

Guide

Amputations partielles du pied

Un concept d'appareillage prothétique de patients après amputations sous l'articulation de la cheville

2^e édition



Introduction

Chaque année plus de 50 000 personnes subissent en Allemagne une amputation partielle du pied [Spo, p. 5]. Après l'amputation, une prothèse remplace l'extrémité disparue. Elle doit permettre au patient ou à la patiente de pouvoir à nouveau se tenir debout et marcher aussi physiologiquement que possible.

Des connaissances anatomiques et physiologiques de base sont indispensables pour atteindre cet objectif. L'orthopédiste a, pour cela, la tâche complexe de fournir au patient ou à la patiente la meilleure prothèse possible. L'appareillage prothétique suit généralement des concepts traditionnels en fonction du niveau de l'amputation. Mais ce domaine comporte encore une importante réserve de potentiel.

Grâce à l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING, il est possible d'examiner sous un nouvel angle critique nombre de concepts prothétiques obsolètes et insuffisants proposés aux patients et patientes après une amputation partielle du pied. Le présent document a été rédigé pour créer une base solide et présenter de nouvelles options pour la prise en charge prothétique de ces patients et patientes. Il a fallu établir une classification comprenant trois types différents d'appareillage pour élaborer le fondement du concept d'appareillage présenté ici. Les propositions d'appareillage qui en ressortent reposent sur des expériences pratiques et des données scientifiques portant toutes sur l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING.

Notre guide n'a pas la prétention d'être parfait. Il a plutôt pour but d'aider à aborder d'une autre façon l'appareillage prothétique pour les personnes amputées partiellement du pied.

Nous sommes reconnaissants d'avoir pu compter sur le soutien de nos clients pour la planification et la production des premières prothèses partielles de pied NEURO SWING. Nous adressons également un grand merci aux patients et patientes qui ont eu le courage de tester un nouveau type d'appareillage.

Nous aimerions, avec ce guide, ouvrir de nouvelles voies pour une meilleure prise en charge prothétique des patients et patientes ayant subi une amputation partielle du pied. Nous vous invitons à nous accompagner dans cette démarche.

Votre équipe FIOR & GENTZ

page de titre : patient (amputation partielle du pied de Lisfranc, classification type 2), appareillé avec une prothèse partielle de pied NEURO SWING

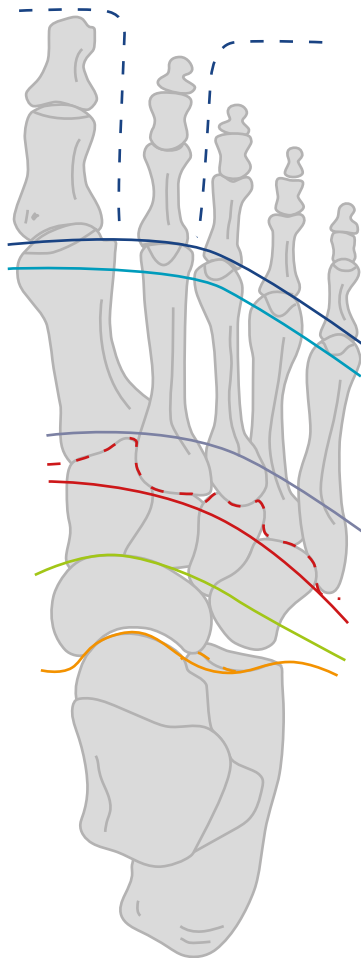
Table des matières

Amputations partielles du pied	
Causes d'une amputation	6
Chiffres sur les amputations partielles du pied	6
Complications	7
Objectif thérapeutique	
Station debout et marche physiologiques	8
Le travail en équipe interdisciplinaire	10
L'appareillage prothétique pour amputations partielles du pied	
Critères exigés d'un appareillage prothétique	12
Problèmes des appareillages prothétiques utilisés jusqu'ici	14
Nouvelles possibilités offertes par la prothèse partielle de pied NEURO SWING	17
Avantages fonctionnels de la prothèse partielle de pied NEURO SWING	
Mécanismes de ressort précomprimés	18
Ressorts sans précompression	19
Caractéristiques de la NEURO SWING	20
Répercussions biomécaniques	
Perte de structures osseuses	28
Perte de structures musculaires	29
Raccourcissement fonctionnel du levier de l'avant-pied	31
Classification des amputations partielles du pied	32
Appareillages proposés	
Appareillage proposé pour type 1	34
Appareillage proposé pour type 2	40
Appareillage proposé pour type 3	46
Influencer la marche en réglant la force de rappel	52
Glossaire	
à partir de la page	56
Bibliographie	
à partir de la page	64

Les amputations désignent l'ablation chirurgicale de tout ou d'une partie d'un membre. On distingue, en fonction de leur gravité, les amputations majeures et les amputations mineures. Pour le pied, on parle d'amputation mineure lorsque l'articulation anatomique de la cheville est conservée. Une amputation majeure signifie la perte de l'articulation anatomique de la cheville. Dans le cas d'une amputation partielle, la partie distale du pied est amputée alors que l'articulation de la cheville est préservée.

L'objectif est de créer, avec l'amputation, une base solide pour rétablir l'aptitude à la marche. L'amputation devrait toujours rester aussi distale que possible afin de préserver un maximum de fonctionnalité. Les interlignes anatomiques le long desquelles les amputations sont réalisées de nos jours portent le nom des chirurgiens qui ont établi les règles de ces interventions (voir encadré) [Bau, p. 136].

Une amputation est toujours la solution de dernier recours et n'est pratiquée que s'il n'existe aucune autre possibilité de sauvegarder la partie du corps touchée. Des effets graves sur la santé aussi, ou des douleurs chroniques graves, peuvent rendre une amputation nécessaire.



Amputation métatarso-phalangienne

- désarticulation de tous les orteils dans les articulations métatarso-phalangiennes ou
- désarticulation d'un seul orteil (ligne pointillée)

Amputation transmétatarsienne (Sharp)

- long moignon métatarsien
- section et ablation dans la zone spongieuse des têtes métatarsiennes

Amputation transmétatarsienne (Sharp-Jäger)

- court moignon métatarsien
- section et ablation dans la zone spongieuse de la base des métatarses

Amputation tarso-métatarsienne (Lisfranc)

- long moignon du tarse
- ablation des os du médio-pied (métatarses)
 - extrémité inégale du moignon (ligne pointillée),
 - d'où l'arrondi de la courbe du moignon (ligne continue)

Amputation transtarsienne (Bona-Jäger)

- court moignon du tarse
- ablation de la rangée distale du tarse composée de l'os cuboïde et des os cunéiformes I-III
 - augmentation de la déviation du pied équin et de la supination

Amputation transtarsienne (Chopart)

- long moignon de l'arrière-pied
- ablation du scaphoïde (os naviculaire)
- cheville reste intacte
 - déviation des axes d'origine musculaire, peut être atténuée par un déport du muscle tibial antérieur

Causes d'une amputation

- 87 % artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI) et syndrome du pied diabétique
- 4 % traumatisme
- 4 % tumeurs et infections
- 0,2 % malformations congénitales (dysmélies)
- 5 % autres causes

Chiffres sur les amputations partielles du pied

En l'absence d'un registre national des amputations, on ne dispose pas de chiffres précis pour l'Allemagne. Une enquête menée pour 2014 a dénombré 13 048 amputations majeures et 40 992 amputations mineures, toutefois sans différenciation entre diabète et AOMI comme cause primaire. On distingue entre 2005 et 2014 à la fois une diminution nette des amputations majeures et une augmentation des amputations mineures [Krö, p. 135].

Une autre source cite 55 595 amputations pour l'année 2015, dont 29 153 amputations d'orteils/de rayons d'orteils et 8 688 amputations du pied, du médio-pied ou de l'avant-pied [Spo, p. 5].

Les amputations touchent principalement les hommes. La répartition entre les sexes montre qu'environ deux tiers sont des hommes pour un tiers de femmes. La fréquence de toutes amputations augmente avec l'âge [Krö, p. 135].

Complications

Les complications survenant après une amputation sont dues soit à des erreurs chirurgicales, soit à un mauvais ajustement de l'appareillage prothétique ou à des chaussures inadaptées.

Un mauvais ajustement de la prothèse peut être le résultat d'une interface de moignon mal adaptée dans la prothèse ou d'une augmentation du volume du moignon. La pression exercée alors sur le moignon peut provoquer des douleurs du moignon et/ou des ulcérations. Par contre, une diminution du volume du moignon supprime le contact intime entre moignon et prothèse et favorise ainsi l'apparition d'œdèmes.

Des os non arrondis dans le moignon lors de l'intervention chirurgicale ou un revêtement trop serré des tissus mous peuvent provoquer une perforation des tissus mous et une inflammation des zones concernées [Brü, p. 178 et suiv.]. Si l'amputation traumatise trop fortement les nerfs, le patient ou la patiente souffrira plus tard le plus souvent de douleurs dans le moignon et/ou de douleurs fantômes [Krn, p. 486]. Dans de nombreux cas, ce genre de complications rend nécessaire une ré-intervention chirurgicale du moignon, donc une réamputation, raccourcissant encore plus le moignon, et une adaptation de l'appareillage prothétique.

Station debout et marche physiologiques

Le but d'un appareillage prothétique consiste à rétablir des conditions les plus physiologiques possible en station debout et pour la marche. Le tableau ci-dessous décompose par exemple les différentes phases de la marche physiologique [Per, p. 9 et suiv.]. Deux facteurs exercent une influence majeure sur une station debout sûre et une marche assurée :

- 1. la longueur du moignon
- 2. l'ablation de muscles et de tendons

Concernant le premier facteur, la longueur du moignon après amputation a les répercussions suivantes sur la station debout et sur la marche : Le raccourcissement du pied résultant de l'amputation s'accompagne d'un raccourcissement du levier de l'avant-pied dépendant de la longueur du moignon, avec les répercussions suivantes :

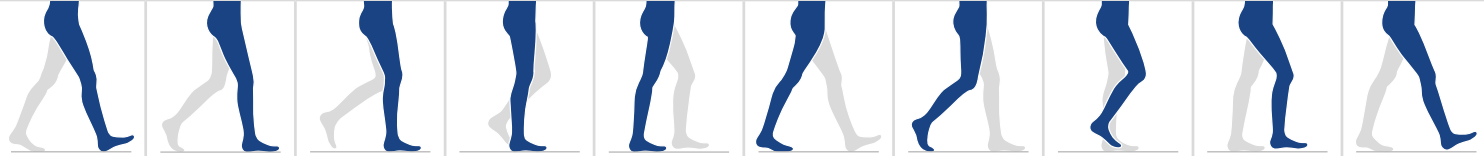
- pour la station debout : réduction de la zone d'appui, et donc perte de stabilité [Grei, p. 160]
- pour la marche : restrictions de la mobilité suite à une modification de la transmission des forces exercées (par ex. longueur de pas réduite, marche asymétrique, ralentissement des pas) [Dil, p. 25 ; For, p. 45].

Concernant le deuxième facteur, l'ablation de muscles et de tendons suite à l'amputation implique des gênes fonctionnelles et structurales avec les répercussions suivantes :

- limitation de l'amplitude de mouvement dans l'articulation talo-crurale et l'articulation talo-calcaneenne
- déviation des axes en raison d'un déséquilibre musculaire [Grei, p. 160]
- troubles de l'équilibre

Le déséquilibre musculaire est, dans la plupart des cas, à l'origine de contractions. En général, le patient ou la patiente met en place des mécanismes qui lui permettent de compenser les fonctions qu'il a perdues [For, p. 45].

Division du cycle de marche physiologique dans ses différentes phases selon Jacquelin Perry

									
Terme anglais (abréviation)									
<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>
Terme français									
phase de contact	mise en charge	milieu de la phase d'appui (début)	milieu de la phase d'appui	milieu de la phase d'appui (fin)	levée du talon	phase préoscillante	début de la phase oscillante	milieu de la phase oscillante	fin de la phase oscillante
Pourcentage du cycle de marche									
0 %	0 à 12 %	12 à 31 %			31 à 50 %	50 à 62 %	62 à 75 %	75 à 87 %	87 à 100 %
Angle de la hanche									
flexion 20°	flexion 20°	flexion 10°	neutre (normal)	extension 5°	extension 20°	extension 10°	flexion 15°	flexion 25°	flexion 20°
Angle du genou									
flexion 0 à 3°	flexion 15°	flexion 12°	flexion 8°	flexion 5°	flexion 0 à 5°	flexion 40°	flexion 60°	flexion 25°	extension 0 à 2°
Angle de la cheville									
neutre (normal)	flexion plantaire 5°	neutre (normal)	extension dorsale 5°	extension dorsale 8°	extension dorsale 10°	flexion plantaire 15°	flexion plantaire 5°	neutre (normal)	neutre (normal)

Objectif thérapeutique

Le travail en équipe interdisciplinaire

L'objectif thérapeutique de redonner au patient ou à la patiente une station debout et une marche aussi physiologiques que possible ne peut être atteint que si une équipe interdisciplinaire travaille main dans la main. Après une amputation partielle du pied, l'équipe interdisciplinaire se compose principalement d'un médecin (chirurgien(ne) orthopédiste), d'un personnel soignant, d'un(e) orthopédiste ou d'un(e) podo-orthésiste ainsi que d'un(e) kinésithérapeute.

Le médecin et le personnel soignant sont le plus souvent les premiers contacts pour le patient ou la patiente en cas d'amputation et s'efforcent de mettre en œuvre une bonne base pour la poursuite du traitement.

Obtenir un moignon sain et résistant implique les aspects importants suivants :

- préparation optimale (par ex. information éclairée du patient ou de la patiente, choix judicieux du niveau de l'amputation)
- réalisation consciencieuse de l'intervention (par ex. modelage arrondissant les extrémités osseuses du moignon) [Bau, p. 135]
- soins de suite minutieux (par ex. gestion des plaies)

L'appareillage prothétique par l'orthopédiste ou par le/la podo-orthésiste devrait tenir compte le mieux possible de la situation donnée du moignon. Une kinésithérapie qualifiée avec formation intensive à la marche vise à exploiter au mieux la liberté de mouvement restante et à réduire, le cas échéant, un déséquilibre musculaire.



Critères exigés d'un appareillage prothétique

Il existe différents critères biomécaniques exigés d'un appareillage prothétique suivant le niveau d'amputation. Plus la ligne d'amputation est proximale, plus il faut stabiliser l'articulation anatomique de la cheville et compenser la fonctionnalité perdue.

Une prothèse pour patients et patientes partiellement amputés du pied doit rétablir les fonctions du levier de l'avant-pied, remplacer les fonctions musculaires perdues et apporter un équilibre dynamique stable.

Cela est essentiel aussi bien pour une station debout sûre que pour des sollicitations importantes et/ou prolongées comme, par ex., de longs trajets à pied. La mobilité restante de l'articulation anatomique de la cheville ne doit être limitée que de façon minimale pour que le patient ou la patiente puisse retrouver une marche pratiquement physiologique.

La marche avec la prothèse devrait, si possible, ne pas générer de forces de cisaillement dans le moignon. Une éventuelle réamputation risque d'aggraver considérablement les critères biomécaniques exigés de l'appareillage prothétique. Il faut également s'attendre à une déformation continue vers un pied équin et une supination.



Problèmes des appareillages prothétiques utilisés jusqu'ici

Prothèses sans cheville (appareillages 1, 2 et 3)

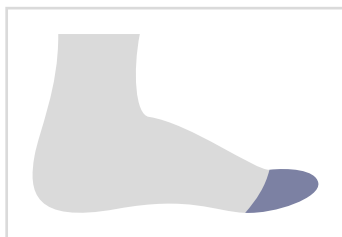
Toutes les prothèses sans cheville courantes permettent une bonne adhérence au moignon, possible soit grâce à une forte friction statique (pour les prothèses de silicone), soit grâce à une coque talonnière moulante (pour les prothèses Bellmann). Toutefois, cette coque talonnière des prothèses Bellmann est contre-indiquée pour les patients et patientes dont le moignon ne peut être mis intégralement en charge [Brü, p. 179]. Un autre problème vient en outre de ce que ces modèles ne permettent pas de compenser l'absence d'efficacité du levier de l'avant-pied anatomique, lequel dépend de la longueur du moignon. Il faut, pour compenser les fonctions absentes, que la prothèse soit complétée impérativement par un composant incluant la cheville.

Prothèses incluant la cheville (appareillages 4 et 5)

Des prothèses incluant la cheville permettent de compenser les fonctions manquantes sous forme d'un levier de l'avant-pied mécanique et, ainsi, de stabiliser l'articulation anatomique de la cheville. Mais le blocage de la liberté de mouvement physiologique et l'absence de dynamique dans l'articulation anatomique de la cheville entraînent des problèmes consécutifs comme des contractures. De plus, elles compliquent l'adaptation de l'appareillage prothétique.

1. Prothèse d'orteil ou de l'avant-pied

On utilise une prothèse simple d'orteils ou d'avant-pied en cas de perte d'un, de plusieurs ou de tous les orteils. Si l'aspect esthétique est primordial, elle sera fabriquée le plus souvent en silicone. Si elle doit uniquement compenser le volume perdu, elle sera composée de mousses [Dil, p. 1319]. La perte du gros orteil exige par ailleurs une compensation fonctionnelle sous forme de semelle en carbone. Cependant, une compensation du volume simplement glissée dans la chaussure provoque des irritations et des points de pression sur l'extrémité distale du moignon, ce dernier frottant contre la prothèse d'orteil en marchant (shifting).



2. Prothèse d'orteil avec guidage du médio-pied

En cas de perte de tous les orteils, il est possible d'utiliser une prothèse d'avant-pied avec une tige incluant le médio-pied. Ce genre de prothèse d'orteil est principalement fabriqué en silicone et assure une bonne emboîture moignon/prothèse et une tenue optimale du moignon [Schä, p. 161].

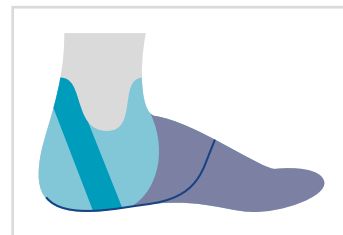
Mais, en dehors d'un aspect esthétique plaisant, une prothèse d'orteil ne fait que compenser le volume perdu, mais pas les fonctions correspondantes. Une amputation supprime la fonction des courts fléchisseurs des orteils qui facilitent l'initialisation de la phase oscillante. Cet inconvénient ne peut pas être compensé par une prothèse d'orteil, ou seulement de façon incomplète.



3. Prothèse de pied sans cheville

Il existe différentes constructions de prothèses de pied sans cheville : une simple interface de moignon avec avant-pied, la prothèse de silicone de fabrication industrielle ou la prothèse dite de Bellmann.

La bonne tenue du moignon est garantie soit par un coefficient de friction statique accru (prothèse de silicone), soit par l'emboîture d'une coque talonnière (prothèse de Bellmann).



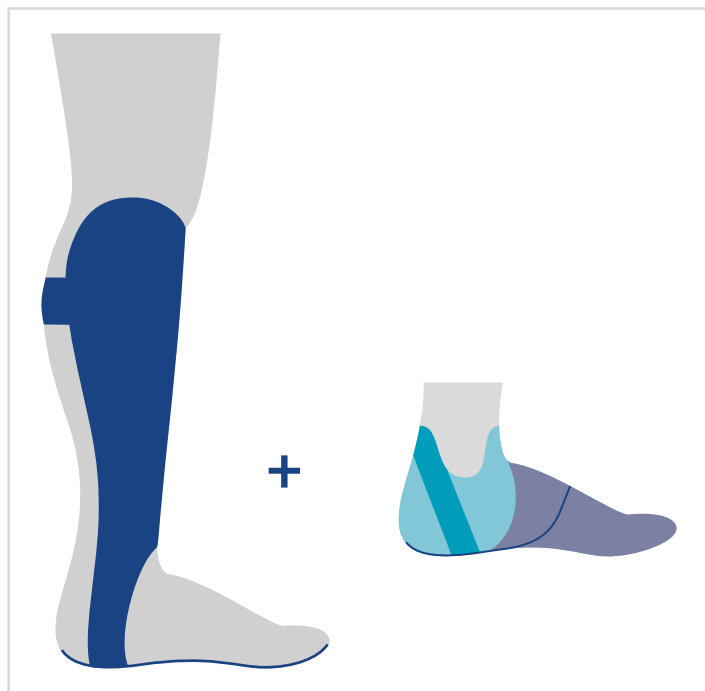
Ces deux modèles apportent un bon confort. L'articulation anatomique de la cheville reste libre, ce qui ne limite que faiblement les mouvements du pied [Bau, p. 138]. L'aspect esthétique agréable est un avantage individuel de la prothèse de silicone.

Toutefois, la transmission des forces est fortement limitée et insuffisamment compensée, notamment en cas d'une simple interface de moignon, et le levier de l'avant-pied n'est pas suffisamment rétabli. C'est pourquoi les prothèses de pied sans cheville ne conviennent pas pour des sollicitations élevées et/ou prolongées.

4. Prothèse de pied sans cheville + orthèse tibio-pédieuse

Souvent, des prothèses de pied sans cheville sont associées à des orthèses à cadre en carbone faites sur mesure [Schä, p. 163] ou à des orthèses tibio-pédieuses préfabriquées [Kai, p. 2 ; Kai2, p. 19] dans le but de compenser la fonctionnalité perdue, notamment en cas de moignons courts du pied.

Une orthèse à cadre en carbone rigide bloque la mobilité de l'articulation anatomique de la cheville. Si l'orthèse est dotée d'un support plantaire souple des forces de cisaillement sont exercées sur le bout du moignon et provoquent des points de pression. Des orthèses tibio-pédieuses préfabriquées sans articulation de cheville ne peuvent pas être réglées et ne permettent donc pas de contrôler suffisamment la flexion plantaire et l'extension dorsale [Kai, p. 6]. L'absence d'axe de rotation défini dans cette construction favorise un déplacement de la coque de jambe inférieure sur la jambe (shifting). Certaines orthèses tibio-pédieuses préfabriquées rigides mettent l'articulation du genou en hyperextension (genu recurvatum).

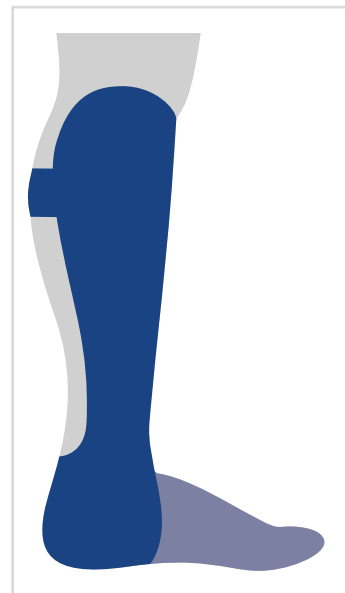


5. Prothèse à cadre

Les prothèses à cadre sont fabriquées individuellement pour le patient ou la patiente et existent en différents modèles avec volet de fermeture ou d'entrée [Schä, p. 163 ; Kai, p. 2 ; Kai2, p. 19]. Les bottes d'arthrodèse aussi appartiennent à cette classe d'appareillage. Toutes les constructions courantes permettent une bonne tenue du moignon et apportent un levier de l'avant-pied.

La jonction rigide entre jambe et pied sert à réduire les forces de cisaillement sur l'extrémité distale du moignon. La prothèse est construite soit en modèle statique, soit avec une certaine liberté de mouvement en fonction de l'amplitude de mouvement

restante de l'articulation de cheville. La version avec liberté de mouvement n'apporte pas la stabilité requise. L'option statique bloque la mobilité dans l'articulation anatomique de la cheville [Kai, p. 6], provoquant des contractions et des atrophies musculaires.



Nouvelles possibilités offertes par la prothèse partielle de pied NEURO SWING

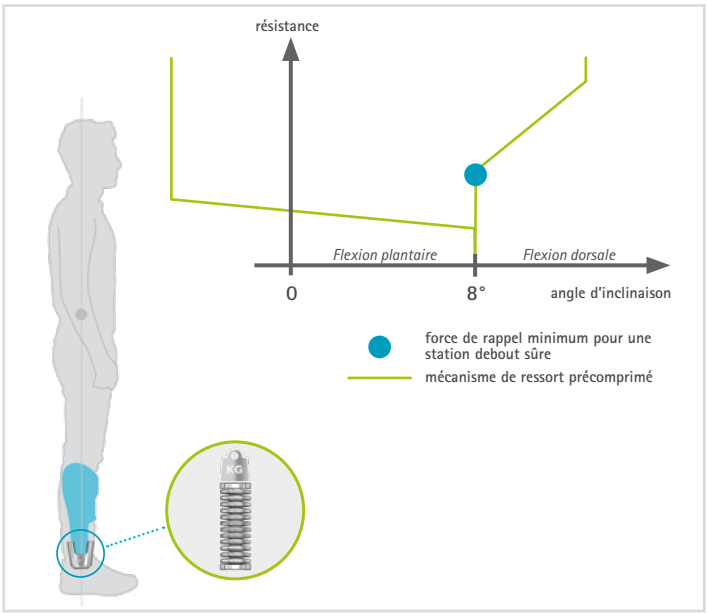
Une composante dynamique incluant la cheville apporte le complément optimal à une prothèse de pied sans cheville. L'intégration de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING permet de stabiliser l'articulation anatomique de la cheville par une butée dorsale dynamique sans bloquer la liberté de mouvement. Grâce à la possibilité de régler la force de rappel et la liberté de mouvement, elle peut s'adapter aux modifications intervenant dans la situation du moignon. Les mécanismes de ressort précomprimés permettent un contrôle optimal des forces produites par la station debout et par la marche.

Mécanismes de ressort précomprimés

Pour équilibrer un corps de manière stable, la prothèse partielle de pied doit activer le levier de l'avant-pied, qui ne fonctionne plus. À cet effet, les mécanismes de ressort précomprimés offrent la résistance nécessaire sans restreindre trop fortement la liberté de mouvement de l'articulation de cheville dans le même temps. En fonction du mécanisme de ressort utilisé, ceux-ci proposent une résistance de base à la hauteur souhaitée. Pour activer un niveau supérieur, il suffit de dépasser la résistance de base. Il est possible d'établir différentes résistances de base en combinant les mécanismes de ressort précomprimés de manière individuelle dans les deux sens de mouvement.

Effets sur la station debout

Une prothèse partielle de pied avec une articulation de cheville modulaire NEURO SWING permet au patient ou à la patiente de retrouver la sécurité et l'équilibre perdus. Il peut ainsi se tenir debout de manière droite et en toute sécurité. Étant donné que, à part la prothèse partielle de pied aucun autre dispositif médical tel que des béquilles ou un déambulateur n'est nécessaire, les mains restent libres pour réaliser les tâches quotidiennes.

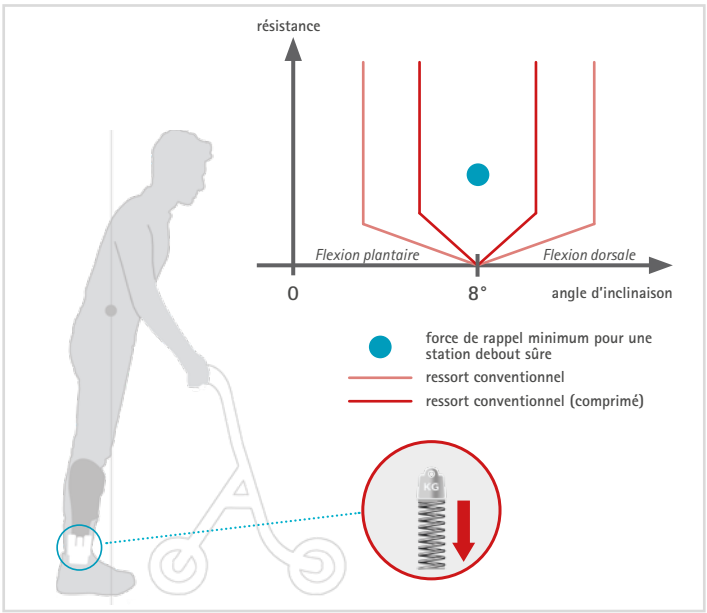


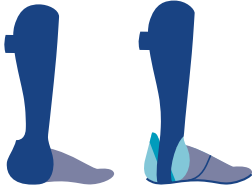
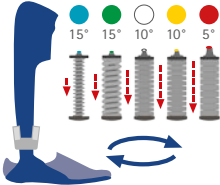
Ressorts sans précompression

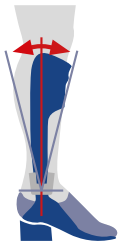
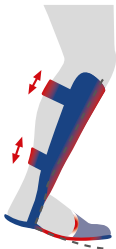
Les ressorts conventionnels des articulations de cheville traditionnelles ne sont pas précomprimés et n'offrent en conséquence aucune résistance de base. Une activation du levier de l'avant-pied n'est ainsi pas possible. De tels ressorts sont généralement comprimés ultérieurement en raison d'une résistance trop faible, ce qui n'accroît pas la résistance de base, mais uniquement la résistance contre le mouvement de la cheville (constante de ressort). En même temps, cela réduit l'amplitude de mouvement disponible. Le ressort atteint ainsi sa compression maximale plus tôt. En outre, la résistance contre le mouvement de la cheville est identique dans les deux sens de mouvement, alors que des résistances différentes sont nécessaires pour une marche physiologique.

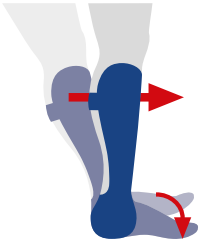
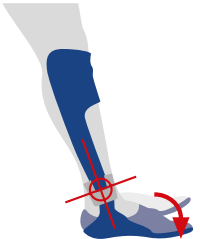
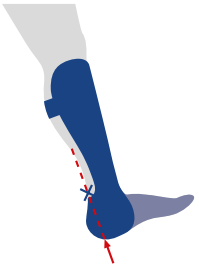
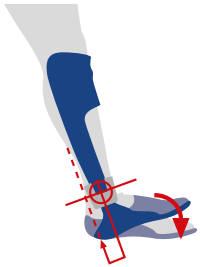
Effets sur la station debout

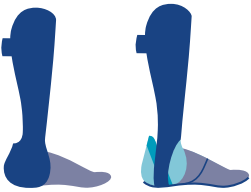
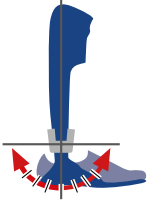
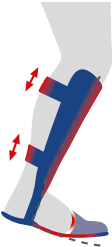
Une prothèse partielle de pied avec des articulations de cheville traditionnelles ne permet pas au patient ou à la patiente de retrouver la sécurité et l'équilibre perdus. Il ne peut ainsi pas se tenir debout de manière droite et en toute sécurité. Le recours à des dispositifs médicaux tels que des béquilles ou un déambulateur est nécessaire et les mains doivent être utilisées pour se soutenir.



Inconvénients des appareillages précédents	Caractéristiques de la NEURO SWING	Description
 Sans butée dorsale dynamique	 Butée dorsale dynamique	L'activation du levier de l'avant-pied nécessite une butée dorsale. La prothèse partielle de pied NEURO SWING est dotée d'une butée dorsale dynamique avec mécanisme de ressort antérieur. Elle permet donc un équilibre à la fois stable et dynamique en station debout, une extension du genou dynamique en <i>late mid stance</i> et un décollage du talon physiologique en <i>terminal stance</i>. Les mécanismes de ressort précomprimés jouent ici un rôle essentiel. La butée dorsale dynamique empêche une éventuelle hyperextension du genou et un déplacement du moignon dans la prothèse.
 Sans force de rappel réglable	 Force de rappel réglable	Les critères exigés d'une prothèse peuvent quelquefois évoluer considérablement au cours du traitement ou en cas de réamputation. Afin d'éviter de devoir avoir recours à un nouvel appareillage complexe, il est préférable de pouvoir adapter la prothèse existante aux changements survenus au niveau du moignon. Avec la prothèse partielle de pied NEURO SWING, il est possible de modifier la force de rappel en remplaçant les mécanismes de ressort postérieurs et antérieurs. Il existe pour cela cinq mécanismes de ressort avec diverses forces de rappel allant de normale à ultra-forte.

Inconvénients des appareillages précédents	Caractéristiques de la NEURO SWING	Description
 Sans conception réglable	 Conception réglable	Il est indispensable, pour obtenir une marche physiologique, d'adapter les rapports de levier de la prothèse au patient ou à la patiente (tuning). Grâce à la construction réglable, l'orthopédiste peut aussi réagir à une éventuelle aggravation d'un pied équin (voir chapitre <i>Répercussions biomécaniques</i>). De même, la prothèse partielle de pied NEURO SWING peut facilement s'adapter à différentes hauteurs de talon. Il est ainsi possible de changer sans problème de chaussures. Il est par ailleurs possible de corriger des petites erreurs de positionnement dans la technique de modelage.
 Sans axe de rotation défini	 Axe de rotation défini	Un axe de rotation mécanique défini au niveau de l'articulation de la cheville joue un rôle important pour la butée dorsale dynamique, et donc pour l'activation du levier de l'avant-pied. La rotation centrée de la prothèse partielle de pied NEURO SWING empêche la coque de jambe inférieure de se déplacer le long de la jambe ou la prothèse de pied sans cheville de glisser sur le moignon (shifting) sous l'effet de sollicitations élevées et/ou prolongées. Un axe de rotation défini est par ailleurs indispensable pour une flexion plantaire passive.

Inconvénients des appareillages précédents	Caractéristiques de la NEURO SWING	Description
 Flexion plantaire bloquée	 Flexion plantaire possible	La flexion plantaire passive fait descendre le pied et est un mécanisme important pour l'amortissement des chocs lors de la décharge. Grâce à la liberté de mouvement en flexion plantaire offerte par la prothèse partielle de pied NEURO SWING, il est possible d'éviter un couple excessif dans le genou en <i>loading response</i>. Cela permet une sollicitation du quadriceps et une flexion du genou physiologiques, mais évite aussi l'apparition d'atrophies musculaires et de contractures.
 Sans fonction de relèvement du talon	 Fonction de relèvement du talon	La flexion plantaire passive est déclenchée par le releveur de talon qui va du point d'attaque au sol jusqu'à la cheville. Les extenseurs dorsaux contrôlent ici la fonction de relèvement du talon afin d'éviter un abaissement non maîtrisé du pied sur le sol. Ce contrôle musculaire disparaît avec l'ablation des extenseurs dorsaux lors de l'amputation. La prothèse partielle de pied NEURO SWING permet à la fonction de relèvement du talon de contrer la résistance du mécanisme de ressort postérieur grâce à la présence d'un axe de rotation défini et à la liberté de mouvement en flexion plantaire. Ce système prévient les contractures et aide la personne à retrouver une marche presque physiologique. La résistance du mécanisme de ressort postérieur peut être réglée avec précision sur la force du contrôle musculaire perdu à la suite de l'amputation.

Inconvénients des appareillages précédents	Caractéristiques de la NEURO SWING	Description
 Sans liberté de mouvement réglable	 Liberté de mouvement réglable	Après une intervention ou une réamputation, il est indiqué, dans certains cas, d'immobiliser provisoirement l'articulation anatomique de la cheville. La prothèse partielle de pied NEURO SWING permet de bloquer la liberté de mouvement, puis de la rétablir progressivement. Il est ainsi possible d'adapter avec précision la prothèse à l'amplitude de mouvement de l'articulation anatomique de la cheville résultant de l'amputation.
 Apparition de forces de cisaillement	 Réduction des forces de cisaillement	Il est indispensable d'éviter autant que possible les forces de cisaillement afin de protéger au maximum le moignon sensible dans la prothèse. Cet impératif est particulièrement important pour l'appareillage prothétique de diabétiques, nombre de ces patients et patientes ne percevant plus les stimuli. L'axe de rotation défini et la butée dorsale dynamique de la prothèse partielle de pied NEURO SWING empêchent le phénomène dit de shifting qui produit des forces de cisaillement sur le moignon. De même, la conception ciblée et personnalisée du support plantaire réduit à un minimum les pointes de pression dangereuses sur le moignon.

Les amputations partielles du pied ont des répercussions déterminantes au niveau biomécanique en station debout et à la marche. Le degré du déficit dépend du niveau d'amputation et de la perte de structures musculaires et osseuses en résultant. Cette perte entraîne un raccourcissement fonctionnel du levier de l'avant-pied, une modification de l'équilibre musculaire entre fléchisseurs plantaires et extenseurs dorsaux ainsi qu'une diminution du déploiement de force des groupes musculaires impliqués dans la station debout et dans la marche.

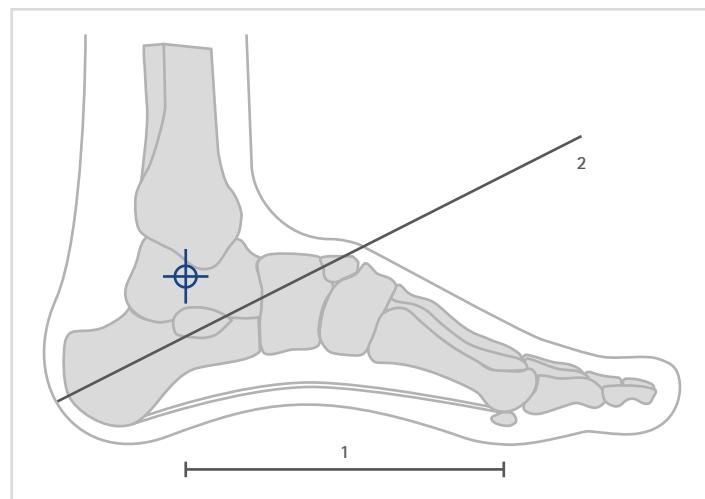
Perte de structures osseuses

Le squelette du pied constitue la zone d'appui et donc la base statique de la station debout et de la marche. En station debout physiologique, la charge est répartie sur le talon et sur la pulpe du gros orteil et du petit orteil, alors que pour la marche, les orteils constituent une partie élémentaire de la zone d'appui pour le centre de gravité du corps. Après une amputation partielle du pied, les structures osseuses de l'extrémité distale du moignon limitent cette zone d'appui. Plus le moignon est court, et plus la zone d'appui est limitée en station debout sur une ou sur deux jambes [Bau, p. 135].



Raccourcissement structurel du levier de l'avant-pied

Sur le plan sagittal, l'angle d'inclinaison du calcaneum (2) diminue plus le moignon raccourcit et, avec lui, également l'arche longitudinale de la voûte plantaire, ce qui conduit à une déformation progressive en pied équien et à un raccourcissement fonctionnel de la longueur de la jambe. La perte de structures osseuses contribue largement au raccourcissement structurel du levier de l'avant-pied (1).



Perte de structures musculaires

Une amputation partielle du pied préserve les muscles longs du pied. Au cours de l'intervention, les muscles plantaires courts du pied sont utilisés pour fermer l'extrémité du moignon et l'aponévrose plantaire pour recouvrir les tissus mous. Les muscles courts du pied et l'aponévrose plantaire stabilisant l'arche longitudinale médiale, la perte des structures osseuses renforce encore la diminution de l'angle d'inclinaison du calcaneum.

La perte de structures musculaires a deux conséquences ayant un impact sur une station debout sûre et une marche assurée :

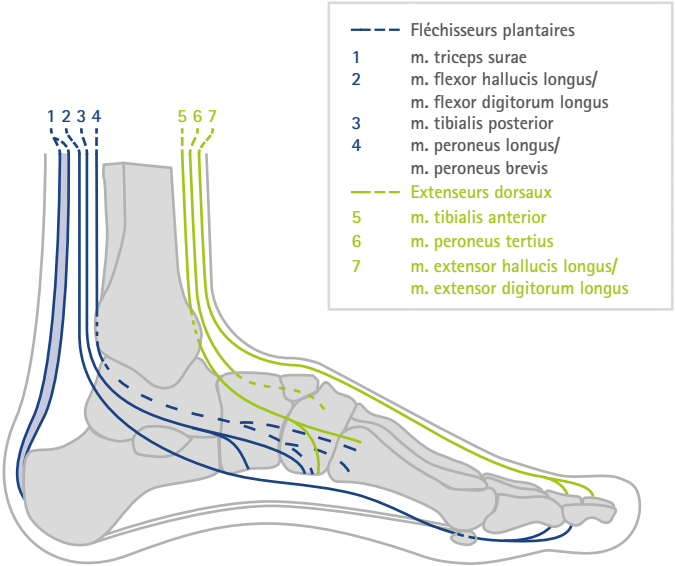
- un décalage de l'équilibre musculaire
- une réduction du déploiement de force

Modification de l'équilibre musculaire

Les muscles longs du pied touchés par l'amputation perdent leur insertion sur l'os, entraînant un déséquilibre musculaire. Le muscle triceps sural exerce par le biais du tendon d'Achille une forte traction sur le moignon, entraînant une flexion plantaire, ce qui mène à la formation d'un pied équin (sabot de cheval). Plus l'amputation est proximale, plus les extenseurs dorsaux qui contrôlent cette traction perdent leur insertion. Ce déséquilibre s'observe particulièrement clairement pour les amputations de Bona-Jäger ou de Chopart à la suite de la perte du muscle tibial antérieur (voir illustration). La position du moignon responsable d'une flexion plantaire limite fortement l'amplitude de mouvement de l'articulation talo-crurale, provoquant des contractures. Si le moignon est maintenu en légère extension dorsale lors de la réalisation du négatif plâtré, il est possible d'obtenir tout du moins une amplitude de mouvement fonctionnelle.

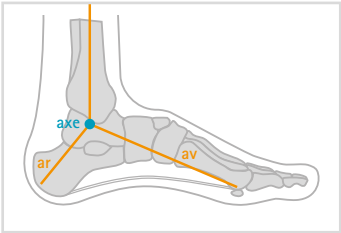
Diminution du déploiement de force

La désactivation des muscles longs et courts du pied résultant de l'amputation diminue le déploiement de force des extenseurs dorsaux et des fléchisseurs plantaires [Dil2, p. 1328]. Ces deux groupes musculaires interviennent dans la station debout et la marche physiologiques. Les fléchisseurs plantaires par exemple activent le levier de l'avant-pied alors que les extenseurs dorsaux se chargent du soulèvement du pied en phase oscillante. L'ampleur de cette diminution dépend du nombre de muscles encore opérationnels.



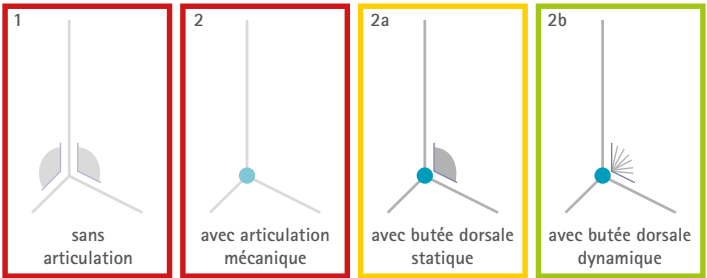
Raccourcissement fonctionnel du levier de l'avant-pied

La biomécanique de la station debout et de la marche dépend largement de l'action de l'axe de rotation anatomique (axe) de l'articulation talo-crurale associée au levier de l'avant-pied (av) et au levier de l'arrière-pied (ar).



Les déficits biomécaniques pour la station debout et pour la marche s'expliquent chez les patients et patientes partiellement amputés du pied en première ligne par le raccourcissement du levier de l'avant-pied. Lorsqu'il n'y a pas eu d'amputation, le levier de l'avant-pied est activé par les fléchisseurs plantaires et permet d'économiser de l'énergie pour la station debout et pour la marche. La marche s'accompagne d'un décollage du talon physiologique, d'une extension du genou et de l'élévation du centre de gravité du corps en *terminal stance*. L'objectif d'un appareillage prothétique est de compenser la perte de structures osseuses et musculaires résultant de l'amputation. Il repose sur le remplacement des structures osseuses amputées par un levier de l'avant-pied mécanique. Dans la mesure où les fléchisseurs plantaires ne sont plus en mesure d'agir naturellement sans restriction, il faut activer en outre le levier de l'avant-pied par un dispositif mécanique.

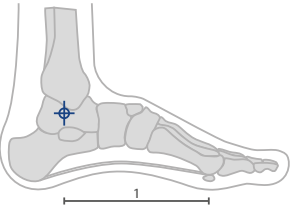
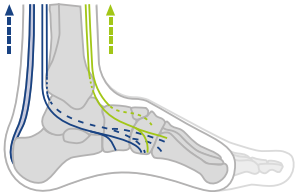
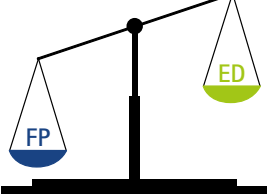
Le levier de l'avant-pied peut, tout comme en technique orthopédique classique, être activé par une liaison mécanique non articulée avec le levier de l'avant-pied (1). Toutefois, pour favoriser et maintenir la mobilité de l'articulation talo-crurale, il est préférable d'assurer l'activation par une articulation mécanique (2) avec une butée dorsale statique (2a) ou, encore mieux, avec une butée dorsale dynamique (2b).



- ❑ déconseillé
- 🟡 conseillé sous conditions
- 🟢 conseillé (état de l'art)

Il est indispensable, pour une adaptation optimale de l'appareillage prothétique au patient ou à la patiente, de tenir compte de la situation individuelle des muscles et des os du pied de la personne. Afin de structurer et de systématiser les appareillages prothétiques, les différentes amputations sont classées par types qui exigent les mêmes critères d'un appareillage prothétique.

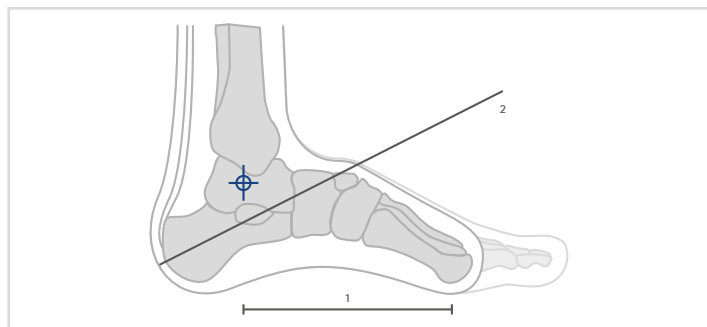
Cette classification retient la longueur du levier de l'avant-pied, l'équilibre musculaire entre fléchisseurs plantaires (FP) et extenseurs dorsaux (ED) ainsi que le déploiement de force des extenseurs dorsaux (ED).
Exemple : pour le type 1, les insertions des fléchisseurs et extenseurs courts et longs des orteils ont été amputées, raison pour laquelle le déploiement de force des extenseurs dorsaux (ED) est limité malgré l'équilibre musculaire.

Type	Amputation	Levier de l'avant-pied	Équilibre musculaire	Déploiement de force
	sans amputation			
		long	équilibré	déploiement de force intégral
1	métatarso-phalangienne transmétatarsienne (Sharp)			
		long	équilibré	déploiement de force limité
2	transmétatarsienne (Sharp-Jäger) tarso-métatarsienne (Lisfranc)			
		moyen	fléchisseurs plantaires (FP) prédominants	faible déploiement de force
3	transtarsienne (Bona-Jäger) transtarsienne (Chopart)			
		court	fléchisseurs plantaires (FP) fortement prédominants	pas de déploiement de force

Répercussions biomécaniques

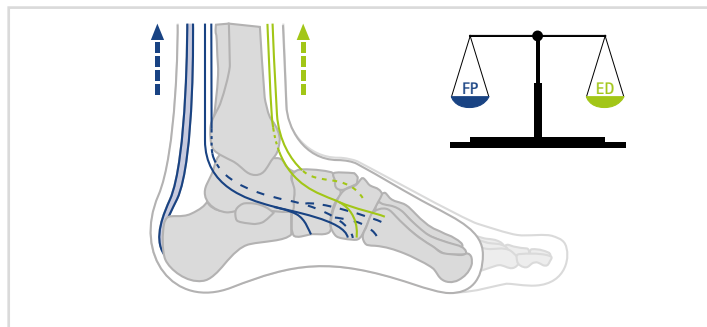
Le type 1 regroupe les moignons après désarticulation des orteils, résection de rayons d'orteils ou amputation dans la zone métaphysaire au niveau des têtes métatarsiennes (Sharp).

Le levier de l'avant-pied reste relativement long (1). La zone d'appui est à peine réduite en station debout, mais aussi en phase d'appui de la marche. L'angle d'inclinaison du calcaneum présente une diminution minimale, raison pour laquelle le moignon ne connaît qu'une très faible déformation en pied équin (2) et une différence de longueur des membres inférieurs minime.



Les insertions des courts fléchisseurs et des longs fléchisseurs des orteils n'existent plus. La désactivation de ces groupes musculaires entraîne la perte de la prétension passive en *pre swing*, supprimant l'assistance du *push off* pour l'initialisation de la phase oscillante [For, p. 42 et suiv.].

L'équilibre musculaire entre les extenseurs dorsaux et les fléchisseurs plantaires est compensé. Le déploiement de force des deux groupes musculaires est pratiquement physiologique [Dil2, p. 1328].



Prothèse partielle de pied NEURO SWING

Composée de :

- coque antérieure haute ;
- support plantaire avec interface de moignon ;
- articulation de cheville modulaire NEURO SWING.

Coque tibiale antérieure haute

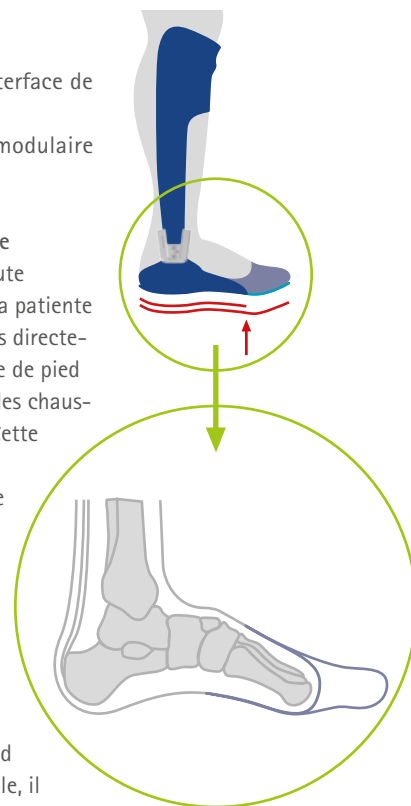
La coque tibiale antérieure haute épouse le tibia. Le patient ou la patiente peut donc faire peser son poids directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING, comme dans des chaussures de ski pour le ski alpin. Cette particularité permet l'activation directe du levier de l'avant-pied par la butée dorsale dynamique.

Support plantaire avec interface de moignon

Pour que le patient ou la patiente puisse avoir un mouvement de déroulement du pied aussi physiologique que possible, il est recommandé d'utiliser un support plantaire long et partiellement souple (semelle rigide avec orteils flexibles).

ATTENTION : lors du traitement de patients et patientes atteints du pied diabétique, il est indispensable de fabriquer un support plantaire long et rigide au lieu d'un support plantaire long et partiellement souple.

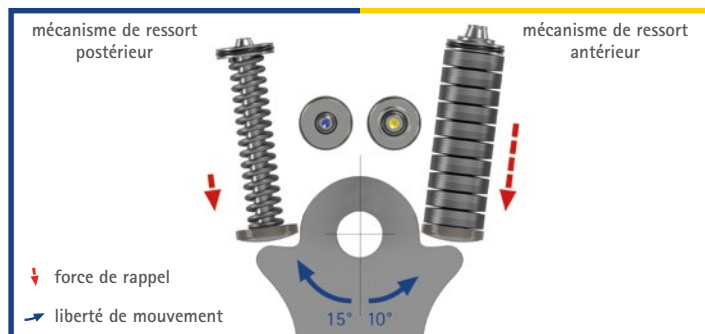
L'interface de moignon est une composante intégrale de la prothèse partielle de pied NEURO SWING et peut soit être confectionnée comme prothèse d'orteil, soit être intégrée au support plantaire. Il faut protéger le moignon contre la pression et les forces de cisaillement pour préparer une interface optimale pour la peau et les tissus mous du moignon. Cette interface sert de rembourrage pour l'extrémité du moignon, mais aussi de prothèse d'orteil.



Articulation de cheville modulaire NEURO SWING

Mécanismes de ressort à utiliser

- postérieur : repère bleu (force de rappel normale, liberté de mouvement max. 15°) ;
- antérieur : repère jaune (force de rappel très forte, liberté de mouvement max. 10°) ;



Adaptation individuelle à la prothèse partielle de pied par :

- mécanismes de ressort précomprimés interchangeables ;
- conception réglable ;
- liberté de mouvement réglable.

Ces trois facteurs peuvent être modifiés indépendamment les uns des autres et n'interfèrent pas entre eux.

Mode d'action de la prothèse partielle de pied NEURO SWING

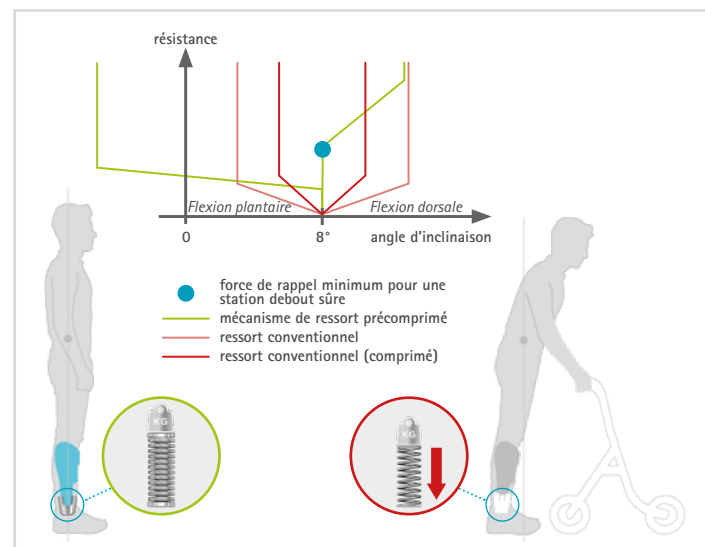
Station debout

La butée dorsale dynamique active le levier de l'avant-pied mécanique et établit ainsi la zone d'appui physiologique et un équilibre stable. Le mécanisme de ressort jaune de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING est précomprimé et fournit ainsi le couple nécessaire pour une résistance de base suffisamment élevée dès la station debout (voir encadré).

Marche

Entre *mid stance* et *terminal stance*, l'avancement du tibia transfère l'énergie dans le mécanisme de ressort antérieur jaune. La butée dorsale dynamique permet le décollage du talon et, par suite, une longueur de pas physiologique.

Cette énergie est libérée en *pre swing* et, en commun avec le support plantaire partiellement souple, elle assiste la flexion du genou lors de l'initialisation de la phase oscillante. La liberté de mouvement du mécanisme de ressort jaune de 10° dans le sens de l'extension dorsale favorise l'étirement des longs fléchisseurs plantaires.



Options précédentes d'appareillage

Les patients et patientes appartenant à ce type ont jusqu'ici souvent reçu une simple compensation de volume manquant dans les chaussures. Il s'agit ici d'une prothèse d'orteil simplement glissée dans la chaussure ou fixée à une semelle orthopédique, sans compensation fonctionnelle.

L'inconvénient de ce genre de prothèse est qu'une compensation de volume sans l'interface nécessaire exerce une forte pression sur le moignon dans la chaussure à la marche. Cette pression est produite par le frottement de l'extrémité du moignon contre la compensation de volume. Par ailleurs, cette méthode n'apporte pas une compensation fonctionnelle suffisante pour pallier à l'absence de flexion du genou lors de l'initialisation de la phase oscillante.

Remarque sur l'appareillage de diabétiques

Il est indispensable, notamment pour les patients et patientes amputés pour le syndrome du pied diabétique, d'attacher une attention accrue à éviter les pointes de pression sur le moignon. L'immobilisation du moignon est assurée par une semelle rigide qui peut être intégrée soit dans la chaussure, soit – comme décrit – directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING.

Chaussure

Une chaussure doit remplir entre autres les conditions suivantes pour une prothèse partielle de pied NEURO SWING :

- volume intérieur suffisamment grand pour loger l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING
- contrefort ferme pour garantir un bon maintien de la prothèse partielle de pied NEURO SWING dans la chaussure
- semelle antidérapante

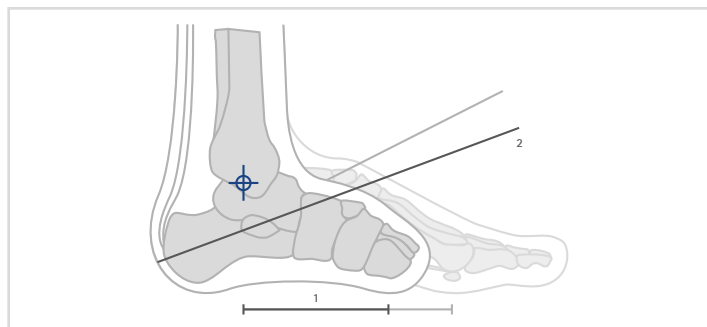
Les chaussures d'orthèse URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE et CROSSROADS de FIOR & GENTZ réunissent ces conditions (voir chaussure d'orthèse CROSSROADS en noir sur la photo ci-dessous).



Répercussions biomécaniques

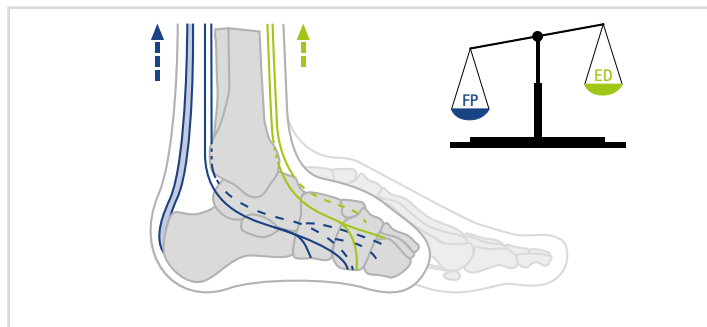
Le type 2 regroupe les moignons après amputation dans la zone métaphysaire sur les bases des métatarsiens (Sharp-Jäger) et les moignons après amputation tarso-métatarsienne (Lisfranc).

Le levier de l'avant-pied est d'une longueur moyenne (1) et la zone d'appui réduite, facteurs handicapants pour la station debout et la marche. La diminution de l'angle d'inclinaison du calcaneum (2) est à l'origine d'une déformation en pied équin et d'une faible différence de longueur des membres inférieurs.



En cas d'ablation complète des métatarsiens (Lisfranc), la branche d'insertion du muscle tibial antérieur reliant la base supérieure du premier métatarse a également disparu. En plus des déficits décrits pour le type 1, le contrôle de la flexion plantaire et de la supination assurées par le muscle triceps sural diminue.

On est en présence d'un déséquilibre musculaire entre les extenseurs dorsaux et les fléchisseurs plantaires, en faveur des fléchisseurs plantaires. Le déploiement de force, notamment celui des extenseurs dorsaux, est fortement réduit [Dil2, p. 1328].



Prothèse partielle de pied NEURO SWING

Composée de :

- coque tibiale antérieure haute ;
- support plantaire avec interface de moignon ;
- articulation de cheville modulaire NEURO SWING.

Coque tibiale antérieure haute

La coque tibiale antérieure haute épouse le tibia. Le patient ou la patiente peut donc faire peser son poids directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING, comme dans des chaussures de ski pour le ski alpin. Cette particularité permet l'activation directe du levier de l'avant-pied par la butée dorsale dynamique.

Support plantaire avec interface de moignon

Pour que le patient ou la patiente puisse avoir un mouvement de déroulement du pied aussi physiologique que possible, il est recommandé d'utiliser un support plantaire long et partiellement souple (semelle rigide avec orteils flexibles).

ATTENTION : lors du traitement de patients et patientes atteints du pied diabétique, il est indispensable de fabriquer un support plantaire long et rigide au lieu d'un support plantaire long et partiellement souple.

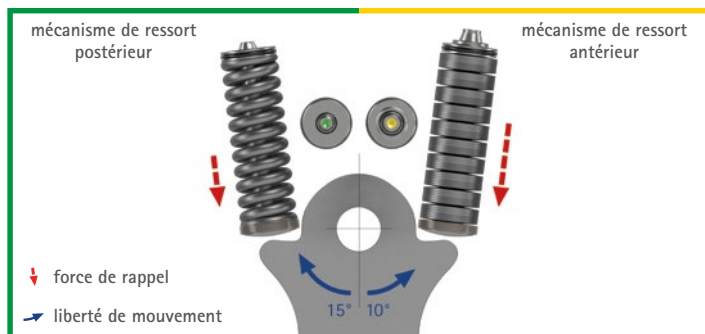
L'interface de moignon est une composante intégrale de la prothèse partielle de pied NEURO SWING et peut soit être confectionnée comme prothèse de pied sans cheville, soit être intégrée au support plantaire. Il faut protéger le moignon contre la pression et les forces de cisaillement pour préparer une interface optimale pour la peau et les tissus mous du moignon. Cette interface sert de rembourrage de l'extrémité du moignon, mais aussi de prothèse d'avant-pied. La faible différence de longueur des membres inférieurs est compensée dans l'interface de moignon.



Articulation de cheville modulaire NEURO SWING

Mécanismes de ressort à utiliser

- postérieur : repère vert (force de rappel moyenne, liberté de mouvement max. 15°) ;
- antérieur : repère jaune (force de rappel très élevée, liberté de mouvement max. 10°).



Adaptation individuelle à la prothèse partielle de pied par :

- mécanismes de ressort précomprimés interchangeables ;
- conception réglable ;
- liberté de mouvement réglable.

Ces trois facteurs peuvent être modifiés indépendamment les uns des autres et n'interfèrent pas entre eux.

Mode d'action de la prothèse partielle de pied NEURO SWING

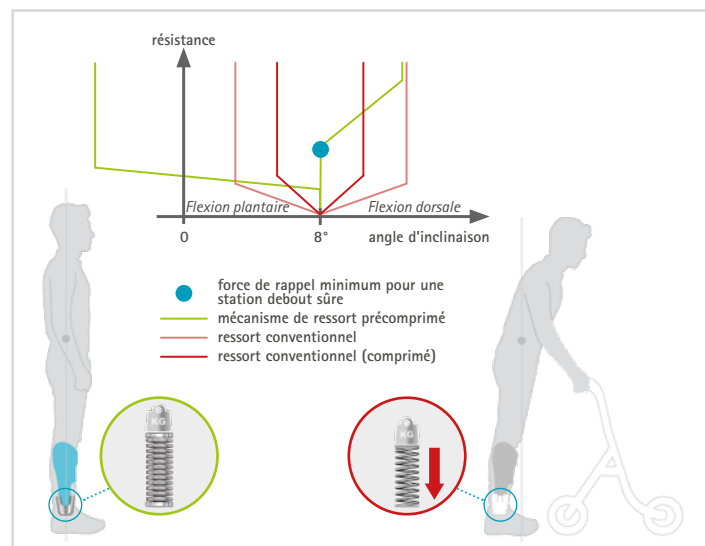
Station debout

La butée dorsale dynamique active le levier de l'avant-pied mécanique et établit ainsi la zone d'appui physiologique et un équilibre stable. Le mécanisme de ressort jaune de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING est précomprimé et fournit ainsi le couple nécessaire pour une résistance de base suffisamment élevée dès la station debout (voir encadré).

Marche

En *mid stance*, le support plantaire long et partiellement souple restaure le levier de l'avant-pied qui est activé par le mécanisme de ressort jaune très fort de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING. La butée dorsale dynamique permet en *late mid stance* un équilibre stable et un avancement contrôlé du tibia, contribuant à une stabilité optimale du genou.

En *terminal stance*, la butée dorsale dynamique apporte une mobilité par le biais de l'axe de rotation de l'articulation mécanique en direction extension dorsale, ce qui étire les fléchisseurs plantaires. La résistance de base produite par les mécanismes de ressort précomprimés permet le décollage du talon et, par suite, une longueur de pas physiologique. L'étirement des fléchisseurs plantaires aide en *pre swing* à l'initialisation de la phase oscillante.



Options précédentes d'appareillage

Les patients et patientes appartenant à ce type ont souvent reçu jusqu'ici des prothèses de pied sans cheville (prothèse d'avant-pied de Bellmann ou prothèse d'avant-pied en silicone) ou des interfaces de moignon avec prothèse d'avant-pied et orthèses tibio-pédieuses.

Les prothèses de pied sans cheville n'activent qu'insuffisamment le levier de l'avant-pied malgré une bonne adhérence au pied (coque talonnière de Bellmann ; friction statique avec le silicone). La prothèse peut ici glisser sous l'effet de sollicitations élevées ou prolongées lorsqu'en *terminal swing* et en *pre swing*, l'avant-pied est mis en charge.

La faible compensation fonctionnelle apportée par une simple interface de moignon doit être corrigée par la stabilisation avec une orthèse à cadre ou une orthèse tibio-pédieuse préfabriquée. La plupart des orthèses à cadre interdisent toutefois toute mobilité dans l'articulation anatomique de la cheville et ne contribuent donc pas à retrouver une marche physiologique. Les orthèses tibio-pédieuses préfabriquées, de leur côté, ne sont pas assez stables pour rétablir le levier de l'avant-pied [Kai, p. 6]. De plus, ne possédant pas d'axe de rotation défini, elles occasionnent un déplacement des coques de l'orthèse sur la jambe. Les forces de cisaillement en résultant dans le support plantaire exercent une forte pression sur le bout du moignon sensible.

Remarque sur l'appareillage de diabétiques

Il est indispensable, notamment pour les patients et patientes amputés pour le syndrome du pied diabétique, d'attacher une attention accrue à éviter les pointes de pression sur le moignon. L'immobilisation du moignon est assurée par une semelle rigide qui peut être intégrée soit dans la chaussure, soit – comme décrit – directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING.

Chaussure

Une chaussure doit remplir entre autres les conditions suivantes pour une prothèse partielle de pied NEURO SWING :

- volume intérieur suffisamment grand pour loger l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING
- contrefort ferme pour garantir un bon maintien de la prothèse partielle de pied NEURO SWING dans la chaussure
- semelle antidérapante qui peut être conçue pour compenser la différence de hauteur due à une déformation en pied équin

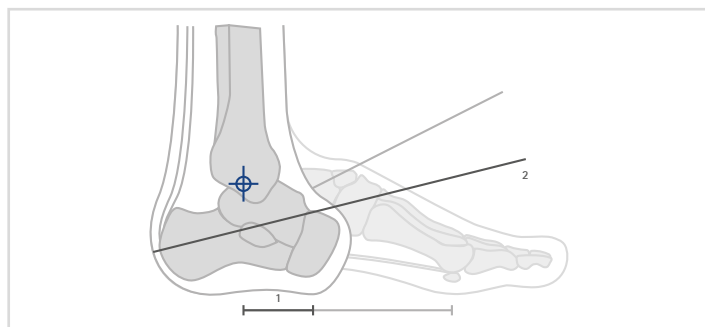
Les chaussures d'orthèse URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE et CROSSROADS de FIOR & GENTZ réunissent ces conditions (voir chaussure d'orthèse CROSSROADS en noir sur la photo ci-dessous).



Répercussions biomécaniques

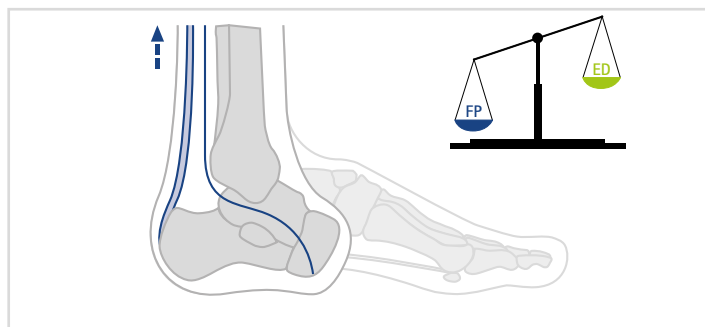
Le type 3 regroupe les moignons après amputation transtarsienne (Bona-Jäger ou Chopart).

Le levier de l'avant-pied (1) est court et la zone d'appui fortement réduite, ce qui implique des déficits considérables pour la station debout et pour la marche. La diminution de l'angle d'inclinaison du calcaneum (2) entraîne une nette déformation en pied équin et une différence de longueur des membres inférieurs.



Ce type d'intervention supprime avec la dernière branche du muscle tibial antérieur et du muscle troisième fibulaire toutes les insertions des muscles qui contrôlent la flexion plantaire et la supination du muscle triceps sural. La position accentuée de flexion plantaire du moignon et l'absence de liberté de mouvement dans l'articulation talo-crurale risquent d'être à l'origine de contractures douloureuses.

Il existe un déséquilibre musculaire entre les extenseurs dorsaux et les fléchisseurs plantaires, ces derniers étant fortement prédominants. Les extenseurs dorsaux ne sont pas en mesure de déployer une force capable d'intervenir dans la mobilité [Dil2, p. 1328].



Prothèse partielle de pied NEURO SWING

Composée de :

- coque tibiale antérieure haute ;
- support plantaire avec interface de moignon ;
- articulation de cheville modulaire NEURO SWING.

Coque tibiale antérieure haute

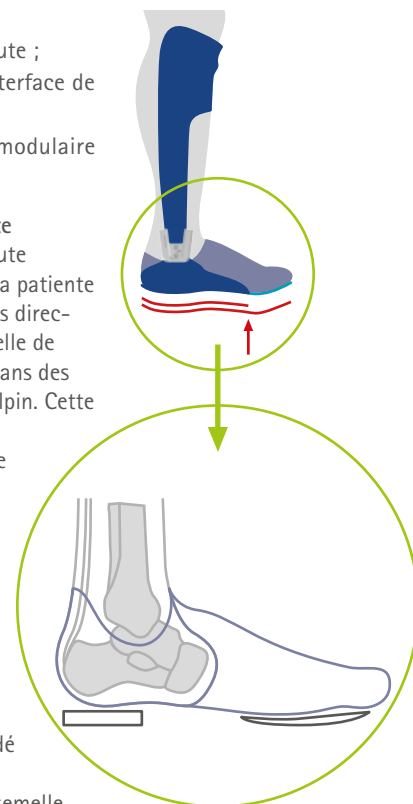
La coque tibiale antérieure haute épouse le tibia. Le patient ou la patiente peut donc faire peser son poids directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING, comme dans des chaussures de ski pour le ski alpin. Cette particularité permet l'activation directe du levier de l'avant-pied par la butée dorsale dynamique.

Support plantaire avec interface de moignon

Pour que le patient ou la patiente puisse avoir un mouvement de déroulement du pied aussi physiologique que possible, il est recommandé d'utiliser un support plantaire long et partiellement souple (semelle rigide avec orteils flexibles).

ATTENTION : lors du traitement de patients et patientes atteints du pied diabétique, il est indispensable de fabriquer un support plantaire long et rigide au lieu d'un support plantaire long et partiellement souple.

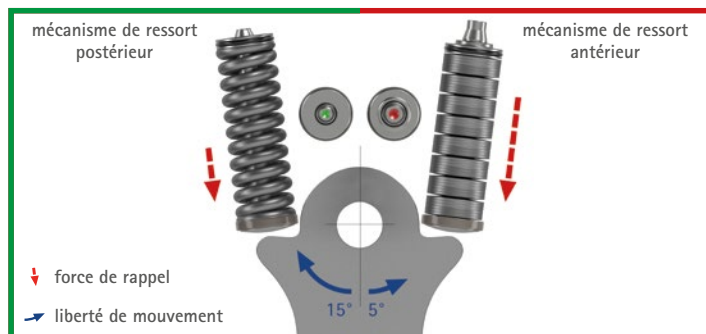
L'interface de moignon est une composante intégrale de la prothèse partielle de pied NEURO SWING et peut soit être confectionnée comme prothèse de pied sans cheville, soit être intégrée au support plantaire. Il faut protéger le moignon contre la pression et les forces de cisaillement pour préparer une interface optimale pour la peau et les tissus mous du moignon. Cette interface sert de rembourrage de l'extrémité du moignon, mais aussi de prothèse du médio-pied et de l'avant-pied. La compensation de la différence de longueur des membres inférieurs s'effectue dans l'interface de moignon et/ou dans la chaussure.



Articulation de cheville modulaire NEURO SWING

Mécanismes de ressort à utiliser

- postérieur : repère vert (force de rappel moyenne, liberté de mouvement max. 15°) ;
- antérieur : repère rouge (force de rappel très élevée, liberté de mouvement max. 5°).



Adaptation individuelle à la prothèse partielle de pied par :

- mécanismes de ressort précomprimés interchangeables ;
- conception réglable ;
- liberté de mouvement réglable.

Ces trois facteurs peuvent être modifiés indépendamment les uns des autres et n'interfèrent pas entre eux.

Mode d'action de la prothèse partielle de pied NEURO SWING

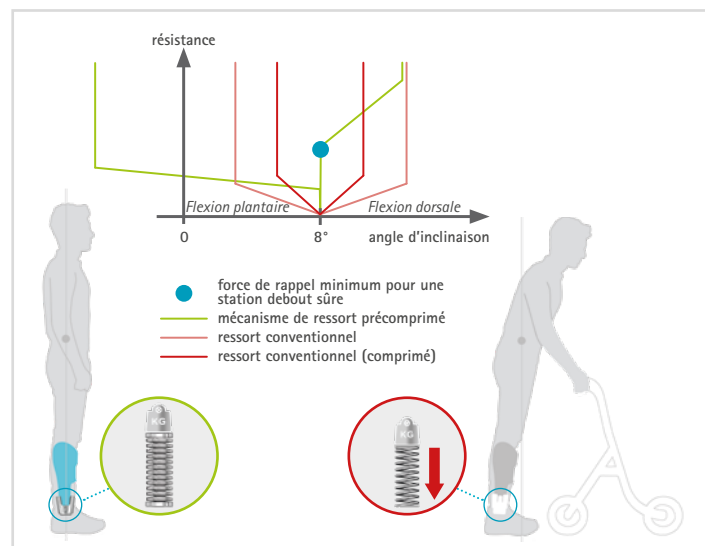
Station debout

La butée dorsale dynamique active le levier de l'avant-pied mécanique et établit ainsi la zone d'appui physiologique et un équilibre stable. Le mécanisme de ressort rouge de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING est précomprimé et fournit ainsi le couple nécessaire pour une résistance de base suffisamment élevée dès la station debout (voir encadré).

Marche

En *mid stance*, le support plantaire long et partiellement souple fournit le levier de l'avant-pied qui est activé par le mécanisme de ressort rouge extra fort de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING. La butée dorsale dynamique permet en *late mid stance* un équilibre stable et un avancement contrôlé du tibia, contribuant à une stabilité optimale du genou.

En *terminal stance*, la butée dorsale dynamique apporte une mobilité par le biais de l'axe de rotation de l'articulation mécanique en direction extension dorsale, ce qui étire les fléchisseurs plantaires. La résistance de base produite par les mécanismes de ressort précomprimés permet le décollage du talon et, par suite, une longueur de pas physiologique. L'étirement des fléchisseurs plantaires aide en *pre swing* à l'initialisation de la phase oscillante.



Options précédentes d'appareillage

Les patients et patientes appartenant à ce type ont jusqu'ici souvent reçu des prothèses à cadre incluant la cheville ou des prothèses de pied sans cheville (prothèse d'avant-pied de Bellmann ou prothèse d'avant-pied en silicone).

Les prothèses de pied sans cheville n'apportent toutefois pas aux patients et patientes la stabilité suffisante et seulement une compensation fonctionnelle médiocre. C'est pourquoi ces appareillages sont complétés par des orthèses tibio-pédieuses (orthèses à cadre en carbone ou orthèses tibio-pédieuses préfabriquées).

Tout comme les prothèses à cadre incluant la cheville, les orthèses à cadre en carbone interdisent la mobilité dans l'articulation anatomique de la cheville et ne contribuent donc pas à retrouver une marche physiologique. Par contre, il existe un grand nombre d'orthèses tibio-pédieuses préfabriquées suffisamment stables pour rétablir le levier de l'avant-pied [Kai, p. 6]. De plus, ne possédant pas d'axe de rotation défini, elles occasionnent un déplacement des coques de l'orthèse sur la jambe. Les forces de cisaillement en résultant dans le support plantaire exercent une forte pression sur le bout du moignon sensible.

Remarque sur l'appareillage de diabétiques

Il est indispensable, notamment pour les patients et patientes amputés pour le syndrome du pied diabétique, d'attacher une attention accrue à éviter les pointes de pression sur le moignon. L'immobilisation du moignon est assurée par une semelle rigide qui peut être intégrée soit dans la chaussure, soit – comme décrit – directement dans la prothèse partielle de pied NEURO SWING.

Chaussure

Une chaussure doit remplir entre autres les conditions suivantes pour une prothèse partielle de pied NEURO SWING :

- volume intérieur suffisamment grand pour loger l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING
- contrefort ferme pour garantir un bon maintien de la prothèse partielle de pied NEURO SWING dans la chaussure
- semelle antidérapante qui peut être conçue pour compenser la différence de hauteur due à une déformation en pied équin

Les chaussures d'orthèse URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE et CROSSROADS de FIOR & GENTZ réunissent ces conditions (voir chaussure d'orthèse CROSSROADS en noir sur la photo ci-dessous).



Une prothèse doit impérativement, pour constituer individuellement la meilleure situation biomécanique possible, être adaptée de façon optimale à la marche pathologique de la personne. Cet objectif est réalisable avec l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING grâce à des mécanismes de ressort interchangeables, une orthèse réglable et une liberté de mouvement réglable.

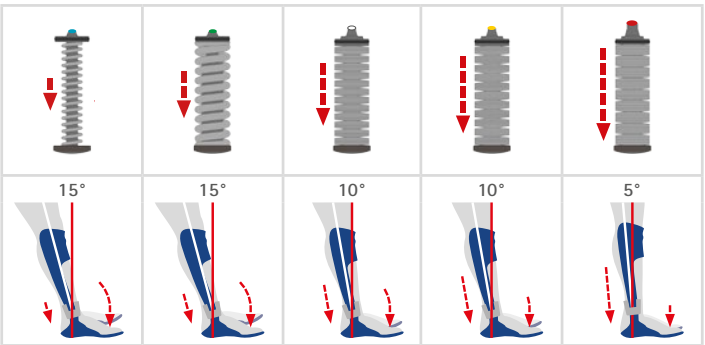
Répercussions sur la marche en *initial contact* et en *loading response*

Les mécanismes de ressort interchangeables de l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING permettent d'adapter la force de rappel nécessaire optimale à la marche pathologique du patient ou de la patiente. La recherche de la force de rappel adéquate est un processus d'ajustage qui exige que soient soigneusement pesés les avantages des différentes fonctions disponibles. L'option de réglage comporte toutefois un avantage important pour une adaptation individuelle de la prothèse.

L'articulation de cheville modulaire NEURO SWING permet une flexion plantaire passive et une fonction de relèvement du talon physiologique grâce à l'axe de rotation défini et à la liberté de mouvement réglable. L'angle de la flexion plantaire dépend du mécanisme de ressort choisi. L'abaissement du pied est contrôlé par le mécanisme de ressort postérieur. Une force de rappel normale (mécanisme de ressort bleu), avec une liberté de mouvement de 15°, fournit la plus grande fonction de relèvement du talon qu'il soit possible d'obtenir.

La flexion plantaire passive est contrôlée par le travail excentrique du muscle tibial antérieur.

Réglage de la fonction de relèvement du talon

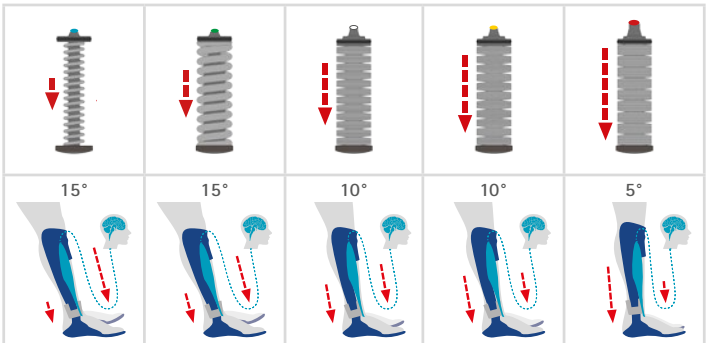


Plus la force de rappel est faible, plus la fonction de relèvement du talon est importante.

L'ampleur de ce travail excentrique et, par suite, la hauteur des impulsions motrices, dépendent de la force de rappel et de la liberté de mouvement.

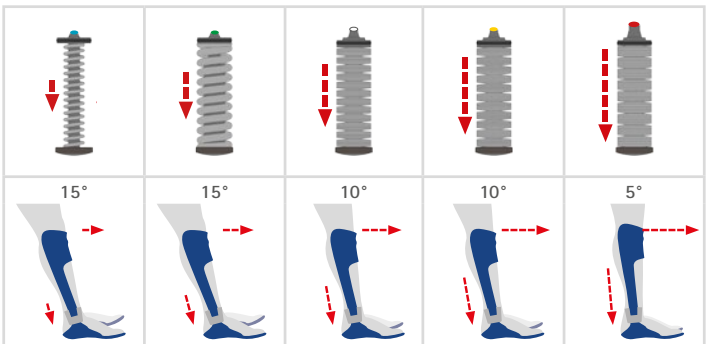
La flexion plantaire passive et la fonction de relèvement du talon diminuant plus la force de rappel augmente, on observe en conséquence un couple de flexion croissant dans le genou. L'avance de la jambe s'en trouve accélérée et la sollicitation du quadriceps accentuée. L'augmentation de la résistance à la flexion plantaire entraîne par ailleurs une augmentation de la flexion du genou entre *loading response* et *early mid stance*, ainsi qu'une diminution de la flexion plantaire maximale [Kob, p. 458].

Réglage de la charge excentrique du muscle tibial antérieur



Plus la force de rappel est faible, plus la charge excentrique du muscle tibial antérieur est élevée.

Réglage de l'avance de la jambe

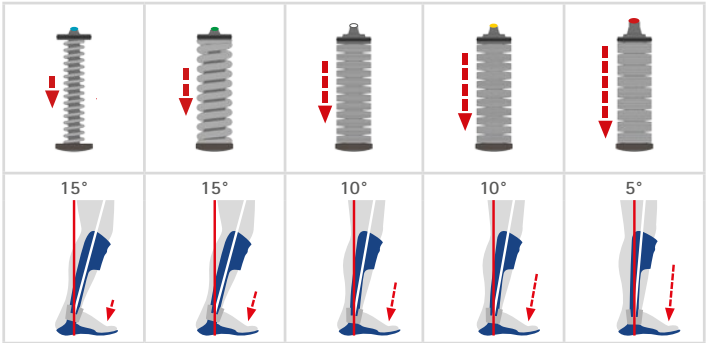


Plus la force de rappel est élevée, plus l'avance de la jambe est importante.

Répercussions sur la marche en *mid stance*

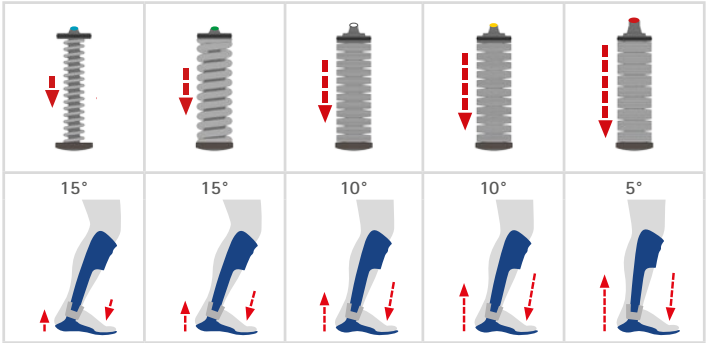
En *mid stance*, l'avancement de la jambe s'oppose à la puissance du mécanisme de ressort antérieur, la résistance la plus grande étant fournie par un mécanisme de ressort rouge ayant une force de rappel extra forte. L'énergie générée est stockée dans des rondelles Belleville. L'ampleur du mouvement à l'intérieur de l'articulation de cheville est limitée par la liberté de mouvement du mécanisme de ressort choisi (de 5° à 15°). Il est préférable de prévoir une inclinaison de la jambe vers l'avant de 10° à 12° pour pouvoir exploiter au maximum les possibilités de réglages offertes par la construction de la prothèse dans cette phase du cycle de marche. Cette inclinaison vers l'avant donne des rapports de levier optimaux [Owe, p. 257]. Ce réglage de la prothèse s'effectue directement sur l'articulation.

Réglage de la résistance contre l'extension dorsale



Plus la force de rappel est élevée, plus la résistance contre l'extension dorsale est importante.

Réglage du décollage du talon



Plus la force de rappel est élevée, plus le décollage du talon est précoce.

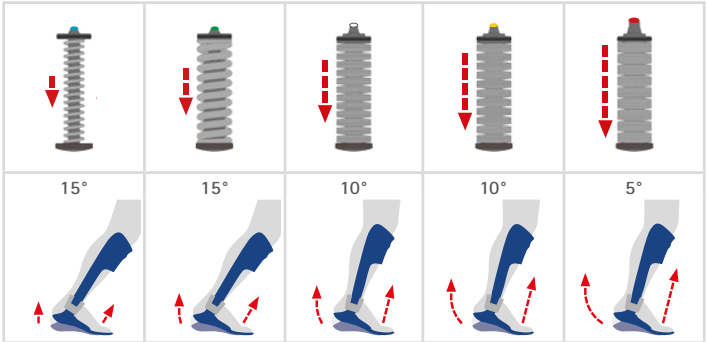
Répercussions sur la marche en *terminal stance*

Le mécanisme de ressort antérieur comprimé induit le décollage du talon du sol entre *late mid stance* et *terminal stance*. Le décollage du talon est plus précoce en présence d'une force de rappel très élevée et d'une liberté de mouvement de 5° qu'avec une force de rappel normale et une liberté de mouvement de 15°.

Répercussions sur la marche en *pre swing*

C'est en *pre swing* qu'est restituée l'énergie accumulée dans le mécanisme de ressort antérieur. Le mécanisme de ressort extra fort pouvant stocker la plus grande quantité d'énergie, il fournit l'assistance maximale pour l'accélération de la jambe vers l'avant (*push off*). Le *push off* peut contribuer, avec des AFO munies de forces de rappel élevées et d'une liberté de mouvement définie, à se rapprocher de la marche physiologique en *pre swing* [Des, p. 150]. Les mécanismes de ressort dotés de la plus grande liberté de mouvement font aussi en sorte que le pied effectue le trajet de retour le plus long pour revenir en position neutre.

Réglage de la restitution d'énergie pour le *push off*



Plus la force de rappel est élevée, plus la restitution d'énergie pour le *push off* est importante.

Répercussions sur la marche en phase oscillante

Dans l'articulation de cheville modulaire NEURO SWING, chacun des cinq mécanismes de ressort est suffisamment puissant pour que le pied soit maintenu en position neutre (normale) ou en légère extension dorsale et, ainsi, attaque le sol avec le talon en *initial contact*. Cette position est la condition primordiale pour obtenir une fonction de relèvement du talon et une *loading response* physiologique [Nol, p. 659].

Amputation

Section et ablation chirurgicale ou d'origine traumatique d'une partie du corps. Une amputation majeure intervient au niveau de la jambe ou de la cuisse. L'articulation de la cheville est donc enlevée. Une amputation mineure préserve l'articulation de la cheville.

Aponévrose plantaire

Bande tendineuse sous la plante des pieds. L'aponévrose plantaire prend racine sur l'os du talon (calcaneus) et s'étend en éventail pour se fixer dans les capsules articulaires des articulations métatarso-phalangiennes et dans les tendons terminaux des abducteurs des orteils sur l'articulation métatarso-phalangienne.

Articulations métatarso-phalangiennes

Articulations métatarso-phalangiennes ; articulations entre les os du médio-pied (métatarses) et la base des premières phalanges (phalanges proximales)

Articulation talo-crurale

(latin *articulatio talocruralis*) : l'ensemble de l'articulation talo-crurale et l'articulation sous-astragalienne se trouve entre la jambe et le tarse. L'articulation talo-crurale se compose comme articulation en charnière du tibia et la fibula à la jambe et du talus du tarse et est stabilisé par une capsule articulaire et plusieurs ligaments. L'articulation talo-crurale détermine principalement la flexion plantaire et l'extension dorsale du pied.

Articulation tarso-métatarsienne

(latin *articulatio tarsometatarsalis*) : interligne de Lisfranc ; liaisons articulées entre les différents os tarsiens et les métatarses (os métatarsiens 1 à 5)

Atrophie musculaire

(grec *atrophia* = dépérissement, amaigrissement) : diminution visible du volume d'un muscle du squelette suite à une réduction de la sollicitation.

Botte d'arthrodèse

Une botte d'arthrodèse immobilise entièrement l'articulation de la cheville. En plus d'un contrefort stabilisateur, une languette de soutien et une semelle de déroulement sont intégrées dans la botte, raison pour laquelle on peut aussi désigner une botte d'arthrodèse par botte d'immobilisation avec déroulement intégré.

Butée dorsale

Composant d'une orthèse qui limite le degré d'extension dorsale. Le levier de l'avant-pied est activé par une butée dorsale, créant une surface d'appui. Une butée dorsale génère également, avec le support plantaire d'une orthèse, un couple déclenchant l'extension du genou et, à partir de *terminal stance* le décollage du talon du sol.

Contact intime

contact intégral d'un moignon avec la tige l'entourant

Contracture

(latin *contrahere* = tirer ensemble, réunir en tirant) : raccourcissement durable ou rétraction durable d'un tissu, par ex. de certains muscles ou tendons. Elle limite le mouvement qui est ou qui n'est pas capable à régresser ou est responsable d'une malformation dans les articulations proches. Il existe des contractures élastiques et des contractures rigides.

Contre-indication

(latin *contra* = contre ; latin *indicare* = indiquer) : circonstance qui interdit l'application ou la poursuite de l'application d'un médicament défini, ou d'une mesure thérapeutique, en soit bénéfique

Coque talonnière

fixation du talon par un composant intégré dans la tige de la prothèse

Désarticulation

Amputation d'un membre traversant une articulation, l'os proximal restant entièrement sauvegardé. Une désarticulation des orteils désigne l'amputation d'un rayon qui sectionne l'articulation métatarso-phalangienne.

Distal

(latin *distare* = être éloigné) : être éloigné du milieu du corps. Le contraire de distal est proximal.

Dorsal

(latin *dorsum* = dos, arrière) : concernant le dos ou l'arrière, placé au dos de quelque chose. Définition de la position pour le pied : sur le côté du dos du pied.

Douleur fantôme

Les douleurs fantômes sont ressenties après une amputation dans la partie du corps qui a été enlevée. Le patient ou la patiente peut par ailleurs le plus souvent les localiser avec précision en dehors du corps.

Dynamique

(grec *dynamikos* = puissant, efficace) : un mouvement se caractérisant par son élan et son énergie

Emboîture

Dans les constructions mécaniques, cette notion désigne l'imbrication parfaite de deux pièces pour empêcher un mouvement. En technique orthopédique, on parle d'emboîture lorsque le dispositif médical (par ex. la tige de prothèse) a un contact intime avec la structure anatomique (par ex. le moignon).

Esthétique

En prothétique, on parle d'esthétique lorsque l'aspect d'une prothèse ou d'un revêtement de prothèse restitue au mieux l'image de la partie du corps qu'elle remplace.

Extension dorsale

Soulèvement du pied. Mouvement antagoniste de la ↑ flexion plantaire. Désignée en anglais par le terme *dorsiflexion* parce que l'angle entre la jambe et le pied est réduit (flexion). Au niveau fonctionnel, il s'agit toutefois d'un allongement dans le sens d'une extension. Les muscles commandant ce mouvement sont les extenseurs dorsaux.

Flexion plantaire

Abaissement du pied. Mouvement antagoniste de ↑ l'extension dorsale. Les muscles commandant ce mouvement sont les fléchisseurs plantaires.

Fonction de relèvement du talon

(anglais *heel rocker*) : comprend la rotation complète du pied autour du ↑ point d'attaque au sol du talon. Elle se déroule dans l'articulation anatomique de la cheville entre *initial contact* et *loading response* : de *terminal swing* à *initial contact*, la jambe oscillante « tombe » au sol d'une hauteur de 1 cm environ. La force de réaction du sol commence à s'appliquer au point d'attaque au sol. Son vecteur de force (ligne en pointillé) passe derrière la cheville. Avec le releveur de talon qui en résulte se forme un couple déclenchant la flexion plantaire dans la cheville qui abaisse le pied. Le ↑ muscle tibial antérieur effectue un travail ↑ excentrique dans le sens inverse de ce mouvement et freine la descente du pied.

Forces de cisaillement

Les forces de cisaillement sont des forces mécaniques qui tirent en sens opposé des surfaces entre elles.

Friction statique

le mouvement de deux corps se touchant, limité par les propriétés adhésives de leurs matériaux

Gestion des plaies

Soins interdisciplinaires structurés apportés aux plaies en milieu clinique. Après une amputation, une gestion soignée des plaies vise à accélérer le processus de cicatrisation et à augmenter le taux de cicatrisation. Elle constitue une base optimale pour l'appareillage prothétique.

Interdisciplinaire

(latin *inter* = entre) : désigne la collaboration entre plusieurs secteurs, dépassant le cadre d'une seule discipline

Latéral

(latin *latus* = flanc, côté) : situé sur le côté, éloigné du milieu du corps

Levier de l'avant-pied

levier anatomique s'étendant de l'articulation talo-crurale aux articulations métatarso-phalangiennes

Médial

(latin *medius* = qui est au milieu, central) : qui occupe le milieu, orienté vers le milieu du corps, placé vers le milieu

Métaphyse

(grec *meta* = entre, à l'intérieur de ; *physis* = nature) : partie d'un os long comprise entre le corps de l'os (diaphyse) et l'extrémité de l'os formant l'articulation (épiphyse) et composée à l'intérieur de substance poreuse (↑ os spongieux)

Muscle quadriceps

Musculus quadriceps femoris : muscle à quatre têtes. Le plus grand muscle du corps humain, responsable de l'extension de la jambe dans l'articulation de genou. Il se compose des muscles suivants : le muscle droit fémoral (*musculus rectus femoris*), le muscle vaste interne (*musculus vastus medialis*), le muscle vaste externe (*musculus vastus lateralis*) et le muscle vaste intermédiaire (*musculus vastus intermedius*).

Muscle tibial antérieur

Musculus tibialis anterior : muscle se trouvant devant le tibia, partant du tibia pour se terminer au bord interne du pied et responsable de ↑l'extension dorsale de ce dernier

Muscle triceps sural

Muscle triceps sural : muscle à trois têtes formant le mollet. Désignation globale pour le ↑muscle gastrocnémien à deux têtes et le ↑muscle soléaire.

Œdème

(grec *oidema* = enflure) : accumulation d'eau ; épanchement de liquide en provenance des vaisseaux et stocké dans les espaces intercellulaires

Orthèse/prothèse à cadre (en carbone)

Dispositif médical fabriqué en carbone de façon artisanale et incluant la cheville. Le support plantaire est relié sur le côté ↑médial et le côté ↑latéral avec la coque tibiale antérieure. Le patient ou la patiente enfle l'orthèse/la prothèse en ↑dorsal, comme pour passer par un cadre.

Os métatarsiens

Métatarses : os du médio-pied. Ces cinq os longs constituent le médio-pied et se composent chacun d'une base proximale, d'un corps et d'une tête distale. La base s'articule avec le tarse, la tête avec l'orteil.

Os naviculaire

Os naviculare : scaphoïde, os tarsien

Os spongieux

(latin *spongia* = éponge) : structure intérieure d'un os ressemblant à une éponge et composée de petits filaments osseux (les trabécules). L'os spongieux est entouré d'une couche osseuse compacte.

Pathologique

(grec *pathos* = douleur, maladie) : (modifié) par la maladie

Perforation

(latin *perforare* = percer, transpercer) : Trou dans un tissu qui enveloppe une cavité corporelle. Des os pointus peuvent, après une amputation, transpercer par ex. le tissu recouvrant le moignon s'ils ne sont pas arrondis.

Pied équin

Fixation du pied en ↑flexion plantaire faisant remonter le talon. Le talon ne touchant pas le sol à la marche, le pied équin (pes equinus) est aussi appelé « sabot de cheval ».

Physiologique

(grec *physis* = nature ; *logos* = parole, science) : concernant les processus vitaux naturels

Plan sagittal

(latin *sagitta* = flèche) : plan qui traverse le corps d'avant en arrière. Vu de devant, le plan sagittal ressemble à une ligne.

Plantaire

(latin *planta* = plante des pieds) : relatif à la surface inférieure du pied, en direction de la plante du pied

Point d'attaque au sol

point où le talon touche le sol en premier en *initial contact*

Pointe de pression

La marche exerce une pression sur la plante du pied. La force de la pression dépend de la charge. La pression est particulièrement forte sur les saillies osseuses. Cette valeur élevée est appelée pointe de pression.

Position neutre

Désigne la position du corps qu'une personne prend en station debout, jambes écartées à largeur de hanches. La liberté de mouvement d'une articulation se détermine à partir de la position neutre (normale).

Prothèse de Bellmann

Prothèse de pied sans cheville mise au point par l'orthopédiste suisse Dieter Bellmann. Elle est fabriquée de façon artisanale et se compose d'une tige flexible, d'un bord de déroulement en carbone et d'une prothèse d'avant-pied en mousse. Elle est maintenue sur le pied par une ↑coque talonnière avec sangle.

Proximal

(latin *proximus* = le plus rapproché) : être proche du milieu du corps. Le contraire de proximal est ↑distal.

Push off

poussée des orteils pour décoller du sol en phase préoscillante *pre swing*, accélérant la jambe pour la faire avancer

Rayon

Un rayon composé d'un métatarse et des phalanges correspondantes.

Réamputation

Nouvelle amputation consécutive à des complications sur le moignon. Une réamputation entraîne donc un raccourcissement du moignon.

Recouvrement de tissus mous

Enrobement des os sectionnés par l'amputation avec des tissus mous comme de la peau, des muscles ou du tissu graisseux sous-cutané. En cas d'amputation partielle du pied pratiquée à partir du dos du pied, les structures de tissus mous de bonne qualité de la plante du pied servent à recouvrir le moignon.

Releveur de talon

Un levier avec le ↑ point d'attaque au sol du talon comme axe de rotation, et la distance séparant ce point d'attaque et l'articulation anatomique de la cheville comme bras de levier. En phase d'*initial contact*, la force de réaction du sol agissant en ↑ dorsal de la cheville provoque une rotation autour du point d'attaque au sol du talon.

Réséction d'un rayon

amputation d'un rayon complet à la base du métatarse

Shifting

mouvement de la prothèse qui frotte contre le moignon en marchant

Statique

(grec *statikos* = relatif à l'équilibre, stable) : l'équilibre des forces, relatif à la statique, se trouvant en équilibre, en position de repos, fixe, immobile

Supination

(latin *supinare* = renverser en arrière) : rotation vers l'extérieur du pied autour de son axe longitudinal ou bien soulèvement du bord interne du pied. Les muscles commandant ce mouvement sont les supinateurs.

Tibia

(latin *tibia* = flûte) : l'os le plus résistant des deux os de la jambe faisant partie aussi bien de l'articulation du genou que de l'articulation de la cheville

Transmétatarsien

(latin *trans* = au-delà de, de l'autre côté de ; *metatarsalia* = métatarse) : en cas d'amputation transmétatarsienne, la ligne d'amputation traverse les cinq métatarses.

Transtarsien

(latin *trans* = au-delà de, de l'autre côté de ; *tarsus* = tarse) : en cas d'amputation transtarsienne, la ligne d'amputation traverse les os tarsiens.

Ulcération

(latin) ulcère

Abrév.	Source	Page	Abrév.	Source	Page
[Bau]	Baumgartner R, Stinus H (2001) : <i>Die orthopädietechnische Versorgung des Fußes</i> . Stuttgart : Thieme. _____	5, 10, 15, 28	[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
[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 & Posture</i> 24(2) : 142-151. _____	55	[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
[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 & 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> , 2e édition. 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 & 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. Berlin. _____	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 & 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			

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.



Configurateur d'orthèse

PR0268-FR-2025-02

FIOR & GENTZ

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

☎ +49 4131 24445-0
☎ +49 921 95659554

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