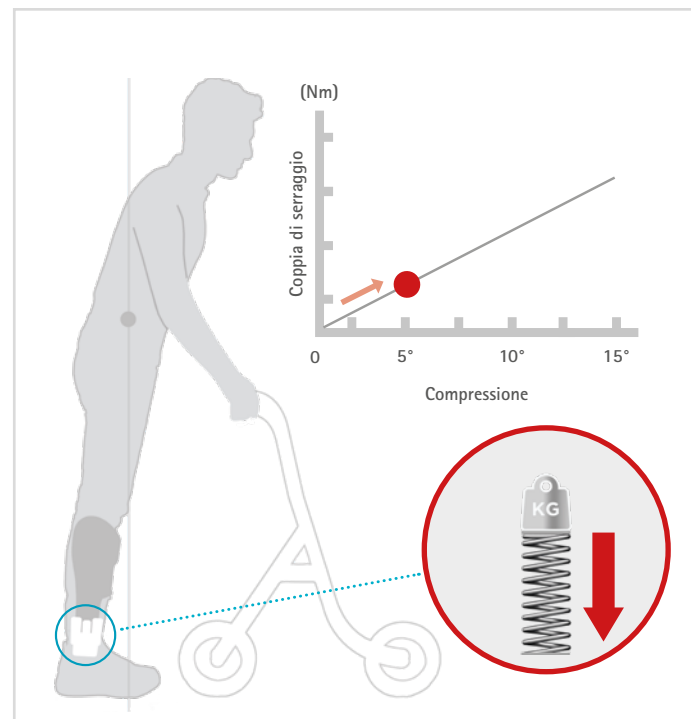
## Molle non precomprese



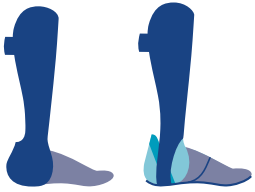
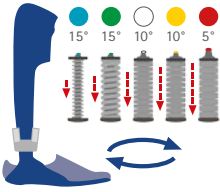
Le tradizionali molle a spirale devono essere fortemente compresse per produrre resistenza. La resistenza di base non presente, dovuta alla mancanza di precompressione, porta a un cedimento della molla sotto il carico nella posizione eretta e, a causa dell'assenza di sicurezza, a una posizione eretta e deambulazione instabili. Di conseguenza è necessario l'utilizzo di ausili come le stampelle sull'avambraccio o il deambulatore. Le mani pertanto vengono usate come appoggio.





In caso di debolezza dei flessori plantari, non è possibile l'attivazione dinamica della leva dell'avampiede, per cui manca il momento di estensione del ginocchio e la sicurezza di quest'ultimo viene ridotta.

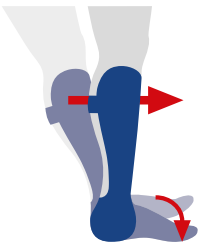
### Effetti in *terminal stance*

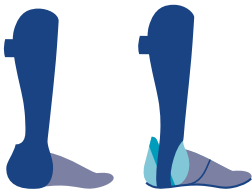
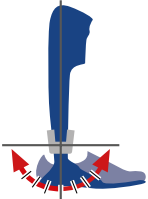
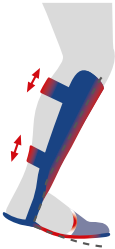

- Nessun distacco del tallone
- Baricentro del corpo troppo basso
- Flessione eccessiva del ginocchio sul lato gamba controlaterale
- Consumo eccessivo di energia durante la deambulazione



Svantaggi dei trattamenti precedenti	Caratteristiche di NEURO SWING	Descrizione
 <p data-bbox="145 751 331 804">Assenza di battuta dorsale dinamica</p>	 <p data-bbox="488 751 735 775">Battuta dorsale dinamica</p>	<p data-bbox="847 459 1490 743">L'attivazione della leva dell'avampiede richiede una battuta dorsale. La protesi parziale di piede NEURO SWING ha una battuta dorsale dinamica con unità elastica anteriore. In tal modo si raggiunge un equilibrio stabile e allo stesso tempo dinamico nella posizione eretta, un'estensione dinamica del ginocchio in <i>late mid stance</i> e un sollevamento fisiologico del tallone in <i>terminal stance</i>. Un prerequisite importante a tal fine è che le unità elastiche siano precomprese. La battuta dinamica dorsale impedisce un'eventuale iperestensione del ginocchio e lo spostamento del moncone nella protesi.</p>
 <p data-bbox="156 1331 325 1383">Forza elastica non modificabile</p>	 <p data-bbox="480 1331 745 1355">Forza elastica modificabile</p>	<p data-bbox="847 1038 1490 1289">I requisiti per una protesi possono cambiare, a volte drasticamente, nel corso della terapia o a causa di una revisione del moncone. Al fine di evitare un nuovo trattamento dispendioso, dovrebbe essere possibile adattare il trattamento protesico in caso di un cambiamento del moncone. Con la protesi parziale di piede NEURO SWING, la forza elastica può essere modificata sostituendo le unità elastiche anteriori e posteriori. A tal fine sono disponibili in tutto cinque unità elastiche con varie forze elastiche, da normale a estremamente elevata.</p>

Svantaggi dei trattamenti precedenti	Caratteristiche di NEURO SWING	Descrizione
 <p data-bbox="118 746 360 775">Struttura non regolabile</p>	 <p data-bbox="512 746 708 775">Struttura regolabile</p>	<p data-bbox="847 459 1490 711">Per ottenere una deambulazione fisiologica, è essenziale adattare i rapporti di leva della protesi al paziente (<i>tuning</i>). Grazie alla struttura regolabile, il tecnico ortopedico può anche reagire a un eventuale peggioramento del piede equino (vedere il capitolo "Alterazioni bio-meccaniche"). La protesi parziale di piede NEURO SWING può anche essere facilmente adattata ad altezze del tacco differenti. Così, un cambio di calzature è possibile senza problemi. Inoltre, si possono correggere errori minori di posizione nella tecnica di modellazione.</p>
 <p data-bbox="108 1326 370 1382">Nessun punto di rotazione definito</p>	 <p data-bbox="480 1326 742 1355">Punto di rotazione definito</p>	<p data-bbox="847 1038 1490 1291">Un punto di rotazione meccanico definito a livello del malleolo gioca un ruolo importante per la battuta dorsale dinamica e quindi per l'attivazione della leva dell'avampiede. Il movimento rotatorio centrato della protesi parziale di piede NEURO SWING evita che la scocca della parte inferiore della gamba si sposti sulla gamba o che la protesi di piede che non include il malleolo scivoli sul moncone (<i>shifting</i>) in caso di carichi elevati e/o prolungati. Un punto di rotazione definito è anche un prerequisito per una flessione plantare passiva.</p>

Svantaggi dei trattamenti precedenti	Caratteristiche di NEURO SWING	Descrizione
 <p data-bbox="105 751 373 775">Flessione plantare bloccata</p>	 <p data-bbox="478 751 746 775">Flessione plantare possibile</p>	<p data-bbox="847 496 1489 711">La flessione plantare passiva permette di abbassare il piede ed è un importante meccanismo di ammortizzazione degli urti durante la risposta al carico. Grazie alla libertà di movimento in flessione plantare con la protesi parziale di piede NEURO SWING, è possibile evitare un'eccessiva coppia di serraggio nel ginocchio in <i>loading response</i>. Questo permette un carico fisiologico del quadricipite e la flessione del ginocchio. Previene anche atrofie muscolari e contratture.</p>
 <p data-bbox="97 1331 381 1382">Nessuna funzione di leva del tallone</p>	 <p data-bbox="478 1331 746 1355">Funzione di leva del tallone</p>	<p data-bbox="847 946 1489 1386">La flessione plantare passiva è attivata dalla leva del tallone che va dal punto di appoggio del tallone al malleolo. Gli estensori dorsali controllano la funzione della leva del tallone per evitare un abbassamento incontrollato del piede. Questo controllo muscolare si perde quando gli estensori dorsali vengono rimossi durante l'amputazione. La protesi parziale di piede NEURO SWING permette la funzione di leva del tallone contro la resistenza dell'unità elastica posteriore poiché sono disponibili un punto di rotazione definito e la libertà di movimento nella flessione plantare. In questo modo, l'insorgenza di contratture può essere contrastata e si può favorire il ripristino di un'andatura fisiologica che sia il più simile possibile a quella normale. La resistenza dell'unità elastica posteriore può essere regolata con precisione in funzione della forza del controllo muscolare perso a causa dell'amputazione.</p>

Svantaggi dei trattamenti precedenti	Caratteristiche di NEURO SWING	Descrizione
 <p data-bbox="132 751 346 804">Nessuna libertà di movimento regolabile</p>	 <p data-bbox="507 751 721 804">Libertà di movimento regolabile</p>	<p data-bbox="847 493 1490 711">Dopo un intervento chirurgico o una revisione del moncone, l'immobilizzazione temporanea dell'articolazione tibiotarsica anatomica è appropriata in certi casi. Con la protesi parziale di piede NEURO SWING, la libertà di movimento può essere bloccata e ripristinata gradualmente. Questo permette un esatto adattamento all'ampiezza di movimento dell'articolazione anatomica dell'articolazione tibiotarsica risultante dall'amputazione.</p>
 <p data-bbox="102 1331 376 1355">Insorgenza di forze di taglio</p>	 <p data-bbox="464 1331 759 1355">Riduzione delle forze di taglio</p>	<p data-bbox="847 1007 1490 1321">Le forze di taglio devono essere evitate il più possibile affinché il moncone sensibile nella protesi sia protetto in modo ottimale. Questo requisito deve essere preso in considerazione soprattutto nel trattamento protesico dei diabetici poiché molti di questi pazienti non sono in grado di percepire gli stimoli. Il punto di rotazione definito e la battuta dorsale dinamica della protesi parziale di piede NEURO SWING impediscono il cosiddetto fenomeno di <i>shifting</i>, il quale produce forze di taglio sul moncone. Pericolosi picchi di pressione sul moncone possono anche essere minimizzati dal design mirato e personalizzato della parte del piede.</p>

Le amputazioni parziali del piede influenzano significativamente la biomeccanica della posizione eretta e della deambulazione. Il grado di limitazione dipende dal livello di amputazione e dalla conseguente perdita di strutture muscolari e ossee. Questa perdita si traduce in un accorciamento funzionale della leva dell'avampiede, un cambiamento dell'equilibrio muscolare tra flessori plantari ed estensori dorsali e una riduzione dello sviluppo della forza dei gruppi muscolari coinvolti nella posizione eretta e nella deambulazione.

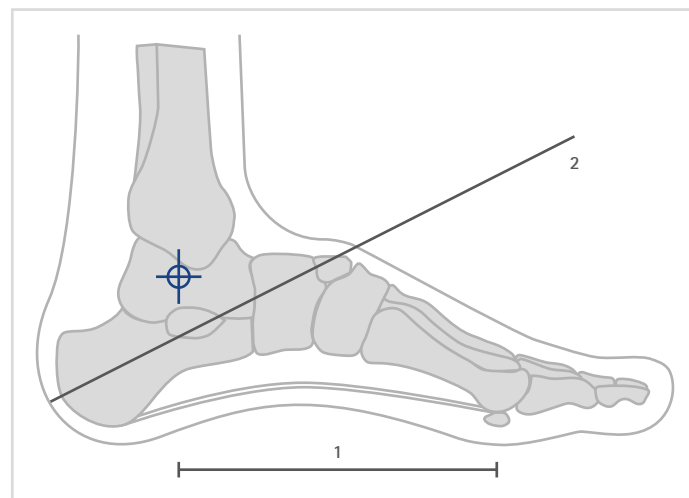
## Perdita di strutture ossee

Lo scheletro del piede costituisce la superficie d'appoggio e quindi la base statica per la posizione eretta e la deambulazione. Nella posizione eretta fisiologica, il carico è distribuito sul tallone e sulla zona metatarsale di alluce e mignolo, mentre durante l'andatura anche le dita dei piedi costituiscono una parte fondamentale della superficie di appoggio per il baricentro del corpo. Dopo un'amputazione parziale del piede, le strutture ossee dell'estremità distale del moncone limitano questa superficie di appoggio. Più corto è il moncone, più piccola è la superficie d'appoggio nella posizione eretta su una ed entrambe le gambe [Bau, pag. 135].



## Accorciamento strutturale della leva dell'avampiede

Nel piano sagittale, quando la lunghezza del moncone diminuisce, l'angolo del calcagno (2) e quindi l'arco longitudinale dell'arcata plantare si appiattisce, con conseguente aumento del piede equino e un accorciamento funzionale della lunghezza della gamba. La perdita di strutture ossee contribuisce significativamente all'accorciamento strutturale della leva dell'avampiede (1).



## Perdita di strutture muscolari

Con un'amputazione parziale del piede, i muscoli lunghi del piede vengono conservati. Nel corso dell'operazione, i muscoli plantari corti del piede e l'aponeurosi plantare sono utilizzati per la copertura dei tessuti molli durante la chiusura dell'estremità del moncone. Poiché sia i muscoli corti del piede sia l'aponeurosi plantare stabilizzano l'arco longitudinale dell'arcata plantare mediale, si aggrava ulteriormente l'appiattimento dell'angolo del calcagno causato dalla perdita delle strutture ossee.

La perdita delle strutture muscolari ha due effetti che influenzano significativamente la sicurezza della posizione eretta e della deambulazione:

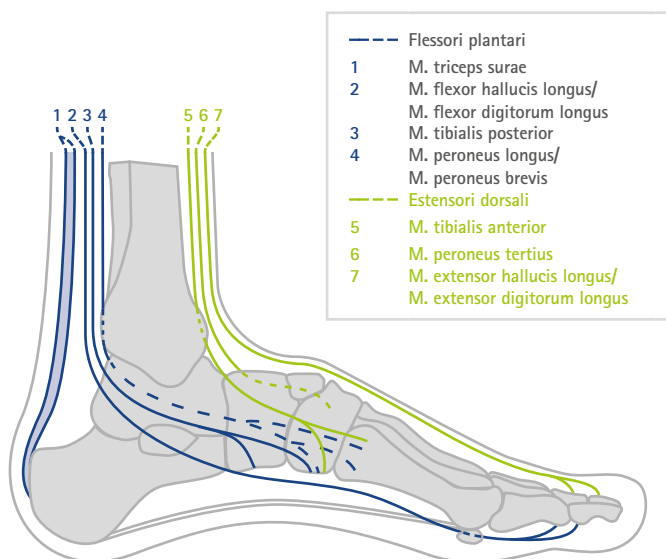
- un cambiamento nell'equilibrio muscolare;
- una riduzione dello sviluppo della forza.

## Cambiamento dell'equilibrio muscolare

I muscoli lunghi del piede interessati dall'amputazione perdono la loro inserzione nell'osso con conseguente squilibrio muscolare. Il muscolo tricipite della sura esercita un'elevata trazione dei flessori plantari sul moncone attraverso il tendine d'Achille, con la conseguente formazione di un piede equino (*pes equinus*). Più l'amputazione è prossimale, più gli estensori dorsali che controllano questa trazione perdono la loro inserzione. Questo squilibrio è particolarmente evidente nelle amputazioni Bona-Jäger o Chopart a causa della perdita del muscolo tibiale anteriore (vedere figura). A causa della posizione plantare del moncone, l'ampiezza di movimento dell'articolazione tibiotarsica superiore è fortemente limitata, il che può portare a contratture. Se il moncone è tenuto in leggera estensione dorsale durante il posizionamento del calco negativo in gesso, è possibile ottenere almeno un'ampiezza di movimento funzionale.

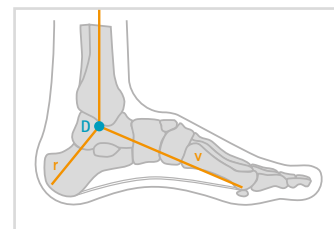
## Riduzione dello sviluppo di forza

La disattivazione dei muscoli lunghi e corti del piede associata all'amputazione riduce lo sviluppo della forza degli estensori dorsali e dei flessori plantari [Dil2, pag. 1328]. Entrambi i gruppi muscolari sono rilevanti per la posizione eretta e la deambulazione fisiologiche. I flessori plantari, per esempio, assicurano l'attivazione della leva dell'avampiede, mentre gli estensori dorsali assicurano l'elevazione del piede nella fase di oscillazione. L'entità di questa riduzione dipende dal numero di muscoli ancora funzionanti.



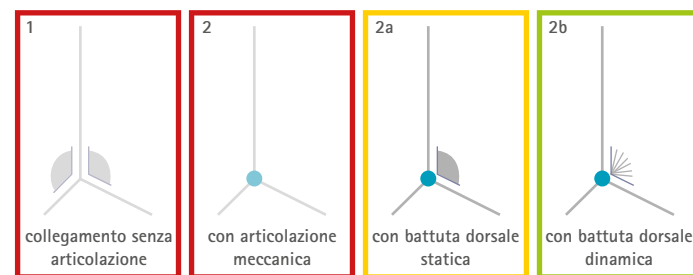
## Accorciamento funzionale della leva dell'avampiede

La biomeccanica della posizione eretta e della deambulazione è in gran parte determinata dall'azione del punto di rotazione anatomico (D) dell'articolazione tibiotarsica superiore in interazione con la leva dell'avampiede (v) e la leva del retro-piede (r).



Le limitazioni biomeccaniche in posizione eretta e durante la deambulazione nei pazienti con amputazioni parziali del piede sono dovute principalmente all'accorciamento della leva dell'avampiede. Se non c'è amputazione, la leva dell'avampiede è attivata dai flessori plantari e provoca un risparmio di energia nella posizione eretta e nella deambulazione. Durante la deambulazione avviene un distacco fisiologico del tallone, l'estensione del ginocchio e l'innalzamento del baricentro del corpo in *terminal stance*. Lo scopo di trattamento protesico è la compensazione della perdita di strutture ossee e muscolari causata dall'amputazione. Si basa sulla sostituzione delle strutture ossee rimosse con una leva meccanica dell'avampiede. Se non è più possibile un'attivazione fisiologica dei flessori plantari senza limitazioni, è necessario che anche la leva dell'avampiede venga attivata meccanicamente.

La leva dell'avampiede può essere attivata tramite un collegamento meccanico senza articolazioni alla leva dell'avampiede, come nella tecnica ortopedica classica (1). Tuttavia, per favorire e mantenere la mobilità dell'articolazione tibiotarsica superiore, l'attivazione avviene preferibilmente tramite un'articolazione meccanica (2) con una battuta dorsale statica (2a) o, meglio ancora, dinamica (2b).



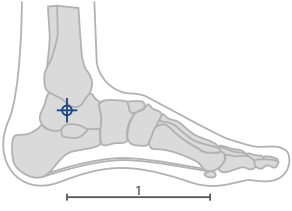


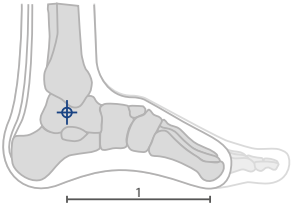

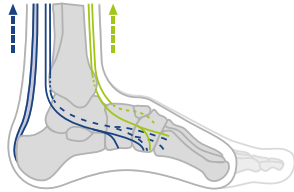



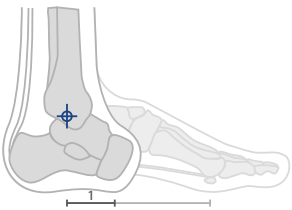


- 1 non raccomandato
- 2a raccomandato in misura limitata
- 2b raccomandato (stato dell'arte)



Per adattare in modo ottimale il trattamento protesico al paziente, è necessario tener conto delle condizioni individuali della muscolatura e delle ossa del piede. Per strutturare e sistematizzare i trattamenti protesici, le varie amputazioni sono assegnate a tipologie con medesimi requisiti per un trattamento protesico.

La classificazione tiene conto della lunghezza della leva dell'avampiede, dell'equilibrio muscolare tra i flessori plantari (FP) e gli estensori dorsali (ED) e dello sviluppo della forza degli estensori dorsali.

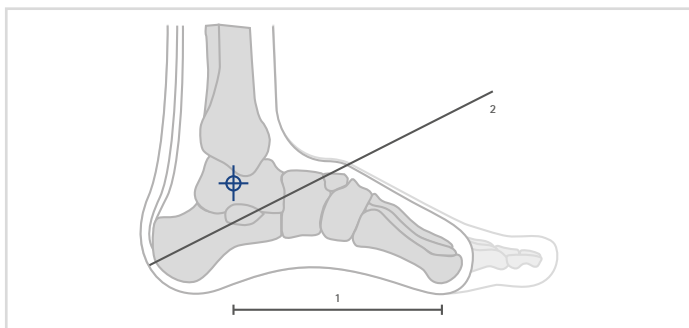
Esempio: per il tipo 1, le inserzioni dei flessori e degli estensori corti e lunghi delle dita del piede non sono più presenti, per cui lo sviluppo della forza degli estensori dorsali è limitato nonostante l'equilibrio muscolare.

Tipo	Amputazione	Leva dell'avampiede	Equilibrio muscolare	Sviluppo della forza
	nessuna amputazione			
		lunga	bilanciato	sviluppo completo della forza
1	metatarsofalangea transmetatarsale (Sharp)			
		lunga	bilanciato	sviluppo della forza limitato
2	transmetatarsale (Sharp-Jäger) tarsometatarsale (Lisfranc)			
		media	predominano i flessori plantari (FP)	sviluppo della forza ridotto
3	transtarsale (Bona-Jäger) transtarsale (Chopart)			
		corta	predominano fortemente i flessori plantari (FP)	nessuno sviluppo della forza

## Alterazioni biomeccaniche

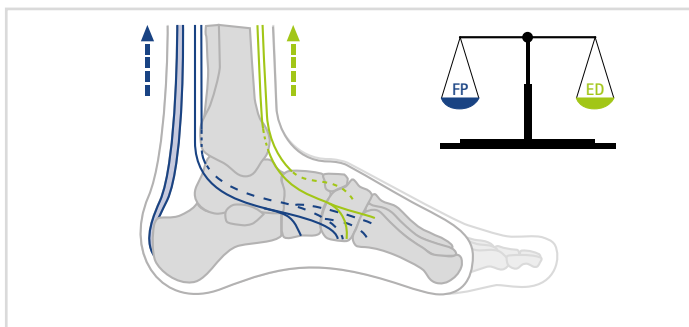
Il tipo 1 comprende monconi dopo la disarticolazione delle dita del piede, la resezione dei raggi o l'amputazione nella zona metafisaria delle teste metatarsali (Sharp).

La leva dell'avampiede rimane relativamente lunga (1). La superficie di appoggio è appena ridotta nella posizione eretta e nella fase di appoggio durante la deambulazione. L'angolo del calcagno è minimamente appiattito, motivo per cui il moncone presenta solo una leggerissima deformazione in piede equino (2) e la differenza di lunghezza delle gambe è minima.



Le inserzioni dei flessori corti e lunghi delle dita del piede non sono più presenti. La disattivazione di questi gruppi muscolari porta a una perdita di pretensionamento passivo nella fase di *pre swing*, eliminando il supporto di *push off* per iniziare la fase di oscillazione [For, pag. 42 e seg.].

L'equilibrio muscolare tra estensori dorsali e flessori plantari è bilanciato. Lo sviluppo della forza di entrambi i gruppi muscolari è quasi completamente normale [Dil2, pag. 1328].



## Protesi parziale di piede NEURO SWING

Composta da:

- scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba;
- parte del piede con invasatura del moncone;
- articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING.

### Scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba

La scocca anteriore alta per la parte inferiore della gamba aderisce alla tibia. Questo permette al paziente di applicare il suo peso corporeo direttamente alla protesi parziale di piede NEURO SWING, come se indossasse uno scarpone da sci. Questa caratteristica permette l'attivazione diretta della leva dell'avampiede tramite la battuta dorsale dinamica.

### Parte del piede con invasatura del moncone

Affinché il paziente possa eseguire il movimento nel modo più simile possibile a quello fisiologico, si raccomanda una parte del piede lunga e parzialmente flessibile (suola rigida con parte della punta flessibile).

**ATTENZIONE:** quando si trattano pazienti con sindrome del piede diabetico, è necessario costruire una parte del piede lunga e rigida invece di una parte del piede lunga e parzialmente flessibile.

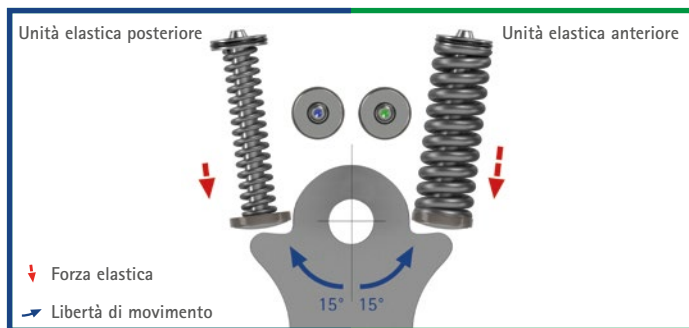
L'invasatura del moncone è parte integrante della protesi parziale del piede NEURO SWING e può essere fabbricata come una protesi delle dita del piede o collegata in modo permanente alla parte del piede. Per posizionare in modo ottimale la pelle e i tessuti molli sul moncone del piede, il moncone deve essere protetto dalla pressione e dalle forze di taglio. Oltre ad ammortizzare l'estremità del moncone, l'invasatura serve anche a sostituire le dita dei piedi.



## Articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING

### Unità elastiche da utilizzare

- Posteriore: codice colore blu (forza elastica normale, libertà di movimento max. 15°)
- Anteriore: codice colore verde (forza elastica intermedia, libertà di movimento max. 15°)



### Adattamento individuale alla protesi parziale del piede mediante:

- unità elastiche sostituibili, precomprese;
- struttura regolabile;
- libertà di movimento regolabile.

Tutte e tre le regolazioni sono modificabili singolarmente e senza effetti sulle altre impostazioni.

## Modalità d'azione della protesi parziale di piede NEURO SWING

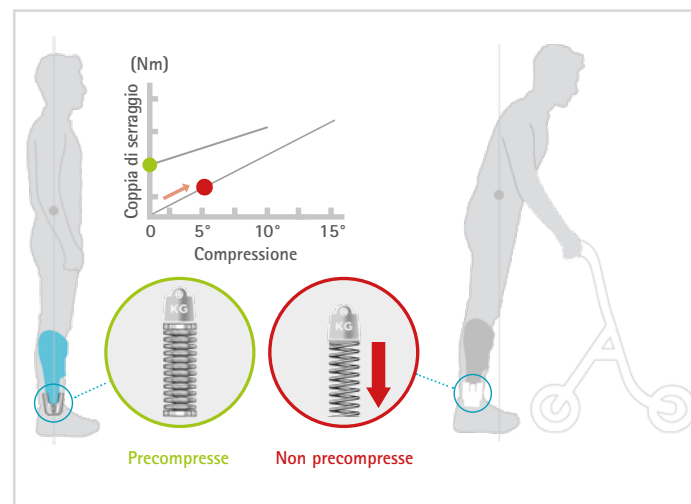
### Posizione eretta

La battuta dorsale dinamica attiva la leva meccanica dell'avampiede, fornendo così la superficie d'appoggio fisiologica e un equilibrio stabile. L'unità elastica verde dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING è precompressa e quindi genera già la coppia di serraggio per una resistenza di base sufficientemente elevata quando si è in posizione eretta (vedere la tabella riepilogativa).

### Deambulazione

Tra le fasi di *mid stance* e *terminal stance*, il movimento di avanzamento della tibia genera energia diretta all'unità elastica verde anteriore. La battuta dorsale dinamica permette il distacco del tallone e quindi una lunghezza del passo fisiologica.

Nella fase di *pre swing* questa energia viene rilasciata e, insieme alla parte del piede parzialmente flessibile, supporta la flessione del ginocchio nell'inizio della fase di oscillazione. La libertà di movimento dell'unità elastica di 15° nella direzione dell'estensione dorsale favorisce l'allungamento dei flessori plantari lunghi.



## Possibilità di trattamento precedenti

Fino a ora, i pazienti di questa tipologia sono stati trattati con una semplice compensazione del volume per la scarpa. In questo caso, il dispositivo di sostituzione delle dita del piede viene collocato nella scarpa senza attacchi oppure fissato a una soletta. Non viene eseguita alcuna compensazione funzionale.

Tale trattamento ha lo svantaggio che la compensazione del volume senza la necessaria soletta esercita una pressione elevata sul moncone nella scarpa durante la deambulazione. Questa pressione è causata dal fatto che l'estremità del moncone crea attrito contro la compensazione del volume perché si scontrano. Inoltre, non c'è sufficiente compensazione funzionale per la mancanza di flessione del ginocchio nell'inizio della fase di oscillazione.

## Indicazione per il trattamento di diabetici

In particolare nei pazienti con amputazioni dovute alla sindrome del piede diabetico, si deve prestare maggiore attenzione a evitare picchi di pressione sul moncone. Il moncone è immobilizzato per mezzo di una suola rigida che può essere integrata nella scarpa o come descritto direttamente nella protesi parziale di piede NEURO SWING.

## Scarpa

Una scarpa per una protesi parziale di piede NEURO SWING deve soddisfare, tra gli altri, i seguenti requisiti:

- volume interno con sufficiente spazio per l'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING;
- tallone fisso per una tenuta sicura della protesi parziale del piede NEURO SWING nella scarpa;
- suola esterna antiscivolo.

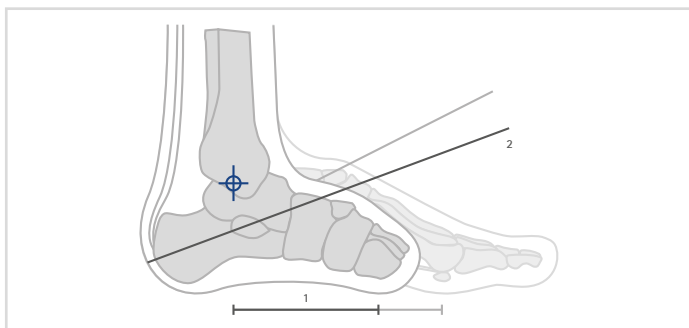
Le scarpe ortesiche URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE e CROSSROADS di FIOR & GENTZ soddisfano questi requisiti (la foto sottostante mostra la scarpa ortesica CROSSROADS in nero).



## Alterazioni biomeccaniche

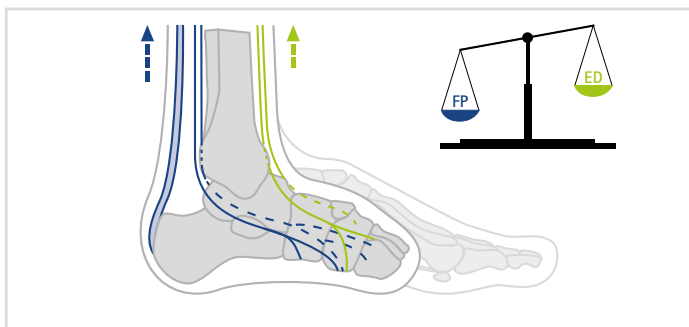
Il tipo 2 comprende monconi dopo l'amputazione nella regione metafisaria alle basi dei metatarsi (Sharp-Jäger) e monconi dopo l'amputazione tarso-metatarsale (Lisfranc).

La leva dell'avampiede è di media lunghezza (1) e la superficie d'appoggio è ridotta, causando limitazioni nella posizione eretta e nella deambulazione. L'appiattimento dell'angolo del calcagno (2) provoca una deformazione in piede equino e in una lieve differenza di lunghezza delle gambe.



Nel caso di rimozione completa dei metatarsi (Lisfranc), il ramo del muscolo tibiale anteriore che si inserisce nella base superiore del primo osso metatarsale viene rimosso. Oltre alle limitazioni descritte per il tipo 1, il controllo della flessione plantare e della supinazione legati al muscolo tricipite della sura diminuisce.

L'equilibrio muscolare tra estensori dorsali e flessori plantari è sbilanciato a favore dei flessori plantari. Lo sviluppo della forza, in particolare degli estensori dorsali, è notevolmente ridotto [Dil2, pag. 1328].



## Protesi parziale di piede NEURO SWING

Composta da:

- scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba;
- parte del piede con invasatura del moncone;
- articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING.

### Scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba

La scocca anteriore alta per la parte inferiore della gamba aderisce alla tibia. Questo permette al paziente di applicare il suo peso corporeo direttamente alla protesi parziale di piede NEURO SWING, come se indossasse uno scarpone da sci. Questa caratteristica permette l'attivazione diretta della leva dell'avampiede tramite la battuta dorsale dinamica.

### Parte del piede con invasatura del moncone

Affinché il paziente possa eseguire il movimento nel modo più simile possibile a quello fisiologico, si raccomanda una parte del piede lunga e parzialmente flessibile (suola rigida con parte della punta flessibile).

**ATTENZIONE:** quando si trattano pazienti con sindrome del piede diabetico, è necessario costruire una parte del piede lunga e rigida invece di una parte del piede lunga e parzialmente flessibile.

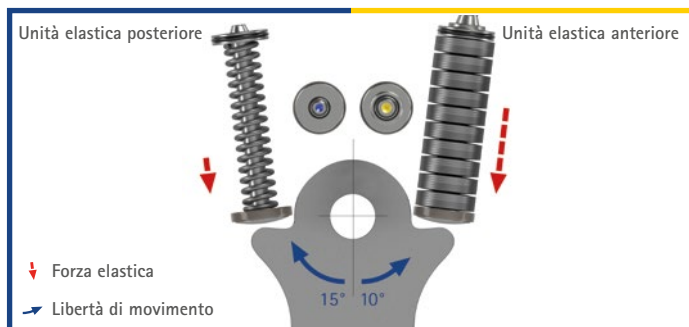
L'invasatura del moncone è parte integrante della protesi parziale del piede NEURO SWING e può essere fabbricata come una protesi del piede che non include il malleolo o collegata in modo permanente alla parte del piede. Per posizionare in modo ottimale la pelle e i tessuti molli sul moncone del piede, il moncone deve essere protetto dalla pressione e dalle forze di taglio. Oltre ad ammortizzare l'estremità del moncone, l'invasatura serve anche a sostituire l'avampiede. La lieve differenza di lunghezza delle gambe viene compensata dall'invasatura del moncone.



## Articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING

### Unità elastiche da utilizzare

- Posteriore: codice colore blu (forza elastica normale, libertà di movimento max. 15°)
- Anteriore: codice colore giallo (forza elastica molto elevata, libertà di movimento max. 10°)



### Adattamento individuale alla protesi parziale del piede mediante:

- unità elastiche sostituibili, precomprese;
- struttura regolabile;
- libertà di movimento regolabile.

Tutte e tre le regolazioni sono modificabili singolarmente e senza effetti sulle altre impostazioni.

## Modalità d'azione della protesi parziale di piede NEURO SWING

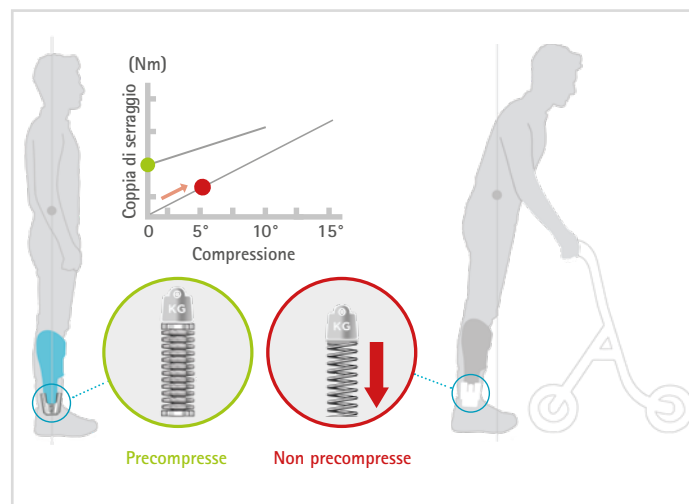
### Posizione eretta

La battuta dorsale dinamica attiva la leva meccanica dell'avampiede, fornendo così la superficie d'appoggio fisiologica e un equilibrio stabile. L'unità elastica gialla dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING è precompressa e quindi genera già la coppia di serraggio per una resistenza di base sufficientemente elevata quando si è in posizione eretta (vedere la tabella riepilogativa).

### Deambulazione

Nella fase di *mid stance* la parte del piede lunga parzialmente flessibile ripristina nuovamente la leva dell'avampiede, la quale viene attivata dalla fortissima unità elastica gialla dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING. La battuta dorsale dinamica permette un equilibrio stabile nella fase di *late mid stance* e un movimento di avanzamento della tibia controllato, contribuendo a una stabilità ottimale del ginocchio.

Nella fase di *terminal stance* la battuta dorsale dinamica fornisce mobilità sul punto di rotazione dell'articolazione meccanico definito nella direzione dell'estensione dorsale, estendendo i flessori plantari. La resistenza di base generata dalle unità elastiche precomprese permette il distacco del tallone e quindi una lunghezza del passo fisiologica. L'allungamento dei flessori plantari nella fase di *pre swing* supporta l'inizio della fase di oscillazione.



### Possibilità di trattamento precedenti

I pazienti di questo tipo finora sono stati spesso trattati con protesi di piede che non includono il malleolo (protesi dell'avampiede secondo Bellmann o protesi dell'avampiede in silicone) o con invasature del moncone con dispositivo di sostituzione dell'avampiede e ortesi per la parte inferiore della gamba.

Con le protesi di piede che non includono il malleolo, l'attivazione della leva dell'avampiede è possibile solo in misura limitata nonostante una buona adesione al piede (supporto per il tallone con le protesi di Bellmann; attrito statico con le protesi in silicone). In questo modo, in caso di carichi elevati o prolungati, è possibile che si verifichi lo scivolamento della protesi se l'avampiede è sottoposto a sollecitazione in *swing terminale* e *pre swing*.

L'insufficiente compensazione funzionale di una semplice invasatura del moncone deve essere compensata da una stabilizzazione con un'ortesi con telaio o un'ortesi prefabbricata per la parte inferiore della gamba. Tuttavia, la maggior parte delle ortesi con telaio non permette alcun movimento dell'articolazione tibiotarsica anatomica e quindi non aiuta a raggiungere la deambulazione fisiologica. Al contrario, molte ortesi prefabbricate per la parte inferiore della gamba non sono abbastanza stabili da ripristinare la leva dell'avampiede [Kai, pag. 6]. Inoltre, causano lo spostamento delle scocche dell'ortesi sulla gamba a causa della mancanza di un punto di rotazione definito. Le forze di taglio risultanti nella parte del piede esercitano una grande pressione sull'estremità sensibile del moncone.

### Indicazione per il trattamento di diabetici

In particolare nei pazienti con amputazioni dovute alla sindrome del piede diabetico, si deve prestare maggiore attenzione a evitare picchi di pressione sul moncone. Il moncone è immobilizzato per mezzo di una suola rigida che può essere integrata nella scarpa o come descritto direttamente nella protesi parziale di piede NEURO SWING.

### Scarpa

Una scarpa per una protesi parziale di piede NEURO SWING deve soddisfare, tra gli altri, i seguenti requisiti:

- volume interno con sufficiente spazio per l'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING;
- tallone fisso per una tenuta sicura della protesi parziale del piede NEURO SWING nella scarpa;
- suola antiscivolo che può essere modificata per compensare la differenza di altezza dovuta al piede equino.

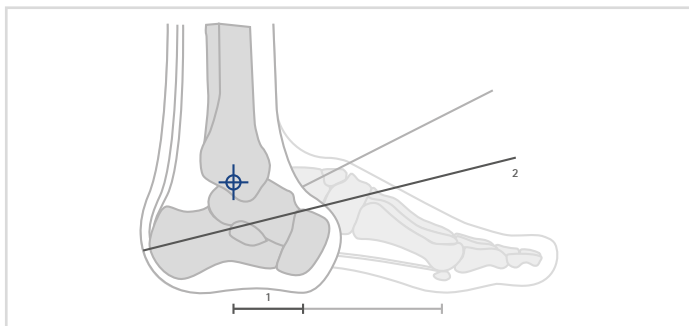
Le scarpe ortesiche URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE e CROSSROADS di FIOR & GENTZ soddisfano questi requisiti (la foto sottostante mostra la scarpa ortesica CROSSROADS in nero).



## Alterazioni biomeccaniche

Il tipo 3 comprende monconi dopo l'amputazione nella zona transtarsale (Bona-Jäger oppure Chopart).

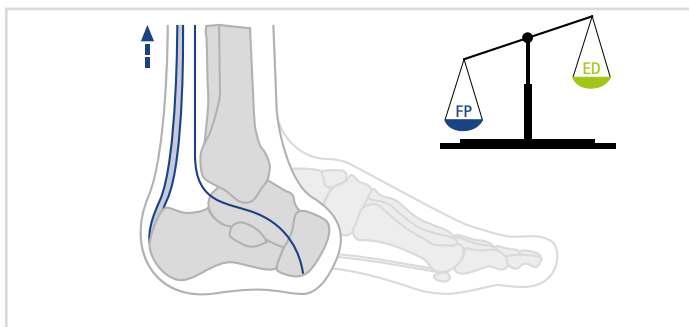
La leva dell'avampiede è corta (1) e la superficie di appoggio è molto ridotta, il che implica notevoli limitazioni in posizione eretta e durante la deambulazione. A causa dell'appiattimento dell'angolo del calcagno (2), si sviluppa una chiara deformazione in piede equino e una significativa differenza di lunghezza delle gambe.



In questo tipo, l'ultimo ramo del muscolo tibiale anteriore e il muscolo peroneo terzo eliminano tutte le inserzioni dei muscoli che controllano la flessione plantare e la supinazione del muscolo tricipite della sura. A causa della forte posizione di flessione plantare del moncone e della mancanza di libertà di movimento dell'articolazione tibiotarsica superiore, sussiste il rischio di sviluppare contratture dolorose.

L'equilibrio muscolare tra estensori dorsali e flessori plantari è sbilanciato con una netta predominanza dei flessori plantari.

Gli estensori dorsali non sviluppano alcuna forza rilevante ai fini del movimento [Dil2, pag. 1328].



## Protesi parziale di piede NEURO SWING

Composta da:

- scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba;
- parte del piede con invasatura del moncone;
- Articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING

**Scocca anteriore alta per parte inferiore della gamba**

La scocca anteriore alta per la parte inferiore della gamba aderisce alla tibia. Questo permette al paziente di applicare il suo peso corporeo direttamente alla protesi parziale di piede NEURO SWING, come se indossasse uno scarpone da sci. Questa caratteristica permette l'attivazione diretta della leva dell'avampiede tramite la battuta dorsale dinamica.

**Parte del piede con invasatura del moncone**

Affinché il paziente possa eseguire il movimento nel modo più simile possibile a quello fisiologico, si raccomanda una parte del piede lunga e parzialmente flessibile (suola rigida con parte della punta flessibile).

**ATTENZIONE:** quando si trattano pazienti con sindrome del piede diabetico, è necessario costruire una parte del piede lunga e rigida invece di una parte del piede lunga e parzialmente flessibile.

L'invasatura del moncone è parte integrante della protesi parziale del piede NEURO SWING e può essere fabbricata come una protesi del piede che non include il malleolo o collegata in modo permanente alla parte del piede. Per posizionare in modo ottimale la pelle e i tessuti molli sul moncone del piede, il moncone deve essere protetto dalla pressione e dalle forze di taglio. Oltre ad ammortizzare l'estremità del moncone, l'invasatura serve anche a sostituire l'avampiede e il mesopiede. La differenza di lunghezza delle gambe viene compensata all'invasatura del moncone e/o dalla scarpa.

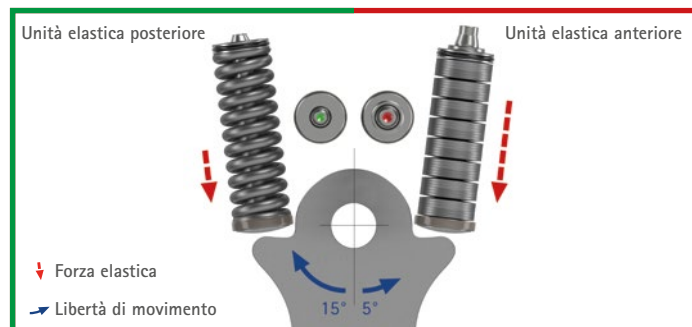




## Articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING

### Unità elastiche da utilizzare

- Posteriore: codice colore verde (forza elastica intermedia, libertà di movimento max. 15°)
- Anteriore: codice colore rosso (forza elastica estremamente elevata, libertà di movimento max. 5°)



### Adattamento individuale alla protesi parziale del piede mediante:

- unità elastiche sostituibili, precomprese;
- struttura regolabile;
- libertà di movimento regolabile.

Tutte e tre le regolazioni sono modificabili singolarmente e senza effetti sulle altre impostazioni.

## Modalità d'azione della protesi parziale di piede NEURO SWING

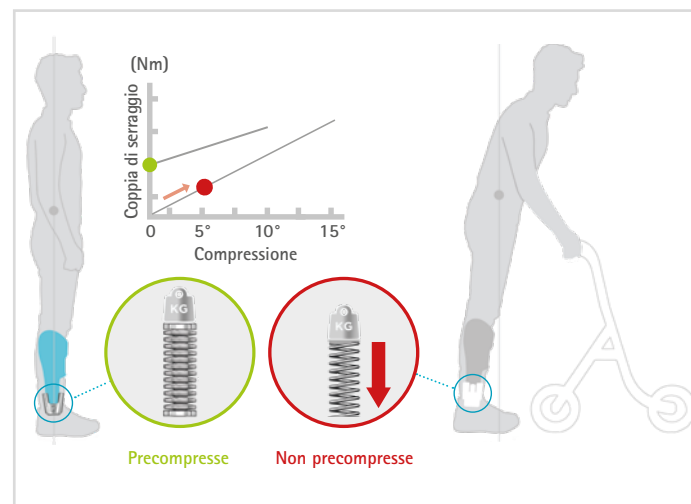
### Posizione eretta

La battuta dorsale dinamica attiva la leva meccanica dell'avampiede, fornendo così la superficie d'appoggio fisiologica e un equilibrio stabile. L'unità elastica rossa dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING è precompressa e quindi genera già la coppia di serraggio per una resistenza di base sufficientemente elevata quando si è in posizione eretta (vedere la tabella riepilogativa).

### Deambulazione

Nella fase di *mid stance* la parte del piede lunga parzialmente flessibile ripristina nuovamente la leva dell'avampiede, la quale viene attivata dalla forza estremamente elevata dell'unità elastica rossa dell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING. La battuta dorsale dinamica permette un equilibrio stabile nella fase di *late mid stance* e un movimento di avanzamento della tibia controllato, contribuendo a una stabilità ottimale del ginocchio.

Nella fase di *terminal stance* la battuta dorsale dinamica fornisce mobilità sul punto di rotazione dell'articolazione meccanico definito nella direzione dell'estensione dorsale, estendendo i flessori plantari. La resistenza di base generata dalle unità elastiche precomprese permette il distacco del tallone e quindi una lunghezza del passo fisiologica. L'allungamento dei flessori plantari in *pre swing* supporta l'inizio della fase di oscillazione.



### Possibilità di trattamento precedenti

I pazienti di questo tipo finora sono stati spesso trattati con protesi con telaio che includono il malleolo o protesi di piede che non includono il malleolo (protesi dell'avampiede secondo Bellmann o protesi dell'avampiede in silicone).

Le protesi di piede che non includono il malleolo, tuttavia, non forniscono ai pazienti una stabilità sufficiente e offrono una compensazione funzionale che risulta solo scarsa. Pertanto, questi trattamenti sono completati da ortesi per la parte inferiore della gamba (ortesi con telaio in carbonio oppure ortesi prefabbricate per la parte inferiore della gamba).

Proprio come le protesi con telaio che includono il malleolo, le ortesi con telaio in carbonio non permettono alcun movimento dell'articolazione tibiotarsica anatomica e quindi non aiutano a raggiungere la deambulazione fisiologica.

Al contrario, molte ortesi prefabbricate per la parte inferiore della gamba non sono abbastanza stabili da ripristinare la leva dell'avampiede [Kai, pag. 6]. Inoltre, causano lo spostamento delle scocche dell'ortesi sulla gamba a causa della mancanza di un punto di rotazione definito. Le forze di taglio risultanti nella parte del piede esercitano una grande pressione sull'estremità sensibile del moncone.

### Indicazione per il trattamento di diabetici

In particolare nei pazienti con amputazioni dovute alla sindrome del piede diabetico, si deve prestare maggiore attenzione a evitare picchi di pressione sul moncone. Il moncone è immobilizzato per mezzo di una suola rigida che può essere integrata nella scarpa o come descritto direttamente nella protesi parziale di piede NEURO SWING.

### Scarpa

Una scarpa per una protesi parziale di piede NEURO SWING deve soddisfare, tra gli altri, i seguenti requisiti:

- volume interno con sufficiente spazio per l'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING;
- tallone fisso per una tenuta sicura della protesi parziale del piede NEURO SWING nella scarpa;
- suola antiscivolo che può essere modificata per compensare la differenza di altezza dovuta al piede equino.

Le scarpe ortesiche URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE e CROSSROADS di FIOR & GENTZ soddisfano questi requisiti (la foto sottostante mostra la scarpa ortesica CROSSROADS in nero).



Per realizzare la situazione biomeccanica migliore possibile a seconda delle esigenze del paziente, è necessario che una protesi venga adattata in modo ottimale alla deambulazione patologica. Nell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING questo obiettivo viene raggiunto mediante unità elastiche intercambiabili, una struttura regolabile e la possibilità di impostare la libertà di movimento.

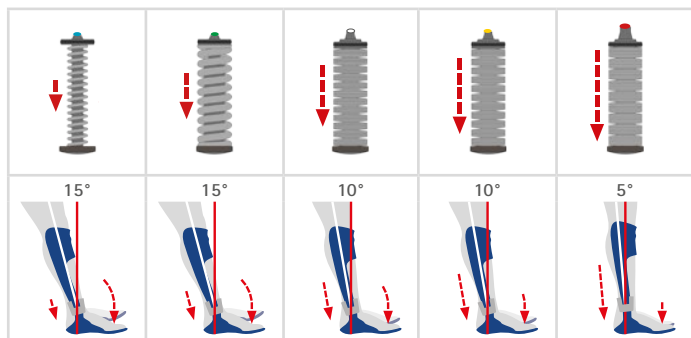
## Effetti sulla deambulazione in *initial contact* e *loading response*

Grazie alle unità elastiche intercambiabili, nell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING la forza elastica necessaria può essere adattata in modo ottimale alla deambulazione patologica. L'individuazione della forza elastica corretta è un processo di ottimizzazione nell'ambito del quale le funzioni devono essere attentamente soppesate l'una in relazione all'altra. Tuttavia, la possibilità di regolazione è un grande vantaggio per l'adattamento individuale delle protesi.

Grazie al punto di rotazione definito e alla libertà di movimento regolabile, l'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING consente una flessione plantare passiva e una funzione di leva del tallone fisiologica. L'entità della flessione plantare dipende dall'unità elastica scelta. L'abbassamento del piede viene controllato dall'unità elastica posteriore. Una normale forza elastica (unità elastica blu), in combinazione con una libertà di movimento di 15°, consente la massima funzione di leva del tallone.

La flessione plantare passiva viene controllata dal lavoro eccentrico del muscolo tibiale anteriore.

### Regolazione della funzione di leva del tallone

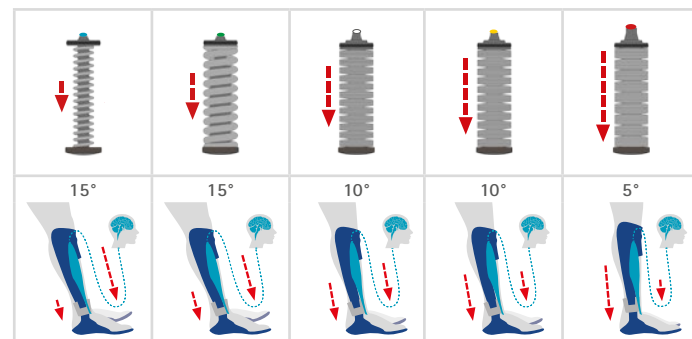


Più è bassa la forza elastica, più è marcata la funzione di leva del tallone.

L'entità di questo lavoro eccentrico, e di conseguenza l'intensità degli impulsi motori, sono influenzati dalla forza elastica e dalla libertà di movimento.

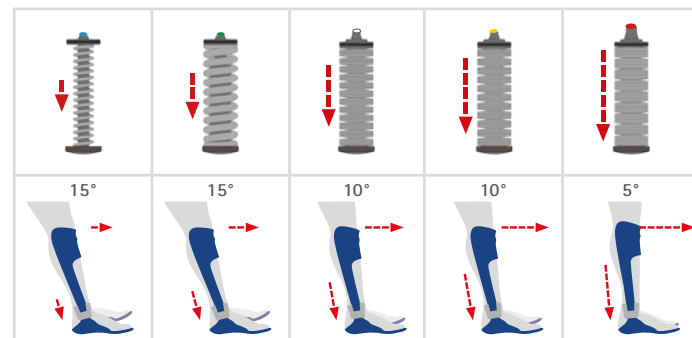
Poiché all'aumentare della forza elastica l'entità della flessione plantare passiva e della funzione di leva del tallone diminuisce, nel ginocchio viene indotto un momento di flessione sempre più elevato. Ne deriva pertanto un più rapido avanzamento della parte inferiore della gamba e un aumentato carico del quadricipite femorale. Una resistenza sempre maggiore alla flessione plantare ha come conseguenza una crescente flessione del ginocchio tra le fasi di *loading response* e *early mid stance*, nonché una minore flessione plantare massima [Kob, pag. 458].

### Regolazione del carico eccentrico del muscolo tibiale anteriore



Più è bassa la forza elastica, più è elevato il carico eccentrico del muscolo tibiale anteriore.

### Regolazione dell'avanzamento della parte inferiore della gamba



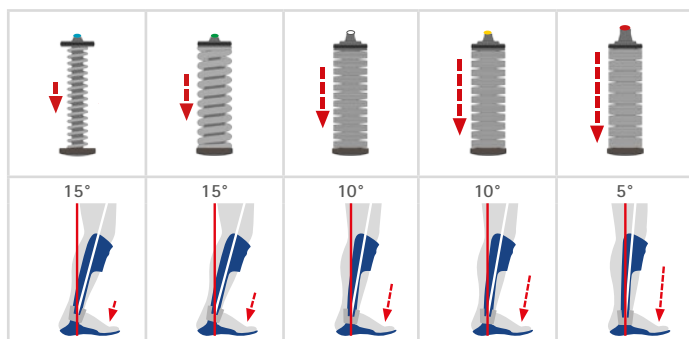
Più è elevata la forza elastica, più è marcato l'avanzamento della parte inferiore della gamba.

## Effetti sulla deambulazione in *mid stance*

Nella fase di *mid stance* avviene il movimento di avanzamento della parte inferiore della gamba contro la resistenza dell'unità elastica anteriore. Un'unità elastica rossa con forza elastica estremamente elevata provoca la massima resistenza. L'energia immagazzinata viene accumulata nelle molle a tazza. L'entità del movimento nell'articolazione tibiotarsica è limitata dalla libertà di movimento dell'unità elastica selezionata (5° – 15°). Per poter sfruttare pienamente la regolabilità della struttura della protesi in questa fase della deambulazione, si consiglia di prendere in considerazione un'antiflessione della parte inferiore della gamba di 10° – 12°. Con questa antiflessione si hanno i rapporti di leva ottimali [Owe, pag. 257]. Questa regolazione della struttura della protesi può essere effettuata direttamente sull'articolazione.

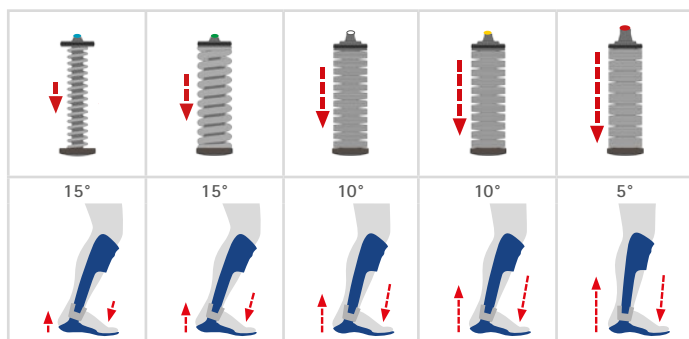
## Effetti sulla deambulazione in *terminal stance*

### Regolazione della resistenza contro l'estensione dorsale



Più è alta la forza elastica, più è elevata la resistenza contro l'estensione dorsale.

### Regolazione del distacco del tallone



Più è alta la forza elastica, prima avviene il distacco del tallone.

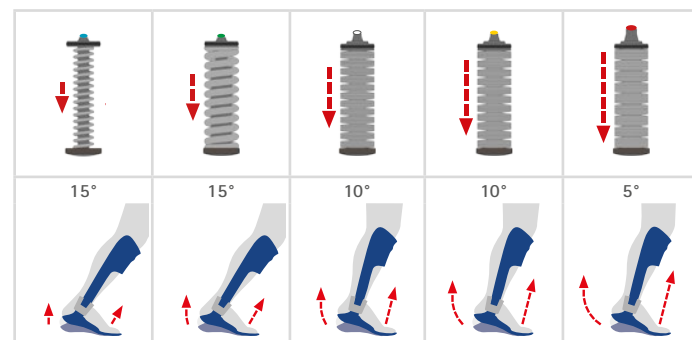
Tra le fasi di *late mid stance* e *terminal stance*, l'unità elastica anteriore compressa provoca il distacco del tallone dal terreno. Con una forza elastica molto elevata e una libertà di movimento di 5°, il distacco del tallone avviene prima di quanto accada con una normale forza elastica e una libertà di movimento di 15°.

## Effetti sulla deambulazione in *pre swing*

Nella fase di *pre swing* avviene la restituzione dell'energia immagazzinata nell'unità elastica anteriore. Poiché l'unità elastica con forza elastica estremamente elevata è in grado di immagazzinare la maggior parte dell'energia, l'accelerazione della gamba nel movimento di avanzamento (*push off*) viene supportata al massimo. Nel caso di AFO con forze elastiche elevate e libertà di movimento definita, il *push off* può contribuire a determinare un avvicinamento a un tipo di deambulazione più fisiologico in *pre swing* [Des, pag. 150]. Le unità elastiche con la massima libertà di movimento fanno sì anche che il piede compia il percorso più lungo per ritornare nella posizione zero-neutra.

## Effetti sulla deambulazione nella fase di oscillazione

### Regolazione del recupero di energia per il *push off*



Più è alta la forza elastica, più è elevato il recupero di energia per il *push off*.

Nell'articolazione tibiotarsica modulare NEURO SWING ciascuna delle cinque unità elastiche è sufficientemente forte da mantenere il piede nella posizione zero-neutra o in lieve estensione dorsale e quindi consentire nella fase di *initial contact* che il tallone tocchi il suolo. Questa posizione è il presupposto più importante per la funzione di leva del tallone e una fase di *loading response* fisiologica [Nol, pag. 659].

### Amputazione

Rimozione chirurgica o perdita traumatica di una parte del corpo. Nel caso di un'amputazione maggiore il taglio viene eseguito nella zona della gamba inferiore o superiore. Perciò l'articolazione tibiotarsica viene rimossa. Nel caso di un'amputazione minore, l'articolazione tibiotarsica viene conservata.

### Aponeurosi plantare

Fascia tendinea sulla pianta del piede. L'aponeurosi plantare ha origine nel calcagno (osso del tallone) e scorre a forma di V nelle capsule articolari delle articolazioni metatarsofalangee e nei tendini terminali dei flessori dell'alluce all'articolazione metatarsofalangea.

### Articolazione tarsometatarsale

(dal latino *articulatio tarsometatarsalis*): linea articolare di Lisfranc; connessioni articolate tra le singole ossa del tarso e le ossa metatarsali (ossa del metatarso da 1 a 5).

### Articolazione tibiotarsica superiore

(dal latino *articulatio talocruralis*): insieme all'articolazione tibiotarsica inferiore, l'articolazione tibiotarsica superiore è una delle due articolazioni tra la parte inferiore della gamba e il tarso. È un'articolazione a cerniera pura, composta da tibia e perone della gamba inferiore e dall'astragalo del tarso e stabilizzata da una capsula articolare e diversi legamenti. L'articolazione tibiotarsica superiore è principalmente responsabile della ↑flessione plantare e dell'↑estensione dorsale del piede.

### Articolazioni metatarsofalangee

Articolazioni delle dita dei piedi; articolazioni tra le ossa metatarsali (metatarso) e le prime falangi (falangi prossimali).

### Atrofia muscolare

(dal greco *atrophia* = consunzione, emaciamento): diminuzione visibile del volume di un muscolo scheletrico a causa della sua minore sollecitazione.

### Attrito statico

Il movimento di due corpi in contatto è ridotto dalla proprietà di adesione dei loro materiali.

### Battuta dorsale

Elemento costruttivo di un'ortesi che limita il grado di ↑estensione dorsale. Con una battuta dorsale, la ↑leva dell'avampiede si attiva con la conseguente

creazione di una superficie di sostegno. Inoltre, la battuta dorsale insieme alla parte del piede di un'ortesi comporta un momento di estensione del ginocchio e, dalla fase di *terminal stance*, il distacco del tallone dal suolo.

### Contatto finale

Contatto completo della superficie di un moncone con la tomaia circostante.

### Contrattura

(dal latino *contrahere* = contrarsi): accorciamento permanente e/o ritiro involontario di un tessuto, ad esempio di determinati muscoli o tendini. Porta a una limitazione del movimento con o senza possibilità di regressione e/o a un vizio di postura forzato nelle articolazioni adiacenti. Vi sono contratture elastiche e rigide.

### Controindicazione

(dal latino *contra* = contro, in opposizione; dal latino *indicare*): circostanza che impedisce l'uso o l'uso prolungato di un determinato farmaco o una misura a scopo terapeutico.

### Copertura dei tessuti molli

Copertura delle ossa recise in un'amputazione con tessuti molli come pelle, muscoli o grasso sottocutaneo. Nelle amputazioni parziali del piede eseguite dal collo del piede, le strutture dei tessuti molli portanti della pianta del piede possono essere utilizzate per coprire il moncone.

### Dinamico

(dal greco *dynamikos* = che ha un effetto, forte): che presenta un movimento caratterizzato da oscillazione ed energia

### Disarticolazione

Amputazione di un arto che passa attraverso un'articolazione. L'osso ↑prossimale rimane completamente intatto. Una disarticolazione dell'alluce si riferisce all'amputazione di un ↑raggio in cui l'articolazione metatarsofalangea è recisa.

### Distale

(dal latino *distare* = trovarsi lontano): che si trova lontano dal centro del corpo. L'opposto di distale è ↑prossimale.

### Dolore fantasma

Il dolore dell'arto fantasma si sente dopo un'amputazione nella parte del corpo che non è più presente. Il paziente può di solito localizzarlo molto precisamente al di fuori del corpo.

### Dorsale

(dal latino *dorsum* = lato posteriore, schiena): facente parte della schiena e/o del lato posteriore, posto sul lato posteriore. Definizione della posizione per quanto riguarda il piede: sul lato del dorso del piede.

### Edema

(dal greco *oidema* = gonfiore): accumulo di acqua, ritenzione idrica; fuoriuscita di liquido dai vasi che si accumula nello spazio intercellulare.

### Estensione dorsale

Sollevamento del piede. Movimento contrario rispetto alla ↑flessione plantare. In inglese è chiamata *dorsiflexion*, in quanto si riduce l'angolo tra parte inferiore della gamba e piede (flessione). Funzionalmente, però, c'è un movimento di allungamento nel senso di un'estensione. I muscoli che provocano questo movimento sono chiamati estensori dorsali.

### Estetica

Nel campo della protesi, per estetica si intende la progettazione di una protesi o di un rivestimento di protesi per imitare al meglio l'immagine reale della parte del corpo che si va a sostituire.

### Fisiologico

(dal greco *physis* = natura; *logos* = scienza): riguardante i processi vitali naturali.

### Flessione plantare

Abbassamento del piede. Movimento contrario rispetto all'↑estensione dorsale. I muscoli che provocano questo movimento sono chiamati flessori plantari.

### Forma unitaria

Nell'ingegneria meccanica, questo termine si riferisce all'incastro senza interruzioni di due pezzi per impedire il movimento. Nella tecnologia ortopedica, l'espressione "forma unitaria" viene utilizzata quando il bordo superiore di un ausilio (ad esempio la tomaia di una protesi) è collegata alla struttura anatomica (ad es. il moncone) in modo continuo.

### Forze di taglio

Le forze di taglio sono forze meccaniche in cui le superfici vengono spostate in direzioni opposte l'una all'altra.

### Funzione di leva del tallone

(in inglese *heel rocker*): comprende il movimento di rotazione completo del piede attorno al ↑punto di appoggio del tallone. Nell'articolazione tibiotarsica anatomica ha luogo tra *initial contact* e *loading response*: da *terminal swing* a *initial contact*, la gamba oscillante "cade" al suolo da un'altezza di ca. 1 cm. La forza di reazione al suolo inizia ad agire nel punto di appoggio del tallone. Il suo vettore (linea tratteggiata) ha un decorso ↑dorsale dal malleolo. Con la ↑leva del tallone così generata si ottiene un momento di flessione plantare nel malleolo che abbassa il piede. Il ↑muscolo tibiale anteriore svolge un lavoro eccentrico contro questo movimento e permette così l'abbassamento controllato del piede.

### Gestione delle ferite

Trattamento strutturato e interdisciplinare delle ferite in ambito clinico. Dopo un'amputazione, un trattamento accurato della ferita mira ad abbreviare il processo di guarigione della ferita e ad aumentare il tasso di guarigione. In tal modo si creano le basi ottimali per un trattamento ortesico.

### Interdisciplinare

(dal latino *inter* = tra): relativo alla collaborazione tra diversi settori; multidisciplinare.

### Laterale

(dal latino *latus* = fianco, lato): situato sul lato, non rivolto verso il centro del corpo.

### Leva dell'avampiede

Braccio di leva anatomico che va dall'articolazione tibiotarsica superiore fino alle articolazioni metatarsofalangee.

### Leva del tallone

Una leva che ha il ↑punto di appoggio del tallone come punto di rotazione e la distanza tra questo punto e l'articolazione tibiotarsica anatomica come braccio di leva. Nella fase di *initial contact*, la forza di reazione al suolo con decorso ↑dorsale dal malleolo induce una rotazione attorno al ↑punto di appoggio del tallone.

**Mediale**

(dal latino *medius* = intermedio): che occupa il centro, orientato verso il centro del corpo, situato verso il centro.

**Metafisi**

(dal greco *meta* = tra, in mezzo; *physis* = natura): sezione delle ossa lunghe tra il corpo dell'osso (diafisi) e l'estremità che forma l'articolazione (epifisi), la quale consiste di tessuto osseo caratterizzato da un aspetto spugnoso (↑tessuto osseo spugnoso).

**Muscolo quadricipite**

Muscolo quadricipite femorale: muscolo quadricipite estensore della coscia. Il più grande muscolo corporeo che determina l'estensione della parte inferiore della gamba nell'articolazione del ginocchio. È composto dai seguenti muscoli: retto femorale, vasto mediale, vasto laterale e vasto intermedio.

**Muscolo tibiale anteriore**

Muscolo anteriore della tibia: muscolo anteriore della gamba. Muscolo che si estende dalla tibia al bordo mediale del piede che realizza l'↑estensione dorsale del piede.

**Muscolo tricipite della sura**

Muscolo tricipite del polpaccio. Definizione riassuntiva per il ↑muscolo gastrocnemio bicipite e il ↑muscolo soleo.

**Ortesi/protesi con telaio (in carbonio)**

Ausilio che include il malleolo fabbricato a mano in carbonio. La parte del piede è collegata al lato ↑mediale e ↑laterale con la scocca anteriore per la parte inferiore della gamba. Il paziente indossa l'ortesi o la protesi dal lato ↑dorsale infilandosela.

**Ossa metatarsali**

Ossa del metatarso: ossa della zona centrale del piede. Queste cinque ossa lunghe formano il metatarso e ciascuna è composta dalla base prossimale, dal corpo e dalla testa distale. La base forma il passaggio al tarso, la testa il passaggio al dito del piede.

**Osso navicolare**

Osso navicolare: scafoide. Osso del tarso.

**Patologico**

(dal greco *pathos* = dolore; patologia): dall'alterazione morbosa.

**Perforazione**

(dal latino *perforare* = perforare): puntura o perforazione di un tessuto che circonda una cavità del corpo. Le ossa appuntite, per esempio, possono perforare il tessuto di copertura dopo un'amputazione se non sono arrotondate.

**Piano sagittale**

(dal latino *sagitta* = freccia): piano che taglia il corpo in senso antero-posteriore. Visto di fronte, il piano sagittale appare come una linea.

**Picco di pressione**

Durante la deambulazione viene esercitata pressione sulla suola del piede. L'entità della pressione dipende dal carico. Nel caso di una prominenza ossea, la pressione è particolarmente alta. Questo valore elevato è chiamato picco di pressione.

**Piede equino**

Fissazione del piede in ↑flessione plantare sollevando il tallone. Mentre si cammina il tallone non tocca il suolo, assumendo l'aspetto dello zoccolo di un cavallo (da qui il nome).

**Plantare**

(dal latino *planta* = pianta del piede): relativo alla pianta del piede, a livello della suola.

**Posizione zero-neutra**

Definisce la posizione del corpo che un individuo assume nella normale posizione eretta, con i piedi all'incirca alla larghezza del bacino. Dalla posizione zero-neutra si evince l'entità del movimento di un'articolazione.

**Prossimale**

(dal latino *proximus* = prossimo): che si trova vicino al centro del corpo. L'opposto di prossimale è ↑distale.

**Protesi di Bellmann**

Protesi di piede che non include il malleolo sviluppata dal tecnico ortopedico svizzero Dieter Bellmann. È realizzata a mano e consiste in una tomaia flessibile, un bordo per la rullata in carbonio e un sostituto dell'avampiede in schiuma. La tenuta sul piede è ottenuta mediante un ↑supporto per il tallone con cinturino a benda.

## Punto di appoggio del tallone

Punto in cui il tallone tocca prima il suolo nella fase di *initial contact*.

## Push off

Spinta delle dita del piede sul suolo nella fase di *pre swing*, con la conseguente accelerazione della gamba nel movimento di avanzamento.

## Raggio

Un raggio è costituito da un osso metatarsale e dalle relative falangi.

## Resezione del raggio

Amputazione di un raggio completo alla base dell'osso metatarsale.

## Revisione del moncone

Nuova amputazione causata da complicazioni in corrispondenza del moncone. Una revisione del moncone si traduce quindi in un accorciamento di quest'ultimo.

## Shifting

Movimento della protesi contro l'estremità del moncone mentre si cammina.

## Statico

(dal greco *statikos* = che equilibra, che fa stare eretto): relativo all'equilibrio delle forze, alla staticità; in equilibrio, che si trova in posizione di riposo, fermo.

## Supinazione

(dal latino *supinare* = muovere all'indietro, posizionare dietro): rotazione all'infuori del piede attorno al suo asse longitudinale verso l'esterno, ovvero sollevamento del bordo interno del piede. I muscoli che provocano questo movimento sono chiamati supinatori.

## Supporto per il tallone

Fissazione del tallone tramite l'elemento costruttivo di una tomaia della protesi.

## Tessuto osseo spugnoso

(dal latino *spungia* = spugna): tessuto interno dell'osso dall'aspetto spugnoso, costituito da sottili tubercoli ossei (trabecole). Il tessuto osseo spugnoso è racchiuso in uno strato osseo compatto.

## Tibia

(dal latino *tibia* = "tibia"): la più forte delle due ossa della parte inferiore della gamba, la quale fa parte sia dell'articolazione del ginocchio sia dell'articolazione tibiotarsica.

## Transmetatarsale

(dal latino *trans* = oltre, sopra; *metatarsalia* = osso metatarsale): in un'amputazione transmetatarsale, la linea di amputazione attraversa tutte e cinque le ossa metatarsali.

## Transtarsale

(dal latino *trans* = oltre, sopra; *tarsus* = tarso): in un'amputazione transtarsale, la linea di amputazione attraversa le ossa tarsali.

## Tutore a stivale per artrodesi

Un tutore a stivale per artrodesi blocca completamente il movimento dell'articolazione tibiotarsica. Oltre alla copertura volta a favorire la stabilizzazione, nel tutore a stivale sono incorporati un cinturino di supporto e una suola specifica per facilitare il movimento di rullata, ed è per questo che un tutore a stivale per artrodesi può anche essere definito come uno stivale per immobilizzare l'articolazione e favorire la rullata.

## Ulcera

(dal latino *ulcus*): ulcera.



- | Abbr.  | Fonte   | Pagina             | Abbr.  | Fonte   | Pagina     |
|--------|---|--------------------|--------|---|------------|
| [Bau]  | Baumgartner R, Stinus H (2001): <i>Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes</i> . Stoccarda: Thieme. _____   | 5, 10, 15, 28      | [Kob]  | Kobayashi T, Leung AKL et al. (2013): The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. <i>Gait &amp; Posture</i> 37(3): 457-459. _____   | 53         |
| [Brü]  | Brückner L (2009): Amputationen am Fußskelett und Hilfsmittelversorgung. <i>Trauma Berufskrankheit</i> 7 (Suppl. 1): 177-184. _____   | 7, 14              | [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          |
| [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 &amp; Posture</i> 24(2): 142-151. _____                        | 55                 | [No]   | 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         |
| [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                  | [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         |
| [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 &amp; Development</i> 45(9): 1317-1334. _____ | 14, 30, 34, 40, 46 | [Per]  | Perry J, Burnfield JM (2010): <i>Gait Analysis – Normal and Pathological Function</i> , 2 <sup>a</sup> edizione. Thorofare: Slack. _____  | 8          |
| [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              | [Schä] | Schäfer M, Baumeister T (2019): Prothetische Versorgung nach Amputation im Fuß. <i>Fuß &amp; Sprunggelenk</i> 17: 155-170. _____  | 15, 16, 17 |
| [Gre]  | Greitemann B. (2017): Technisch orthopädische Versorgung nach Amputationen am Fuß. <i>Trauma und Berufskrankheit</i> (Suppl. 2): 158-162. _____   | 8, 9               | [Spo]  | Spoden M (2019): Amputationen der unteren Extremität in Deutschland – Regionale Analyse mit Krankenhausabrechnungsdaten von 2011 bis 2015. Zentralinstitut für die kassenärztliche Versorgung in Deutschland. <i>Versorgungsatlas-Bericht</i> Nr. 19/03. Berlino. _____ | 2, 6       |
| [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 &amp; 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                  |        |   |            |

Lined writing area for page 66, consisting of 25 horizontal lines.

Lined writing area for page 67, consisting of 25 horizontal lines.



# Configuratore orteseico

PR0268-IT-2023-06

**FIOR & GENTZ**

Gesellschaft für Entwicklung und Vertrieb von orthopädietechnischen Systemen mbH

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

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

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