

Handboek over gedeeltelijke voetamputatie

Een concept voor de prothetische verzorging van patiënten met amputaties onder het spronggewricht

2e editie



Inleiding

Elk jaar wordt bij meer dan 50.000 mensen in Duitsland een gedeeltelijke voetamputatie uitgevoerd [Spo, p. 5]. Na de amputatie dient een prothese als vervanging voor de verloren extremititeit. Hiermee moet de patiënt weer zo normaal mogelijk kunnen staan en lopen.

Om dit doel te bereiken, is een anatomische en fysiologische basiskennis vereist. De orthopedisch technicus heeft hierbij de belangrijke taak om de patiënt zo goed mogelijk van een prothese te voorzien. Voor de prothetische verzorging worden doorgaans afhankelijk van het amputatieniveau traditionele verzorgingsconcepten ingezet. Hierbij is er echter sprake van veel ongebruikt potentieel.

Met het NEURO SWING systeem enkelgewricht kunnen veel traditionele, ontoereikende protheseconcepten voor patiënten met een amputatie van een gedeelte van de voet kritisch ter discussie worden gesteld. Dit handboek is ontstaan om voor de prothetische verzorging van patiënten met een amputatie van een gedeelte van de voet een solide basis te scheppen en nieuwe mogelijkheden te laten zien. Als fundament voor dit verzorgingsconcept werd een gerichte classificatie met drie verschillende verzorgingstypen ontwikkeld. De hieruit resulterende verzorgingsvoorstellen zijn gebaseerd op praktische ervaringen en wetenschappelijke inzichten rond het systeem enkelgewricht NEURO SWING.

Wij beweren geenszins dat ons handboek perfect is. Het moet veeleer een aanzet vormen voor een nieuwe manier van denken over de prothetische verzorging van mensen met een gedeeltelijke voetamputatie.

Wij zijn dankbaar dat wij bij de ontwikkeling en productie van de eerste gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING konden rekenen op onze klanten. Wij spreken tevens onze dank uit aan de patiënten die de moed hadden om een nieuw soort verzorging uit te proberen.

Met dit handboek willen wij nieuwe manieren voor een betere prothetische verzorging van patiënten met een gedeeltelijke voetamputatie laten zien. Wij nodigen u van harte uit om deze stap samen met ons te zetten.

Het team van FIOR & GENTZ

Titelpagina: Patiënt (gedeeltelijke voetamputatie volgens Lisfranc, classificatie type 2), verzorgd met een gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

Inhoud

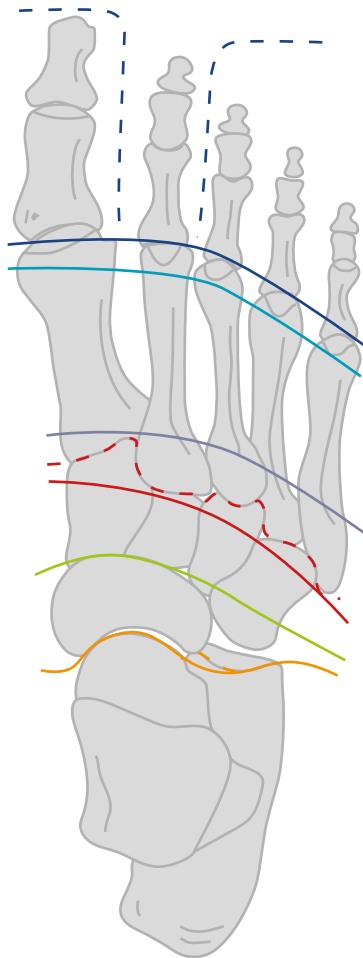
Gedeeltelijke voetamputaties	
Oorzaken voor amputaties	6
Cijfers over gedeeltelijke voetamputaties	6
Complicaties	7
Doel van de therapie	
Fysiologisch staan en lopen	8
Werken binnen een interdisciplinair team	10
De prothetische verzorging van gedeeltelijke voetamputaties	
Eisen aan een prothetische verzorging	12
Problematieken van bestaande prothetische verzorgingen	14
Nieuwe mogelijkheden met de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING	17
Functievoordelen van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING	
Voorgecomprimeerde veereenheden	18
Niet-voorgecomprimeerde veren	19
Eigenschappen van NEURO SWING	20
Biomechanische veranderingen	
Verlies van botstructuren	28
Verlies van spierstructuren	29
Functionele verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet	31
Classificatie van gedeeltelijke voetamputaties	32
Verzorgingsvoorstellen	
Verzorgingsvoorstel voor type 1	34
Verzorgingsvoorstel voor type 2	40
Verzorgingsvoorstel voor type 3	46
Beïnvloeding van het gangbeeld door instelling van de veerkracht	52
Verklarende woordenlijst	
vanaf pagina	56
Bibliografie	
vanaf pagina	64

Een amputatie is de volledige of gedeeltelijke chirurgische verwijdering van ledematen. Deze wordt afhankelijk van de zwaarte van de ingreep onderverdeeld in minor amputatie en major amputatie. Bij de voet spreekt men van een minor amputatie als het anatomische enkelgewricht behouden blijft. Een major amputatie gaat gepaard met het verlies van het anatomische enkelgewricht. Bij een gedeeltelijke voetamputatie wordt het distale deel van de voet geamputeerd, terwijl het enkelgewricht behouden blijft.

Hiermee wordt gepoogd om door de amputatie een solide basis voor herstel van het loopvermogen te creëren. Er dient altijd zo distaal mogelijk te worden

geamputeerd om een maximale functie te behouden. De anatomische lijnen die tegenwoordig voor amputaties worden gebruikt, dragen de namen van de chirurgen die deze amputaties voor het eerst hebben ingezet (zie informatiekader) [Bau, p. 136].

Een amputatie is altijd het laatste middel en wordt alleen uitgevoerd als er geen mogelijkheden meer zijn om het lichaamsdeel te behouden. Ook bij ernstige gevolgen voor de gezondheid of hevige chronische pijn kan een amputatie noodzakelijk zijn.



Metatarsofalangeale amputatie

- exarticulatie van alle tenen in de teenbasisgewrichten of
- exarticulatie van een enkele teen (stippellijn)

Transmetatarsale amputatie (Sharp)

- lange middenvoetstomp
- amputatie in het sponsachtige gedeelte van de middenvoetsbeentjes

Transmetatarsale amputatie (Sharp-Jäger)

- korte middenvoetstomp
- amputatie in het sponsachtige gedeelte van de middenvoetbasis

Tarsometatarsale amputatie (Lisfranc)

- lange voetwortelstomp
- verwijdering van de middenvoetsbeentjes (ossa metatarsalia)
 - oneffen stompuiteinde (stippellijn), daarom afronden van de stomp (doorgetrokken lijn)

Transtarsale amputatie (Bona-Jäger)

- korte voetwortelstomp
- verwijdering van de distale voetwortelrij bestaande uit het teerlingbeen (os cuboideum) en de wigvormige beenderen I-III (ossa cuneiforme I-III)
 - toegenomen verkeerde spitsvoet- en supinatiestand

Transtarsale amputatie (Chopart)

- lange achtervoetstomp
- verwijdering van schuitvormig been (os naviculare)
- spronggewricht blijft behouden
 - door spieren veroorzaakte verkeerde stand, kan door verplaatsing van de m. tibialis anterior worden verlicht

Oorzaken voor amputaties

- 87% perifere arterieel vaatlijden (PAV) en diabetisch voetsyndroom
- 4% trauma
- 4% tumoren en infecties
- 0,2% aangeboren misvormingen (dysmelie)
- 5% andere oorzaken

Cijfers over gedeeltelijke voetamputaties

Exacte cijfers voor Duitsland zijn niet beschikbaar, omdat er geen nationaal amputatieregister bestaat. In 2014 werden volgens een officieel onderzoek 13.048 major en 40.992 minor amputaties uitgevoerd. Er werd hierbij geen verschil gemaakt tussen diabetes en PAV als primaire oorzaak. Tussen 2005 en 2014 kan een duidelijke afname van de major amputaties bij een gelijktijdige toename van minor amputaties worden vastgesteld [Krö, p. 135].

In een andere bron wordt verslag gedaan van 55.595 amputaties in 2015, waarvan 29.153 amputaties van tenen/teenstralen en 8688 voet-, midden- of voorvoetamputaties [Spo, p. 5].

De amputaties worden vooral bij mannen uitgevoerd. De amputaties vertonen een genderverdeling van twee derde mannen en een derde vrouwen. De frequentie van alle amputaties stijgt met een toenemende leeftijd [Krö, p. 135].

Complicaties

Complicaties na een amputatie worden ofwel door fouten bij de operatie of een slechte pasvorm van de prothetische verzorging resp. verkeerde schoenen veroorzaakt.

Een slechte pasvorm van de prothese kan door een ontoereikend stomped of een toename van het stompvolume ontstaan. De druk die dan op de stomp wordt uitgeoefend, kan tot stomppijn en/of een drukulcus leiden. Een afname van het stompvolume zorgt echter voor een ontbrekend eindcontact in de prothese en bevordert zo de vorming van oedeem.

Bij de operatietechniek kunnen bijvoorbeeld niet-afgeronde botten in de stomp of een te strakke afdekking met weke delen tot een perforatie van de weke delen en tot een ontsteking van de betreffende plekken leiden [Brü, p. 178f]. Wanneer tijdens de amputatie de zenuwen te sterk getraumatiseerd worden, heeft de patiënt later meestal last van stomp- en/of fantoompijn [Krn, p. 486]. In veel gevallen leiden dergelijke complicaties tot een stomp-revisie, dus een nieuwe amputatie waardoor de stomp verder wordt ingekort en waardoor een aanpassing van de prothetische verzorging is vereist.

Fysiologisch staan en lopen

Het doel van de prothetische verzorging is een zo goed mogelijke benadering van fysiologisch staan en lopen. In de onderstaande tabel worden bijvoorbeeld de afzonderlijke fasen van het fysiologische gangbeeld getoond [Per, p. 9ff.]. Het veilig staan en lopen wordt in hoge mate door twee factoren beïnvloed:

- 1. Lengte van de stomp
- 2. Verwijdering van spieren en pezen

Over 1. De lengte van de amputatiestomp heeft de volgende effecten op het staan en lopen:

De door de amputatie ontstane verkorting van de voet zorgt voor een van de stomplengte afhankelijke verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet met de volgende gevolgen:

- tijdens het staan: verkleining van het steunvlak en dus vermindering van de stabiliteit [Grei, p. 160]

- tijdens het lopen: bewegingsbeperkingen op grond van de gewijzigde krachtoverbrenging (bijv. verkleinde staplengte, asymmetrisch gangbeeld, verminderde stap snelheid) [Dil, p. 25; For, p. 45]

Over 2. Het verwijderen van spieren en pezen door de amputatie veroorzaakt functionele en structurele beperkingen met de volgende effecten:

- Vermindering van de bewegingsomvang in het bovenste en onderste spronggewricht
- Verkeerde stand door een musculaire onevenwichtigheid [Grei, p. 160]
- Evenwichtsstoornissen

Door de musculaire onevenwichtigheid ontwikkelen zich in de meeste gevallen contracturen. Doorgaans ontwikkelt de patiënt mechanismen om de verloren functies te compenseren [For, p. 45].

Indeling van het fysiologische gangbeeld in afzonderlijke fasen volgens

Jacquelin Perry

Engelse benaming (afkorting)									
<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>
Nederlandse vertaling									
initieel contact	overname belasting	middelste standfase (begin)	middelste standfase	middelste standfase (eind)	late standfase	voorbereiding zwaai fase	initiële zwaai fase	middelste zwaai fase	laatste zwaai fase
Aandeel aan dubbele stap									
0 %	0–12 %	12–31 %			31–50 %	50–62 %	62–75 %	75–87 %	87–100 %
Heuphoek									
20° flexie	20° flexie	10° flexie	neutraal-nul	5° extensie	20° extensie	10° extensie	15° flexie	25° flexie	20° flexie
Knieshoek									
0–3° flexie	15° flexie	12° flexie	8° flexie	5° flexie	0–5° flexie	40° flexie	60° flexie	25° flexie	0–2° extensie
Enkelhoek									
neutraal-nul	5° plantairflex.	neutraal-nul	5° dorsaal ext.	8° dorsaal ext.	10° dorsaal ext.	15° plantairflex.	5° plantairflex.	neutraal-nul	neutraal-nul

Doel van de therapie

Werken binnen een interdisciplinair team

Om het doel van de therapie, een zo goed mogelijke benadering van fysiologisch staan en lopen, te realiseren, moet het interdisciplinaire team nauw samenwerken. Bij gedeeltelijke voetamputaties bestaat het interdisciplinaire team hoofdzakelijk uit een arts (orthopedist resp. orthopedisch chirurg), zorgpersoneel, orthopedisch technicus resp. orthopedisch schoentechnicus en fysiotherapeut.

De arts en het zorgpersoneel zijn bij een amputatie doorgaans het eerste aanspreekpunt voor de patiënt en proberen een goede basis voor de verdere verzorging te scheppen.

Om een gezonde en belastbare stomp te verkrijgen, zijn de volgende punten van belang:

- optimale voorbereiding (bijv. voorlichting van de patiënt, zinvolle keuze van het amputatieniveau),
- zorgvuldige uitvoering van de operatie (bijv. afronden van de botuiteinden van de stomp) [Bau, p. 135],
- zorgvuldige nabehandeling (bijv. wondmanagement).

Bij de prothetische verzorging door een orthopedisch technicus of orthopedisch schoentechnicus moet zo goed mogelijk rekening worden gehouden met de bestaande stompsituatie. Een gekwalificeerde fysiotherapie is er met een intensieve looptraining op gericht de nog bestaande bewegingsomvang maximaal te benutten en een bestaande musculaire onevenwichtigheid te verkleinen.



Eisen aan een prothetische verzorging

Afhankelijk van het amputatieniveau worden er verschillende biomechanische eisen aan de prothetische verzorging gesteld. Hoe meer proximaal wordt geamputeerd, des te steviger moet het anatomische enkelgewricht worden gestabiliseerd en moet de verloren functie worden gecompenseerd.

Een prothese voor patiënten met een gedeeltelijke voetamputatie moet de hefboomwerking van de voorvoet herstellen, de verloren spierfunctie vervangen en een stabiel en dynamisch evenwicht tot stand brengen.

Dat is zowel voor stevig staan als voor hoge en/of langdurige belastingen, bijvoorbeeld lange loopafstanden, relevant. Om het fysiologisch lopen zo goed mogelijk te benaderen, mag de resterende beweeglijkheid in het anatomische enkelgewricht slechts minimaal worden beperkt.

Bij het lopen met de prothese moet de stomp zo min mogelijk worden blootgesteld aan schuifkrachten. Door een potentiële nieuwe amputatie kunnen de biomechanische eisen aan de prothetische verzorging aanzienlijk veranderen. Er dient tevens rekening te worden gehouden met een continu toenemende spitsvoet en supinatie.



Problematieken van bestaande prothetische verzorgingen

Enkelvrije prothesen (verzorgingen 1, 2 en 3)

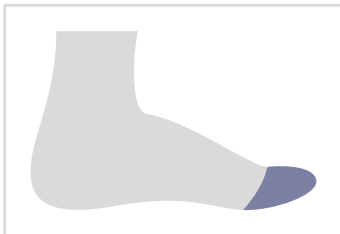
Alle gangbare enkelvrije prothesen bieden een goede hechting met de stomp die ofwel door een hoge hechtwrijving (bij silicone prothesen) of een nauw aansluitende hielcup (bij Bellmann-prothesen) wordt gerealiseerd. Op grond van deze hielcup zijn Bellmann-prothesen voor patiënten met een niet volledig belastbare stomp echter gecontra-indiceerd [Brü, p. 179]. Problematisch is bovendien dat de ontbrekende effectiviteit van de anatomische hefboomwerking van de voorvoet, die afhankelijk is van de lengte van de stomp, niet kan worden gecompenseerd. Om een functiecompensatie te realiseren, moet de prothese dwingend door een enkelomvattende component worden aangevuld.

Enkelomvattende prothesen (verzorgingen 4 en 5)

Enkelomvattende prothesen maken een functiecompensatie mogelijk in de vorm van een mechanische hefboomwerking van de voorvoet en zodoende de stabilisering van het anatomische enkelgewricht. Door blokkering van de fysiologische bewegingsvrijheid en ontbrekende dynamiek in het anatomische enkelgewricht worden echter vervolgproblemen zoals contracturen bevorderd. Bovendien is een eenvoudige aanpassing van de prothetische verzorging niet mogelijk.

1. Vervanging voor tenen of voorvoet

Een eenvoudige vervanging voor tenen of voorvoet wordt bij het verlies van een, meer of alle tenen ingezet. Wanneer een cosmetisch gebruik centraal staat, wordt de prothese doorgaans van silicone gemaakt. Wanneer een volumecompensatie moet worden gerealiseerd, worden schuimstoffen gebruikt [Dil, p. 1319]. Bij verlies van de grote teen is daarnaast een functionele compensatie in de vorm van een carbonzool vereist. Een los in de schoen geplaatste volumecompensatie veroorzaakt echter irritaties en drukplekken bij het distale stompuiteinde, omdat de stomp tijdens het lopen tegen de teenprothese aan beweegt (shifting).



2. Teenprothese met middenvoetgeleiding

Bij verlies van alle tenen kan een voorvoetprothese met een over de middenvoet lopende schacht worden gebruikt. Een dergelijke teenprothese bestaat hoofdzakelijk uit silicone en maakt een goede aansluiting en een optimale pasvorm op de stomp mogelijk [Schä, p. 161].

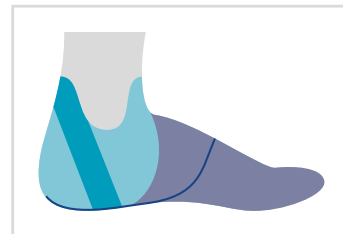
Een teenprothese biedt naast het aantrekkelijke uiterlijk echter alleen een volume- en geen functiecompensatie. Door de amputatie gaat de functie van de korte teenflexoren die ondersteuning bieden bij het inleiden van de zwaafase, verloren. Deze beperking kan niet of alleen gedeeltelijk door een teenprothese worden gecompenseerd.



3. Enkelvrije voetprothese

Voor enkelvrije voetprothesen bestaan verschillende constructiesoorten: een eenvoudig stompbed met voorvoet, de industrieel vervaardigde silicone prothese of de zogenoemde Bellmann-prothese.

Een stevige houvast aan de stomp wordt ofwel door een verhoogde hechtwrijvingscoëfficiënt (silicone prothese) of een nauwsluitende pasvorm van een hielcup (Bellmann-prothese) gewaarborgd.



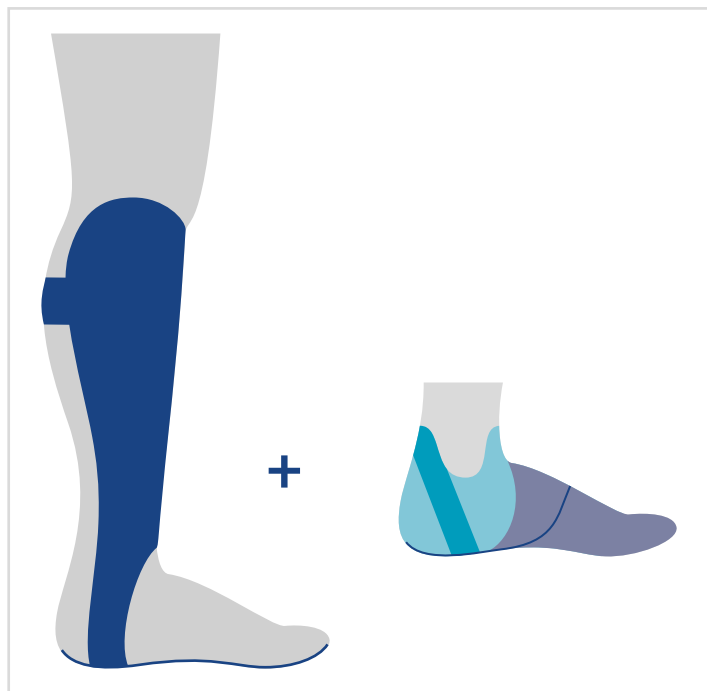
Deze beide varianten bieden een goed draagcomfort. Het anatomische enkelgewricht blijft vrij waardoor de bewegingen van de voet slechts in geringe mate worden beperkt [Bau, p. 138]. Het aantrekkelijke uiterlijk is een individueel voordeel van de silicone prothese.

De krachtoverbrenging wordt echter vooral bij een eenvoudig stompbed erg belemmerd en de hefboomwerking van de voorvoet wordt slechts ontoereikend hersteld. Daarom zijn enkelvrije voetprothesen niet geschikt voor hoge en/of langdurige belastingen.

4. Enkelvrije voetprothese + onderbeenorthese

Om met name bij korte voetstompen de ontbrekende functie te kunnen compenseren, worden enkelvrije voetprothesen vaak gecombineerd met een individueel vervaardigde carbonframeorthese [Schä, p. 163] of een geconfectioneerde onderbeenorthese [Kai, p. 2; Kai2, p. 19].

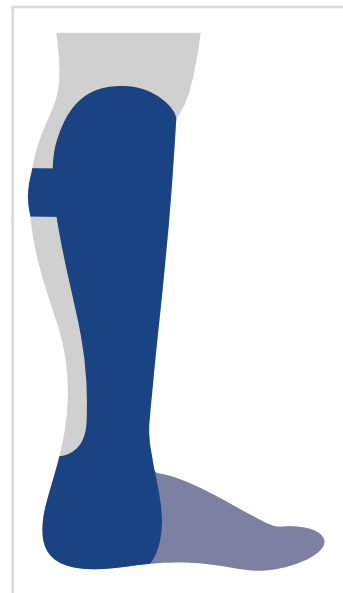
Bij een starre carbonframeorthese wordt de beweging in het anatomische enkelgewricht geblokkeerd. Als de orthese over een flexibel voetgedeelte beschikt, worden er schuifkrachten uitgeoefend op het stompuiteinde waardoor drukplekken ontstaan. Geconfectioneerde onderbeenorthesen zonder enkelgewricht zijn niet instelbaar en bieden zodoende slechts een ontoereikende controle over de plantairflexie en dorsaalextensie [Kai, p. 6]. Door het ontbrekende vastgelegde draaipunt bij deze constructie wordt bevorderd dat de onderbeenschaal bij het been verschuift (shifting). Starre geconfectioneerde onderbeenorthesen zorgen mogelijk voor de overstrekking van het kniegewricht (genu recurvatum).



5. Frameprothese

Frameprothesen worden in verschillende uitvoeringen met een sluit- of instapklep individueel voor de patiënt vervaardigd [Schä, p. 163; Kai, p. 2; Kai2, p. 19]. Ook arthrodeseschonen behoren tot deze verzorgingsklasse. Alle gangbare constructies maken een goede omsluiting van de stomp en een hefboomwerking van de voorvoet mogelijk.

De starre verbinding van onderbeen en voet zorgt ervoor dat schuifkrachten bij het distale stompuiteinde worden verminderd. Afhankelijk van de resterende bewegingsomvang van het spronggewricht wordt de prothese ofwel statisch of met een bepaalde bewegingsvrijheid gebouwd. De constructie met bewegingsvrijheid biedt niet de vereiste stabiliteit. De statische constructie blokkeert de beweging in het anatomische enkelgewricht [Kai, p. 6] waardoor contracturen en spieratrofieën kunnen ontstaan.



Nieuwe mogelijkheden met de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

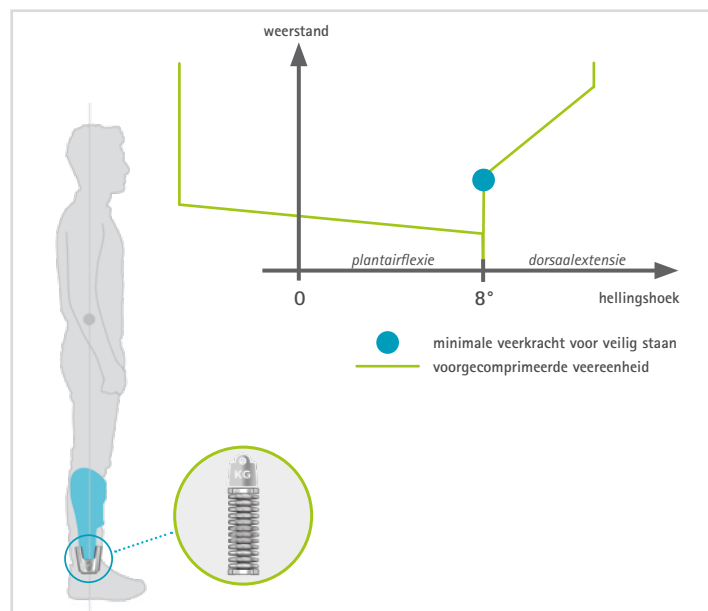
Een enkelomvattende, dynamische component is de optimale aanvulling op een enkelvrije voetprothese. De integratie van het systeem enkelgewricht NEURO SWING maakt de stabilisering van het anatomische enkelgewricht door een dynamische dorsaalaanslag en een gelijktijdige bewegingsvrijheid mogelijk. Dankzij de instelbaarheid van de veerkracht en bewegingsvrijheid kan op veranderingen van de stompsituatie worden ingespeeld. De voorgecomprimeerde veereenheden maken een optimale controle van de krachten mogelijk die tijdens het staan en lopen optreden.

Voorgecomprimeerde veereenheden

Om een lichaam in een stabiel evenwicht te brengen, moet de gedeeltelijke voetprothese de verloren hefboomwerking van de voorvoet activeren. Voorgecomprimeerde veereenheden bieden de weerstand die daarvoor noodzakelijk is, zonder daarbij de bewegingsvrijheid in het enkelgewricht te sterk te beperken. Deze stellen afhankelijk van de gebruikte veereenheid een basisweerstand in de gewenste hoogte ter beschikking. Een hogere stand wordt in beweging door het overwinnen van de basisweerstand ingesteld. Verschillende basisweerstandsen kunnen door de individuele combinatie van de voorgecomprimeerde veereenheden in beide bewegingsrichtingen worden geproduceerd.

Uitwerkingen op het staan

Een gedeeltelijke voetprothese met het systeem enkelgewricht NEURO SWING is bij de patiënt een vervanging voor de verloren zekerheid en balans. Daardoor is rechtop en veilig staan mogelijk. Aangezien naast de gedeeltelijke voetprothese geen andere hulpmiddelen zoals krukken of rollators nodig zijn, zijn de handen vrij voor dagelijkse werkzaamheden.

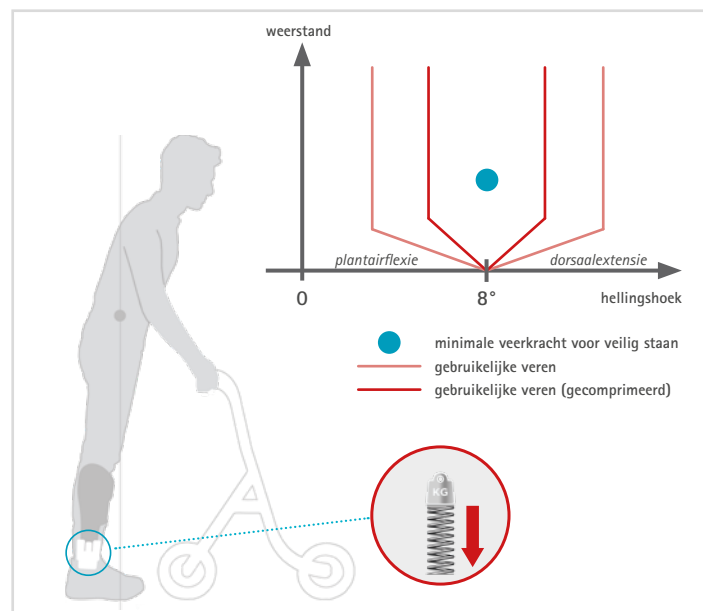


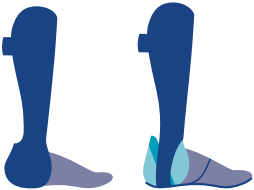
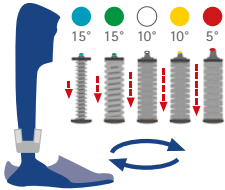
Niet-voorgecomprimeerde veren

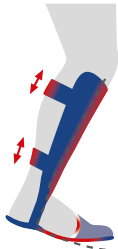
Gewone veren van conventionele enkelgewrichten zijn niet voorgecomprimeerd en bieden daardoor geen basisweerstand. Zodoende is geen activering van de hefboomwerking van de voorvoet mogelijk. Gewoonlijk worden dergelijke veren vanwege de te geringe weerstand achteraf gecompri-meerd, wat niet de basisweerstand maar alleen de weerstand tegen de enkelbeweging (veerconstante) verhoogt. Tevens wordt de beschikbare bewegingsomvang verminderd. De maximale comprimering van de veren wordt daardoor eerder bereikt. Bovendien is de weerstand tegen de enkelbeweging in beide bewegingsrichtingen gelijk, hoewel voor fysiologisch lopen verschillende weerstanden noodzakelijk zijn.

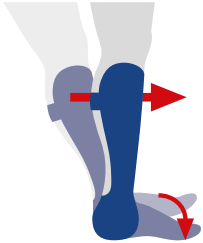
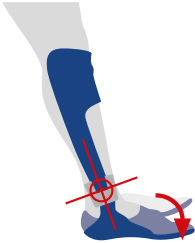
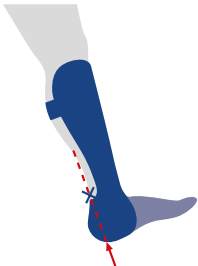
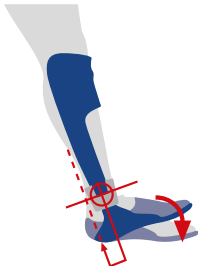
Uitwerkingen op het staan

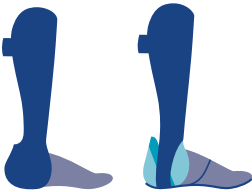
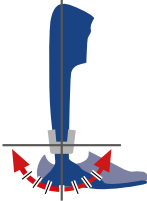
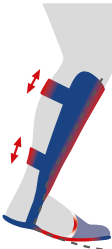
Een gedeeltelijke voetprothese met conventionele enkelgewrichten is bij de patiënt geen vervanging voor de verloren zekerheid en balans. Daardoor is rechtop en veilig staan niet mogelijk. Het gebruik van hulpmiddelen zoals krukken of rollators is vereist en de handen zijn nodig voor de ondersteuning.



Nadelen bestaande verzorgingen	Eigenschappen NEURO SWING	Omschrijving
 geen dynamische dorsaalaanslag	 dynamische dorsaalaanslag	Voor activering van de hefboomwerking van de voorvoet is een dorsaal-aanslag nodig. De gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING beschikt over een dynamische dorsaalaanslag met een voorste veereenheid. Hierdoor wordt een stabiel en tegelijkertijd dynamisch evenwicht tijdens het staan gerealiseerd, een dynamische kniestrekking in de late mid stance en een fysiologische hielopheffing in de terminal stance. Een belangrijke voorwaarde hiervoor is dat de veereenheden voorgecomprimeerd zijn. De dynamische dorsaalaanslag voorkomt een mogelijke overstrekking van de knie en het verschuiven van de stomp in de prothese.
 veerkracht niet veranderbaar	 veerkracht veranderbaar	De eisen die aan een prothese worden gesteld, kunnen in de loop van de behandeling of door een stomprevisie deels aanzienlijk veranderen. Om een kostbare nieuwe verzorging te voorkomen, moet de prothetische verzorging bij een verandering van de stomp kunnen worden aangepast. Bij de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan de veerkracht door vervanging van de achterste en voorste veereenheden worden gewijzigd. Hiervoor zijn in totaal vijf veereenheden met verschillende veerkrachten van normaal tot extra sterk beschikbaar.

Nadelen bestaande verzorgingen	Eigenschappen NEURO SWING	Omschrijving
 opbouw niet instelbaar	 opbouw instelbaar	Om een fysiologisch gangbeeld te realiseren, moeten de hefboomverhoudingen van de prothese op de patiënt worden afgestemd (tuning). Dankzij de instelbare constructie kan de orthopedisch technicus ook op een mogelijke versterking van de spitsvoet inspelen (zie hoofdstuk Biomechanische veranderingen). De gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan eveneens eenvoudig aan verschillende hakhoogtes worden aangepast. Zodoende kunnen zonder problemen verschillende schoenen worden gedragen. Bovendien kunnen kleinere standfouten bij de modeltechniek worden gecorrigeerd.
 draaipunt niet vastgelegd	 draaipunt vastgelegd	Een vastgelegd mechanisch draaipunt op enkelniveau speelt voor de dynamische dorsaalaanslag en zodoende voor activering van de hefboomwerking van de voorvoet een belangrijke rol. Door de gecentreerde draaibeweging wordt bij de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING verschuiving van de onderbeenschaal bij het been of verschuiving van de enkelvrije voetprothese bij de stomp (shifting) bij hoge en/of langdurige belastingen voorkomen. Een vastgelegd draaipunt vormt bovendien een voorwaarde voor een passieve plantairflexie.

Nadelen bestaande verzorgingen	Eigenschappen NEURO SWING	Omschrijving
 plantairflexie geblokkeerd	 plantairflexie mogelijk	De passieve plantairflexie zorgt voor het verlagen van de voet en vormt een belangrijk mechanisme voor de schokdemping bij het overnemen van de belasting. Dankzij de bewegingsvrijheid in plantairflexie bij de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan in loading response een excessief draaimoment in de knie worden voorkomen. Dit maakt een fysiologische belasting van de quadriceps en knieflexie mogelijk. Bovendien worden spieratrofieën en contracturen voorkomen.
 geen kantel-hefboomfunctie van de hiel	 kantel-hefboomfunctie van de hiel	De passieve plantairflexie wordt door de kantel-hefboom van de hiel geactiveerd die van het hielcontactpunt tot aan de enkel loopt. De dorsaalextensoren controleren hierbij de kantel-hefboomfunctie van de hiel om een ongeremd neerpletsen van de voet te voorkomen. Deze musculaire controle gaat door de verwijdering van de dorsaalextensoren bij de amputatie verloren. De gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING maakt de kantel-hefboomfunctie van de hiel tegen de weerstand van de achterste veereenheid mogelijk, omdat er sprake is van een vastgelegd draaipunt en bewegingsvrijheid in plantairflexie. Zo kan het ontstaan van contracturen worden tegengegaan en de benadering van een fysiologisch gangbeeld worden ondersteund. De weerstand van de achterste veereenheid kan exact worden ingesteld op de kracht van de door de amputatie verloren musculaire controle.

Nadelen bestaande verzorgingen	Eigenschappen NEURO SWING	Omschrijving
 bewegingsvrijheid niet instelbaar	 bewegingsvrijheid instelbaar	Na een operatie of stomprevisie is in bepaalde gevallen een tijdelijke vastzetting van het anatomische enkelgewricht gewenst. Bij de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan de bewegingsvrijheid worden geblokkeerd en in stappen weer worden vrijgegeven. Zodoende is een exacte aanpassing aan de door de amputatie beperkte bewegingsomvang van het anatomische spronggewricht mogelijk.
 optreden van schuifkrachten	 vermindering van schuifkrachten	Om ervoor te zorgen dat de gevoelige stomp in de prothese optimaal wordt beschermd, moeten schuifkrachten zoveel mogelijk worden voorkomen. Met deze eis dient vooral bij de prothetische verzorging van diabetici rekening te worden gehouden, omdat veel van deze patiënten geen prikkels kunnen waarnemen. Door het vastgelegde draaipunt en de dynamische dorsaalaanslag van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING wordt het zogenoemde shifting voorkomen dat voor schuifkrachten bij de stomp zorgt. Eveneens kunnen door het gerichte en individuele ontwerp van het voetgedeelte gevaarlijke drukpieken op de stomp tot een minimum worden beperkt.

Gedeeltelijke voetamputaties beïnvloeden in hoge mate de biomechanica van het staan en lopen. De mate van beperking is afhankelijk van het amputatieniveau en het hiermee gepaard gaande verlies van spier- en botstructuren. Dit verlies leidt tot een functionele verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet, een verandering van het musculaire evenwicht tussen plantairflexoren en dorsaalextenoren, en ook een verminderde kracht van de spiergroepen die bij het staan en lopen worden gebruikt.

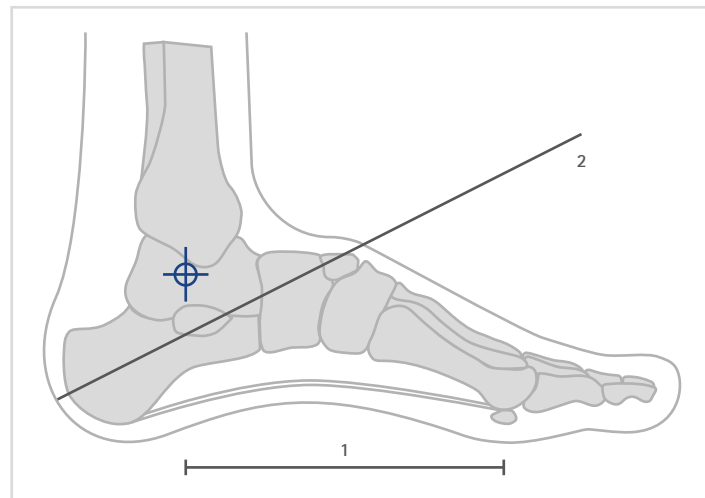
Verlies van botstructuren

Het voetskelet is het steunvlak en vormt hiermee de statische basis tijdens het staan en lopen. Tijdens het fysiologische staan wordt de belasting over de hiel en de balen van de grote en kleine tenen verdeeld, terwijl tijdens het lopen ook de tenen een elementair onderdeel van het steunvlak voor het zwaartepunt van het lichaam vormen. Na een gedeeltelijke voetamputatie beperken de botstructuren van het distale stompuiteinde dit steunvlak. Hoe korter de stomp is, des te kleiner is ook het steunvlak bij het staan op een of twee benen [Bau, p. 135].



Structurele verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet

In het sagittale vlak neemt bij een afnemende stomplengte de hielbeenhoek (2) en dus ook de longitudinale voetboog af. Dit leidt tot een toenemende spitsvoet en een functionele verkorting van de beenlengte. Het verlies van botstructuren draagt sterk bij aan een structurele verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet (1).



Verlies van spierstructuren

Bij een gedeeltelijke voetamputatie blijven de lange voetspieren behouden. Tijdens de operatie worden bij het afsluiten van het stompuiteinde de plantair lopende korte voetspieren alsook de aponeurosis plantaris gebruikt voor afdekking met weke delen. Omdat zowel de korte voetspieren als de aponeurosis plantaris de mediale longitudinale voetboog stabiliseren, wordt de door het verlies van de botstructuren veroorzaakte afvlakking van de hielbeenhoek nog verder versterkt.

Het verlies van spierstructuren heeft twee gevolgen die stevig staan en lopen in hoge mate beïnvloeden:

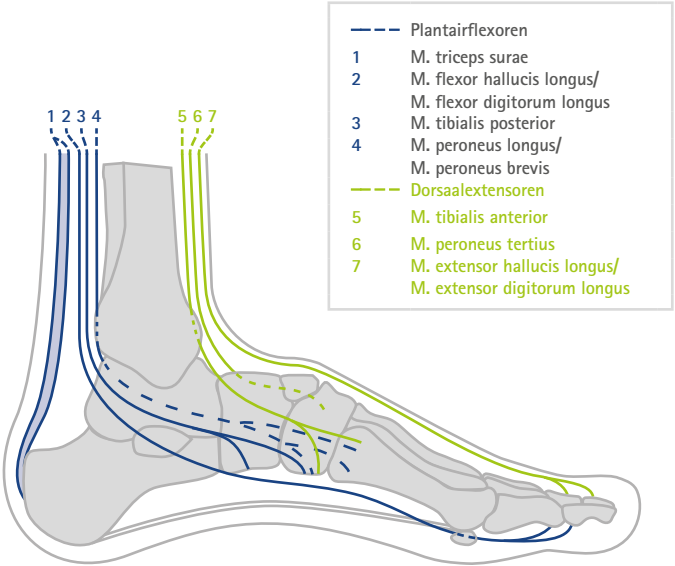
- een verandering van het musculaire evenwicht
- een vermindering van de krachtontplooiing

Verandering van het musculaire evenwicht

De door de amputatie getroffen lange voetspieren verliezen hun aanhechting op het bot waardoor een musculaire onevenwichtigheid ontstaat. De m. triceps surae oefent via de achillespees een hoge plantairflecterende trekkracht op de stomp uit, wat tot de vorming van een spitsvoet (pes equinus) leidt. Hoe verder er proximaal wordt geamputeerd, des te meer dorsaalextenoren die deze trekkracht controleren, hun aanhechting verliezen. Bijzonder duidelijk treedt deze onevenwichtigheid op bij Bona-Jäger- of Chopart-amputaties door het verlies van de m. tibialis anterior (zie afbeelding). Op grond van de plantairflecterende stomppositie is de bewegingsomvang van het bovenste spronggewricht sterk beperkt waardoor contracturen kunnen ontstaan. Wanneer de stomp bij het maken van het gipsnegatief in een lichte dorsaalex tensie wordt gehouden, is tenminste een functionele bewegingsomvang mogelijk.

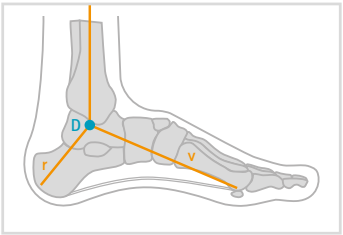
Vermindering van de krachtontplooiing

Doordat de amputatie gepaard gaat met een deactivering van de lange en korte voetspieren, vermindert de krachtontplooiing van de dorsaalextenoren en plantairflexoren [Dil2, p. 1328]. Beide spiergroepen zijn relevant voor het fysiologische staan en lopen. De plantairflexoren zorgen er bijvoorbeeld voor dat de hefboomwerking van de voorvoet wordt geactiveerd, terwijl de dorsaalextenoren waarborgen dat de voet in de zwaafase wordt opgetild. De mate van deze vermindering is afhankelijk van hoeveel spieren nog goed werken.



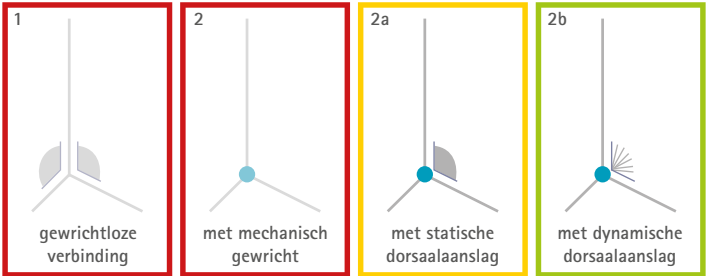
Functionele verkorting van de hefboomwerking van de voorvoet

De biomechanica van het staan en lopen wordt sterk bepaald door het effect van het anatomische draaipunt (D) van het bovenste spronggewricht in combinatie met de hefboomwerking van de voorvoet (v) en de hefboomwerking van de achtervoet (r).



Biomechanische beperkingen tijdens het staan en lopen kunnen bij patiënten met een gedeeltelijke voetamputatie primair worden teruggevoerd op de verkorte hefboomwerking van de voorvoet. Wanneer er geen sprake is van een amputatie, wordt de hefboomwerking van de voorvoet door de plantairflexoren geactiveerd. Dit zorgt voor een energiebesparend staan en lopen. Tijdens het lopen komt de hiel los van de grond, wordt de knie gestrekt en het zwaartepunt van het lichaam opgetild in *terminal stance*. Een prothetische verzorging heeft als doel om het door de amputatie veroorzaakte verlies van bot- en spierstructuren te compenseren. De basis hiervoor vormt de vervanging van de verwijderde botstructuren door een mechanische hefboomwerking van de voorvoet. Wanneer een fysiologische activering door de plantairflexoren niet meer onbeperkt mogelijk is, moet de hefboomwerking van de voorvoet bovendien mechanisch worden geactiveerd.

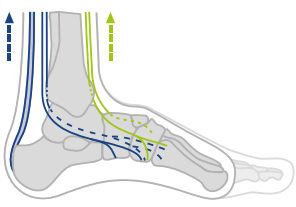
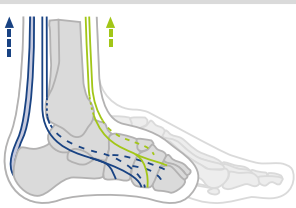
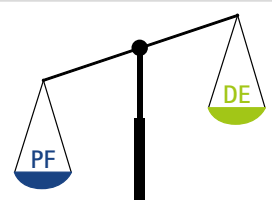
De hefboomwerking van de voorvoet kan zoals in de klassieke orthopedische techniek via een gewrichtloze mechanische verbinding voor de hefboomwerking van de voorvoet worden geactiveerd (1). Om echter de beweeglijkheid van het bovenste spronggewricht te stimuleren en te behouden, geschiedt de activering bij voorkeur via een mechanisch gewricht (2) met een statische dorsaalaanslag (2a) of beter een dynamische dorsaalaanslag (2b).



- niet aanbevolen
- beperkt aanbevolen
- aanbevolen (State of Art)

Om de prothetische verzorging optimaal op de patiënt af te stemmen, moet er rekening worden gehouden met de individuele staat van de spieren en voetbeenderen. Voor de structurering en systematisering van prothetische verzorgingen worden de verschillende amputaties ingedeeld in typen met dezelfde eisen aan een prothetische verzorging.

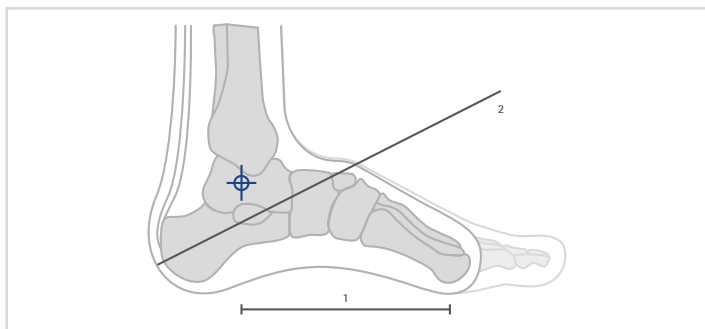
Bij de classificatie wordt rekening gehouden met de lengte van de hefboomwerking van de voorvoet, met het musculaire evenwicht tussen plantairflexoren (PF) en dorsaalextensoren (DE) en met de krachtontplooiing van de DE. Voorbeeld: Bij type 1 zijn de aanhechtingen van de korte en lange teenflexoren en -extensoren niet meer aanwezig, waardoor de krachtontplooiing van de DE ondanks het musculaire evenwicht is beperkt.

Type	Amputatie	Hefboomwerking van de voorvoet	Musculair evenwicht	Krachtontplooiing
	niet geamputeerd			
		lang	gecompenseerd	volledige krachtontplooiing
1	metatarsofalangeaal transmetatarsaal (Sharp)			
		lang	gecompenseerd	beperkte krachtontplooiing
2	transmetatarsaal (Sharp-Jäger) tarsometatarsaal (Lisfranc)			
		gemiddeld	Plantairflexoren (PF) overwegen	geringe krachtontplooiing
3	transtarsaal (Bona-Jäger) transtarsaal (Chopart)			
		kort	Plantairflexoren (PF) overwegen sterk	geen krachtontplooiing

Biomechanische veranderingen

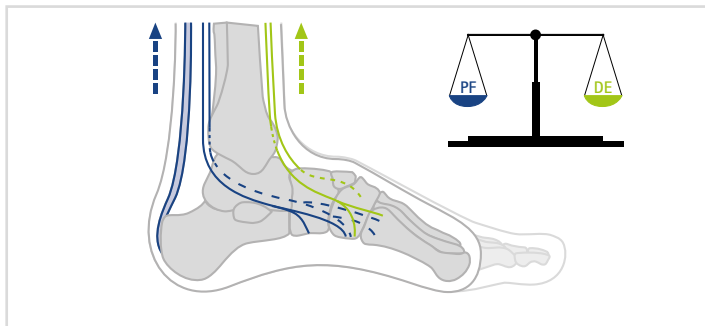
Onder type 1 vallen stompen na een exarticulatie van de tenen, een straalresectie of een amputatie rond de metafysen bij de middenvoetkoppjes (Sharp).

De hefboomwerking van de voorvoet blijft relatief lang (1). Het steunvlak is tijdens het staan en ook in de standfase tijdens het lopen amper verkleind. De hielbeenhoek is minimaal afgevlakt, waardoor de stomp alleen in een zeer geringe spitsvoet (2) en beenlengteverschil afwijkt.



De aanhechtingen van de korte en lange teenflexoren zijn niet meer aanwezig. De deactivering van deze spiergroepen leidt tot een verlies van de passieve voorspanning in *pre swing*, waardoor de ondersteuning van de *push off* voor de inleiding van de zwaai fase wegvalt [For, p. 42f].

Het musculaire evenwicht tussen dorsaalextensoren en plantairflexoren is gecompenseerd. De krachtoplooiing van beide spiergroepen is grotendeels normaal [Dil2, p. 1328].



Gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

Bestaande uit:

- hoge voorste onderbeenschaal,
 - voetgedeelte met stompbed,
 - systeemknelgewricht
- NEURO SWING.

Hoge voorste onderbeenschaal

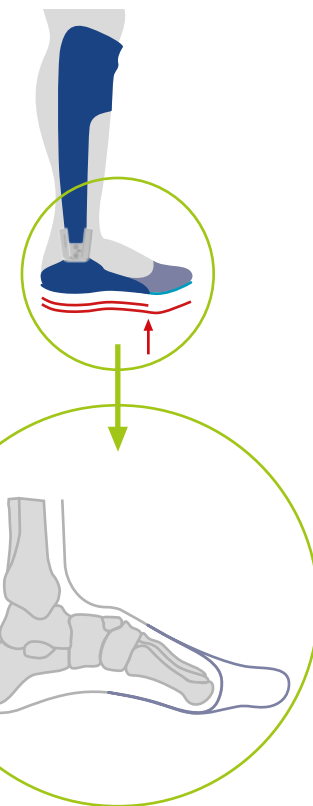
De hoge voorste onderbeenschaal ligt tegen de tibia aan. Hierdoor kan de patiënt zijn lichaamsgewicht, zoals in een skischoen tijdens het afdalen, rechtstreeks in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING inbrengen. Dit kenmerk maakt de directe hefboomwerking van de voorvoet via de dynamische dorsaalaanslag mogelijk.

Voetgedeelte met stompbed

Om ervoor te zorgen dat de patiënt de afrolbeweging zo fysiologisch mogelijk kan uitvoeren, wordt een lang, deels flexibel voetgedeelte (stijve zool met flexibel teengedeelte) aangeraden.

LET OP: Bij de verzorging van patiënten met het diabetische voetsyndroom moet in plaats van het lange deels flexibele voetgedeelte een lang stijf voetgedeelte worden gebruikt.

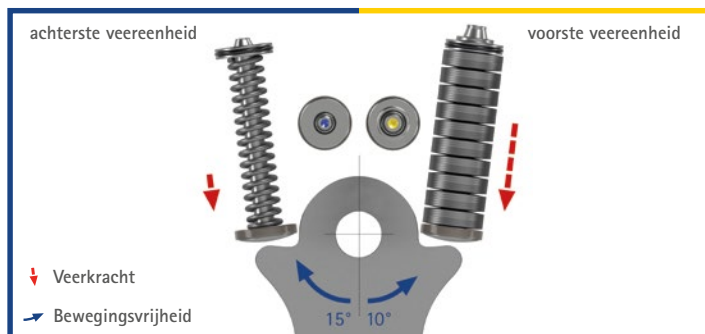
Het stompbed is een integraal onderdeel van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING en kan ofwel als teenprothese worden vervaardigd of vast met het voetgedeelte worden verbonden. Om de huid en het weefsel van de weke delen van de voetstomp optimaal te beschermen, moet de stomp tegen druk en schuifkrachten worden beschermd. Het stompbed dient niet alleen als bescherming van het stompuiteinde, maar ook als teenvervangende.



Systeemenkelgewricht NEURO SWING

Te gebruiken veereenheden

- achter: blauwe markering (normale veerkracht, max. 15° bewegingsvrijheid)
- voor: gele markering (zeer sterke veerkracht, max. 10° bewegingsvrijheid)



Individuele aanpassing aan de gedeeltelijke voetprothese door:

- vervangbare, voorgecomprimeerde veereenheden,
- instelbare opbouw,
- instelbare bewegingsvrijheid.

Deze drie instellingen kunnen onafhankelijk van elkaar worden veranderd en hebben geen invloed op elkaar.

Werking van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

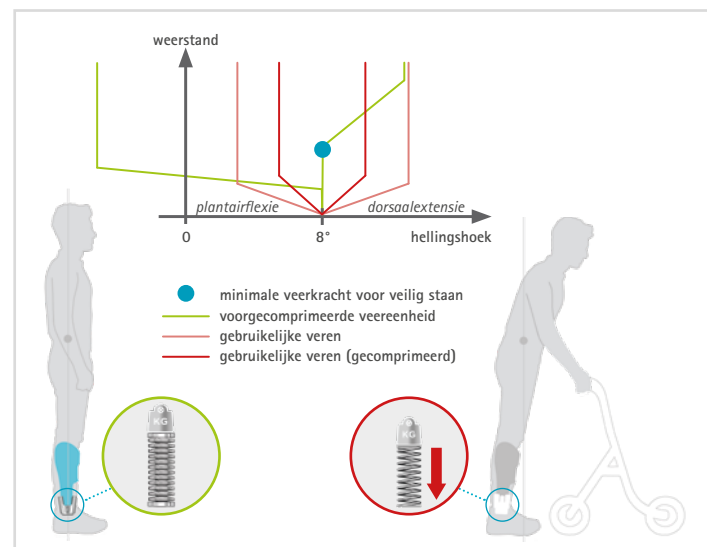
Staan

De dynamische dorsaalaanslag activeert de mechanische hefboomwerking van de voorvoet en zorgt zo voor een fysiologisch steunvlak en een stabiel evenwicht. De gele veereenheid van het systeemenkelgewricht NEURO SWING is voorgecomprimeerd en creëert hierdoor al tijdens het staan het draaimoment voor een voldoende grote basisweerstand (zie infobox).

Lopen

Tussen *mid stance* en *terminal stance* wordt door de voorwaartse beweging van de tibia energie in de voorste gele veereenheid ingebracht. De dynamische dorsaalaanslag maakt het mogelijk dat de hiel van de grond loskomt en zorgt hiermee voor een fysiologische staplengte.

In *pre swing* komt deze energie vrij en ondersteunt samen met het deels flexibele voetgedeelte de knieflexie tijdens de inleiding van de zwaai fase. De bewegingsvrijheid van de gele veereenheid van 10° in dorsaalexterisierichting bevordert het strekken van de lange plantairflexoren.



Bestaande verzorgingsmogelijkheden

Patiënten van dit type werden tot nu toe veelal verzorgd met een eenvoudige volumecompensatie voor de schoen. Hierbij wordt de teenvervanging los in de schoen geplaatst of op een inlegzool bevestigd. Er is dan geen sprake van een functionele compensatie.

Een dergelijke verzorging heeft als nadeel dat een volumecompensatie zonder de vereiste buffering tijdens het lopen een hoge druk op het stompuiteinde in de schoen uitoefent. Deze druk ontstaat doordat het stompuiteinde tegen de volumecompensatie beweegt. Bovendien wordt geen toereikende functionele compensatie voor de ontbrekende knieflexie tijdens de inleiding van de zwaai fase gerealiseerd.

Informatie voor de verzorging van diabetici

Vooraf bij patiënten met amputaties vanwege een diabetisch voetsyndroom moet er extra op worden gelet dat drukpieken op de stomp worden voorkomen. De stomp wordt geïmmobiliseerd met een rigide zool die ofwel in de schoen of zoals beschreven direct in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan worden geïntegreerd.

Schoen

Schoenen moeten voor een gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING onder andere aan de volgende eisen voldoen:

- binnenvolume met voldoende ruimte voor het systeem enkelgewricht NEURO SWING
- vaste hielkap voor een stevige houvast van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING in de schoen
- slipvaste loopzool

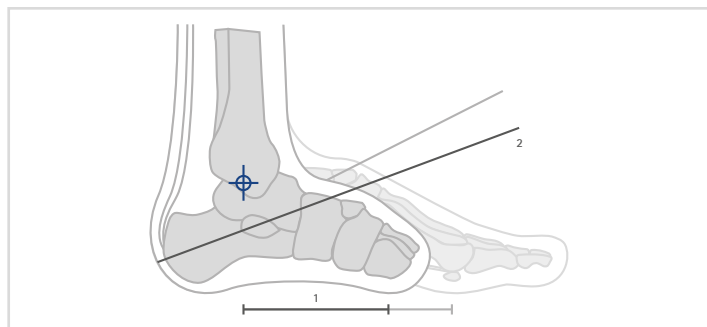
De ortheseschoenen URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE en CROSSROADS van FIOR & GENTZ voldoen aan deze eisen (op de foto hieronder ziet u de CROSSROADS ortheseschoen in het zwart).



Biomechanische veranderingen

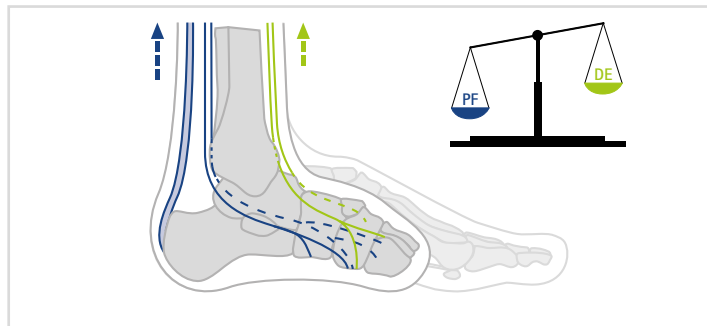
Onder type 2 vallen stompen na een amputatie rond de metafysen aan de bases van de middenvoetbeenderen (Sharp-Jäger) en stompen na een tarso-metatarsale amputatie (Lisfranc).

De hefboomwerking van de voorvoet is middellang (1) en het steunvlak is verkleind. Dat zorgt voor beperkingen tijdens het staan en lopen. Door afvlakking van de hielbeenhoek (2) vormt zich een spitsvoet en een klein beenlengteverschil.



Bij een volledige verwijdering van de middenvoetsbeentjes (Lisfranc) wordt het aan de bovenste basis van het eerste middenvoetsbeentje hechtende deel van de m. tibialis anterior verwijderd. Naast de onder type 1 beschreven beperkingen neemt zo de controle van de door de m. triceps surae gerealiseerde plantairflexie en supinatie af.

Er is sprake van een musculaire onevenwichtigheid tussen dorsaalex tensoren en plantairflexoren ten gunste van de plantairflexoren. De krachtontplooiing van met name de dorsaalex tensoren is sterk verminderd [Dil2, p. 1328].



Gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

Bestaande uit:

- hoge voorste onderbeenschaal,
- voetgedeelte met stompbed,
- systeemankelgewricht NEURO SWING.

Hoge voorste onderbeenschaal

De hoge voorste onderbeenschaal ligt tegen de tibia aan. Hierdoor kan de patiënt zijn lichaamsgewicht, zoals in een skischoen tijdens het afdalen, rechtstreeks in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING inbrengen. Dit kenmerk maakt de directe hefboomwerking van de voorvoet via de dynamische dorsaalaanslag mogelijk.

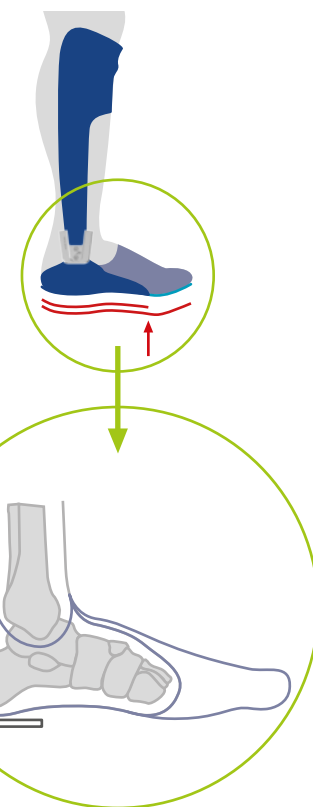
Voetgedeelte met stompbed

Om ervoor te zorgen dat de patiënt de afrolbeweging zo fysiologisch mogelijk kan uitvoeren, wordt een lang, deels flexibel voetgedeelte (stijve zool met flexibel teengedeelte) aangeraden.

LET OP: Bij de verzorging van patiën-

ten met het diabetische voetsyndroom moet in plaats van het lange deels flexibele voetgedeelte een lang stijf voetgedeelte worden gebruikt.

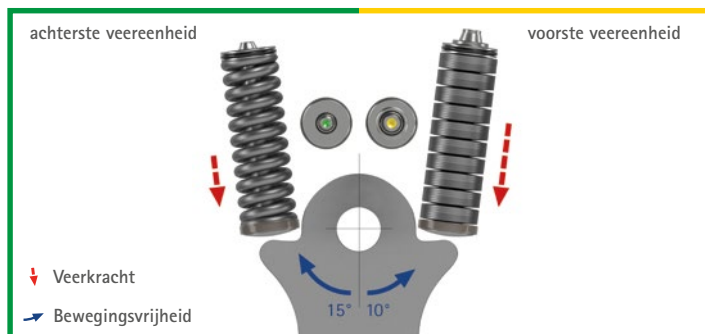
Het stompbed is een integraal onderdeel van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING en kan ofwel als enkelvrije voetprothese worden vervaardigd of vast met het voetgedeelte worden verbonden. Om de huid en het weefsel van de weke delen van de voetstomp optimaal te beschermen, moet de stomp tegen druk en schuifkrachten worden beschermd. Het stompbed dient niet alleen als bescherming van het stompuiteinde, maar ook als voorvoetvervanging. Het kleine beenlengteverschil wordt via het stompbed gecompenseerd.



Systeemenkelgewricht NEURO SWING

Te gebruiken veereenheden

- achter: groene markering (gemiddelde veerkracht, max. 15° bewegingsvrijheid)
- voor: gele markering (zeer sterke veerkracht, max. 10° bewegingsvrijheid)



Individuele aanpassing aan de gedeeltelijke voetprothese door:

- vervangbare, voorgecomprimeerde veereenheden,
- instelbare opbouw,
- instelbare bewegingsvrijheid.

Deze drie instellingen kunnen onafhankelijk van elkaar worden veranderd en hebben geen invloed op elkaar.

Werking van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

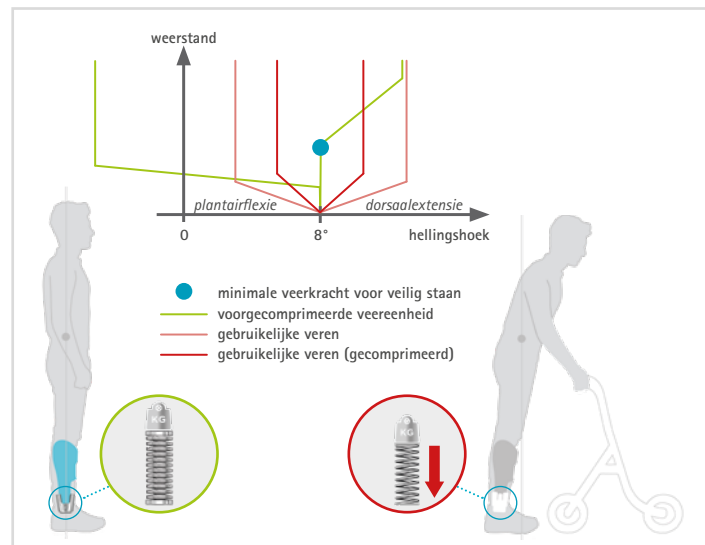
Staan

De dynamische dorsaalaanslag activeert de mechanische hefboomwerking van de voorvoet en zorgt zo voor een fysiologisch steunvlak en een stabiel evenwicht. De gele veereenheid van het systeemenkelgewricht NEURO SWING is voorgecomprimeerd en creëert hierdoor al tijdens het staan het draaimoment voor een voldoende grote basisweerstand (zie infobox).

Lopen

In *mid stance* zorgt het lange, deels flexibele voetgedeelte voor de hefboomwerking van de voorvoet die door de extra sterke gele veereenheid van het systeemenkelgewricht NEURO SWING wordt geactiveerd. De dynamische dorsaalaanslag maakt in *late mid stance* een stabiel evenwicht en ook de gecontroleerde voorwaartse beweging van de tibia mogelijk, en draagt zo bij aan een optimale kniestabiliteit.

In *terminal stance* biedt de dynamische dorsaalaanslag beweeglijkheid via het vastgelegde mechanische gewrichtsdraaipunt in dorsaalextenierichting, waardoor de plantairflexoren worden opgerekt. De basisweerstand die door de voorgecomprimeerde veereenheden wordt geleverd, maakt het mogelijk dat de hiel van de grond loskomt en zorgt hiermee voor een fysiologische staplengte. Door het oprekken van de plantairflexoren wordt in *pre swing* de inleiding van de zwaai fase ondersteund.



Bestaande verzorgingsmogelijkheden

Patiënten van dit type werden tot nu toe vaak verzorgd met enkelvrije voetprothesen (Bellmann-voorvoetprothese of een silicone voorvoetprothese) of met een stomped met voorvoetvervangende en onderbeenorthesen.

Bij enkelvrije voetprothesen is kan de hefboomwerking van de voorvoet ondanks een goede hechting aan de voet (hielcup bij Bellmann; hechtwrijving bij silicone) slechts beperkt worden geactiveerd. Zo kan de prothese bij hoge of langdurige belastingen verschuiven als in *terminal swing* en *pre swing* de voorvoet wordt belast.

De ontoereikende functionele compensatie van een eenvoudig stomped moet door stabilisering met een frameprothese of een geconfectioneerde onderbeenorthese worden gecompenseerd. De meeste frameprothesen staan echter geen beweging in het anatomische enkelgewricht toe en ondersteunen hierdoor niet het fysiologische lopen. Veel geconfectioneerde onderbeenorthesen zijn daarentegen niet stabiel genoeg om de hefboomwerking van de voorvoet te herstellen [Kai, p. 6]. Bovendien veroorzaken zij door het ontbreken van een vastgelegd draaipunt een verschuiving van de ortheseschalen bij het been. De hierbij in het voetgedeelte ontstane schuifkrachten oefenen een grote druk uit op het gevoelige stompuiteinde.

Informatie voor de verzorging van diabetici

Voor bij patiënten met amputaties vanwege een diabetisch voetsyndroom moet er extra op worden gelet dat drukpieken op de stomp worden voorkomen. De stomp wordt geïmmobiliseerd met een rigide zool die ofwel in de schoen of zoals beschreven direct in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan worden geïntegreerd.

Schoen

Schoenen moeten voor een gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING onder andere aan de volgende eisen voldoen:

- binnenvolume met voldoende ruimte voor het systeem enkelgewricht NEURO SWING
- vaste hielkap voor een stevige houvast van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING in de schoen
- slipvaste loopzool die voor compensatie van het hoogteverschil door de spitsvoet kan worden bewerkt

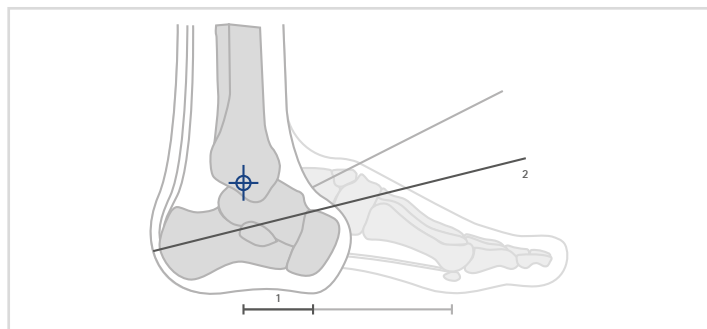
De ortheseschoenen URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE en CROSSROADS van FIOR & GENTZ voldoen aan deze eisen (op de foto hieronder ziet u de CROSSROADS ortheseschoen in het zwart).



Biomechanische veranderingen

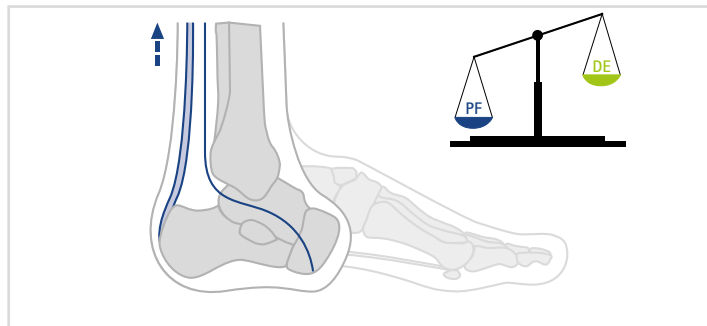
Onder type 3 vallen stompen na een transtarsale amputatie (Bona-Jäger of Chopart).

De hefboomwerking van de voorvoet is kort (1) en het steunvlak sterk verkleind. Dat leidt tot aanzienlijke beperkingen tijdens het staan en lopen. Door de afvlakking van de hielbeenhoek (2) ontstaan er een duidelijke spitsvoet en een beenlengteverschil.



Bij dit type zijn met het laatste deel van de m. tibialis anterior en de m. peroneus tertius alle aanhechtingen van spieren verwijderd die de plantairflexie en supinatie van de m. triceps surae controleren. Door de sterke plantairflexiestand van de stomp en de ontbrekende bewegingsvrijheid in het bovenste spronggewricht is er een risico op het ontstaan van pijnlijke contracturen.

Er is sprake van een musculaire onevenwichtigheid tussen dorsaalex tensoren en plantairflexoren, waarbij de plantairflexoren duidelijk overwicht hebben. De dorsaalex tensoren kunnen geen bewegingsrelevante kracht ontplooiën [Dil2, p. 1328].



Gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

Bestaande uit:

- hoge voorste onderbeenschaal,
- voetgedeelte met stompbed,
- Systeemenkelgewricht NEURO SWING

Hoge voorste onderbeenschaal

De hoge voorste onderbeenschaal ligt tegen de tibia aan. Hierdoor kan de patiënt zijn lichaamsgewicht, zoals in een skischoen tijdens het afdalen, rechtstreeks in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING inbrengen. Dit kenmerk maakt de directe hefboomwerking van de voorvoet via de dynamische dorsaalaanslag mogelijk.

Voetgedeelte met stompbed

Om ervoor te zorgen dat de patiënt de afrolbeweging zo fysiologisch mogelijk kan uitvoeren, wordt een lang, deels flexibel voetgedeelte (stijve zool met flexibel teengedeelte) aangeraden.

LET OP: Bij de verzorging van patiën-

ten met het diabetische voetsyndroom moet in plaats van het lange deels flexibele voetgedeelte een lang stijf voetgedeelte worden gebruikt.

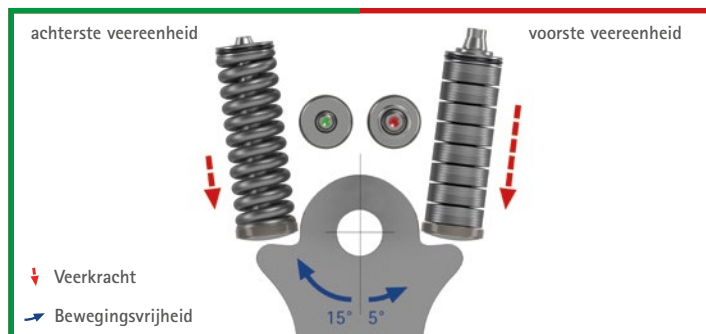
Het stompbed is een integraal onderdeel van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING en kan ofwel als enkelvrije voetprothese worden vervaardigd of vast met het voetgedeelte worden verbonden. Om de huid en het weefsel van de weke delen van de voetstomp optimaal te beschermen, moet de stomp tegen druk en schuifkrachten worden beschermd. Het stompbed dient niet alleen als bescherming van het stompuiteinde, maar ook als midden- en voorvoetvervanging. Het beenlengteverschil wordt in het stompbed en/of in de schoen gecompenseerd.



Systeemenkelgewricht NEURO SWING

Te gebruiken veereenheden

- achter: groene markering (gemiddelde veerkracht, max. 15° bewegingsvrijheid)
- voor: rode markering (extra sterke veerkracht, max. 5° bewegingsvrijheid)



Individuele aanpassing aan de gedeeltelijke voetprothese door:

- vervangbare, voorgecomprimeerde veereenheden,
- instelbare opbouw,
- instelbare bewegingsvrijheid.

Deze drie instellingen kunnen onafhankelijk van elkaar worden veranderd en hebben geen invloed op elkaar.

Werking van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING

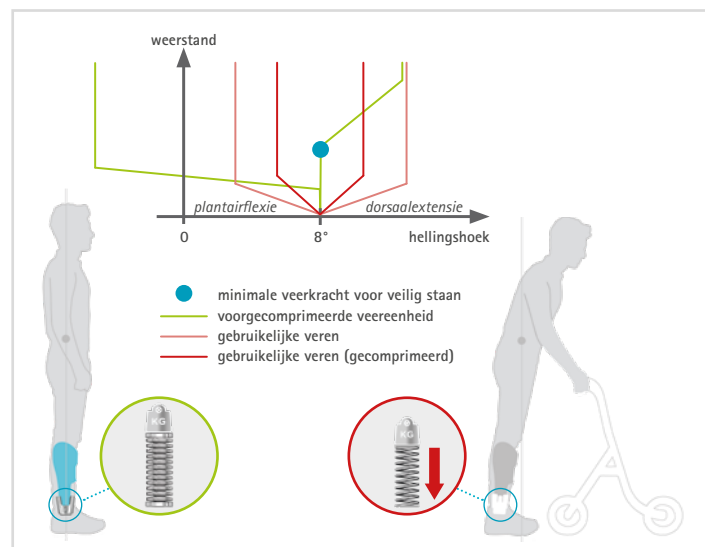
Staan

De dynamische dorsaalaanslag activeert de mechanische hefboomwerking van de voorvoet en zorgt zo voor een fysiologisch steunvlak en een stabiel evenwicht. De rode veereenheid van het systeemenkelgewricht NEURO SWING is voorgecomprimeerd en creëert hierdoor al tijdens het staan het draaimoment voor een voldoende grote basisweerstand (zie infobox).

Lopen

In *mid stance* zorgt het lange, deels flexibele voetgedeelte voor de hefboomwerking van de voorvoet die door de extra sterke rode veereenheid van het systeemenkelgewricht NEURO SWING wordt geactiveerd. De dynamische dorsaalaanslag maakt in *late mid stance* een stabiel evenwicht en ook de gecontroleerde voorwaartse beweging van de tibia mogelijk, en draagt zo bij aan een optimale kniestabiliteit.

In *terminal stance* biedt de dynamische dorsaalaanslag beweeglijkheid via het vastgelegde mechanische gewrichtsdraaipunt in dorsaalextensielrichting, waardoor de plantairflexoren worden opgerekt. De basisweerstand die door de voorgecomprimeerde veereenheden wordt geleverd, maakt het mogelijk dat de hiel van de grond loskomt en zorgt hiermee voor een fysiologische staplengte. Door het rekken van de plantairflexoren wordt in *pre swing* de inleiding van de zwaai fase ondersteund.



Bestaande verzorgingsmogelijkheden

Patiënten van dit type werden tot nu toe vaak verzorgd met enkelomvattende frameprothesen of enkelvrije voetprothesen (Bellmann-voorvoetprothese of een silicone voorvoetprothese).

Enkelvrije voetprothesen bieden patiënten echter onvoldoende stabiliteit en een ontoereikende functionele compensatie. Daarom worden deze verzorgingen door onderbeenorthesen (carbonframeprothesen of geconfectioneerde onderbeenorthesen) aangevuld.

Net als de enkelomvattende frameprothesen staan carbonframeorthesen geen beweging in het anatomische enkelgewricht toe en ondersteunen zo niet het fysiologisch lopen.

Veel geconfectioneerde onderbeenorthesen zijn echter niet stabiel genoeg om de hefboomwerking van de voorvoet te herstellen [Kai, p. 6]. Bovendien veroorzaken zij door het ontbreken van een vastgelegd draaipunt een verschuiving van de ortheseschalen bij het been. De hierbij in het voetgedeelte ontstane schuifkrachten oefenen een grote druk uit op het gevoelige stompuiteinde.

Informatie voor de verzorging van diabetici

Vooraf bij patiënten met amputaties vanwege een diabetisch voetsyndroom moet er extra op worden gelet dat drukpieken op de stomp worden voorkomen. De stomp wordt geïmmobiliseerd met een rigide zool die ofwel in de schoen of zoals beschreven direct in de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING kan worden geïntegreerd.

Schoen

Schoenen moeten voor een gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING onder andere aan de volgende eisen voldoen:

- binnenvolume met voldoende ruimte voor het systeem enkelgewricht NEURO SWING
- vaste hielkap voor een stevige houvast van de gedeeltelijke voetprothese NEURO SWING in de schoen
- slipvaste loopzool die voor compensatie van het hoogteverschil door de spitsvoet kan worden bewerkt

De ortheseschoenen URBANSTREET, PARKSTREET, CITYDRIVE en CROSSROADS van FIOR & GENTZ voldoen aan deze eisen (op de foto hieronder ziet u de CROSSROADS ortheseschoen in het zwart).



Voor de individueel optimale biomechanische resultaten moet een prothese optimaal aan het pathologische gangbeeld worden aangepast. Bij het systeem-enkelgewricht NEURO SWING wordt dit doel door verwisselbare veereenheden, een instelbare opbouw en de instelbare bewegingsvrijheid gerealiseerd.

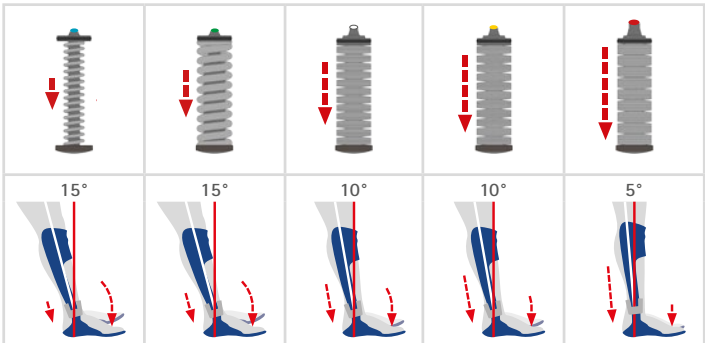
Uitwerkingen op het gangbeeld in *initial contact* en *loading response*

Door de verwisselbare veereenheden kan de noodzakelijke veerkracht bij het systeem-enkelgewricht NEURO SWING optimaal aan het pathologische gangbeeld worden aangepast. Het vinden van de juiste veerkracht is een optimaliseringsproces waarbij de functies zorgvuldig tegen elkaar moeten worden afgewogen. De instellingsmogelijkheid is echter een groot voordeel voor individuele aanpassing van de prothese.

Het systeem-enkelgewricht NEURO SWING maakt door het gedefinieerde draaipunt en de instelbare bewegingsvrijheid een passieve plantairflexie mogelijk alsook een fysiologische kantel-hefboomfunctie van de hiel. De mate van plantairflexie is afhankelijk van de gekozen veereenheid. Het dalen van de voet wordt door de achterste veereenheid gecontroleerd. Een normale veerkracht (blauwe veereenheid) maakt in combinatie met een bewegingsvrijheid van 15° de grootste kantel-hefboomfunctie van de hiel mogelijk.

De passieve plantairflexie wordt door de excentrische werking van de m. tibialis anterior gecontroleerd.

Instelling van de kantel-hefboomfunctie van de hiel

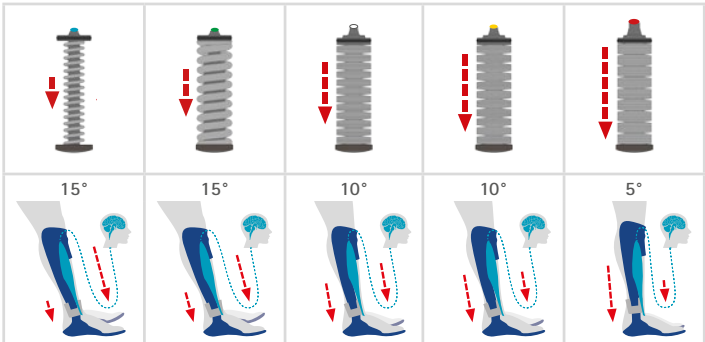


Hoe kleiner de veerkracht, des te groter is de kantel-hefboomfunctie van de hiel.

De mate van dit excentrische werk en dus de hoogte van de motorische impulsen wordt beïnvloed door de veerkracht en de bewegingsvrijheid.

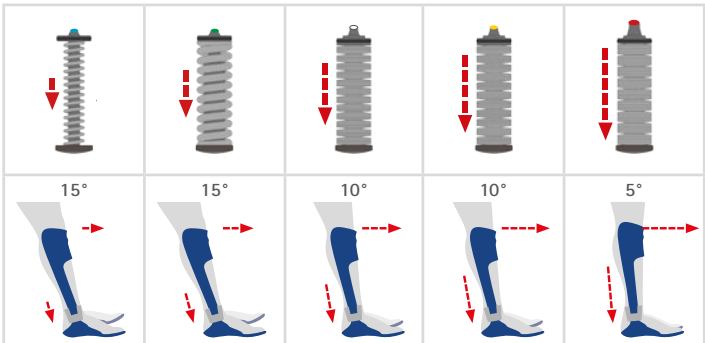
Aangezien bij een toenemende veerkracht de omvang van de passieve plantairflexie en de kantel-hefboomfunctie van de hiel afneemt, wordt een dienovereenkomstig groter wordend flexiemoment naar de knie geleid. Hierdoor wordt het onderbeen sneller vooruit bewogen en wordt de m. quadriceps zwaarder belast. Een toenemende weerstand tegen de plantairflexie heeft een toenemende knieflexie tussen *loading response* en *early mid stance* en ook een verminderde maximale plantairflexie tot gevolg [Kob, p. 458].

Instelling van de excentrische belasting van de m. tibialis anterior



Hoe kleiner de veerkracht, des te groter is de excentrische belasting van de m. tibialis anterior.

Instelling van de vooruitstuwende kracht van het onderbeen

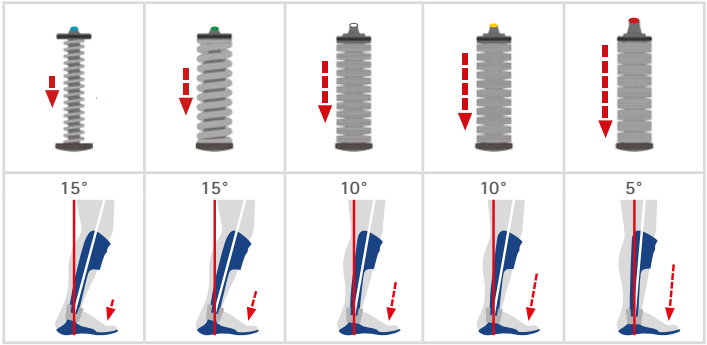


Hoe hoger de veerkracht, des te groter is de vooruitstuwende kracht van het onderbeen.

Uitwerkingen op het gangbeeld in *mid stance*

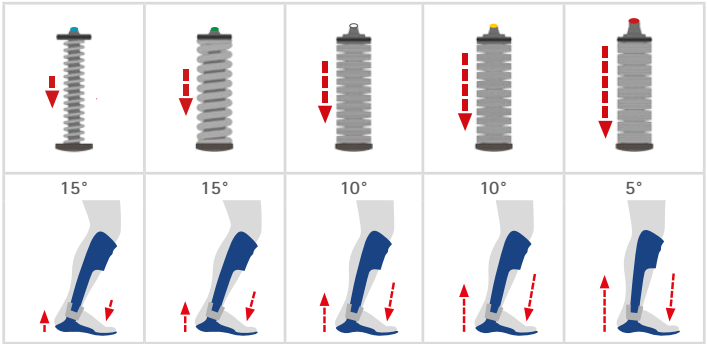
In *mid stance* vindt de voorwaartse beweging van het onderbeen tegen de weerstand van de voorste veereenheid plaats. Hierbij veroorzaakt een rode veereenheid met een extra grote veerkracht de grootste weerstand. De ingebrachte energie wordt in de schotelveren gebufferd. De mate van beweging in het enkelgewricht wordt door de bewegingsvrijheid van de gekozen veereenheid beperkt (5°-15°). Om in deze gangfase de instelbaarheid van de prothese-opbouw maximaal te benutten, is het aan te raden om een voorbuiging van het onderbeen van 10°-12° in te plannen. Bij deze voorbuiging is er sprake van optimale hefboomverhoudingen [Owe, p. 257]. Deze instelling van de prothese-opbouw kan rechtstreeks bij het gewricht worden uitgevoerd.

Instelling van de weerstand tegen de dorsaalex tensie



Hoe hoger de veerkracht, des te groter is de weerstand tegen de dorsaalex tensie.

Instelling van het loskomen van de hiel van de grond



Hoe hoger de veerkracht, des te eerder laat de hiel van de grond los.

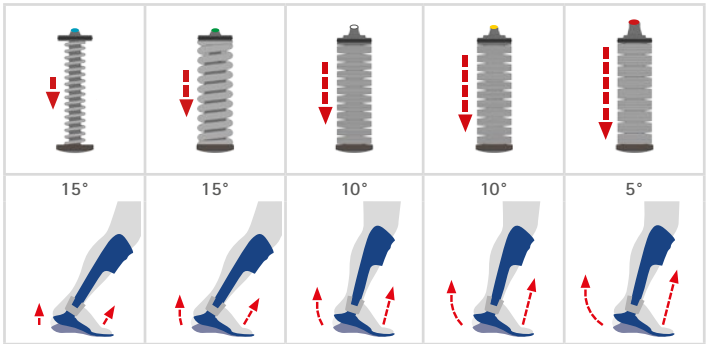
Uitwerkingen op het gangbeeld in *terminal stance*

Tussen *late mid stance* en *terminal stance* zorgt de gecomprieeerde voorste veereenheid ervoor dat de hiel van de grond loskomt. Bij een zeer hoge veerkracht en een bewegingsvrijheid van 5° laat de hiel eerder los van de grond dan bij een normale veerkracht en een bewegingsvrijheid van 15°.

Uitwerkingen op het gangbeeld in *pre swing*

In *pre swing* wordt de energie die in de voorste veereenheid is ingebracht, teruggegeven. Omdat de extra sterke veereenheid de meeste energie kan bufferen, wordt de versnelling van het been in de voorwaartse beweging (*push off*) het sterkst ondersteund. De *push off* kan bij EVO's met hoge veerkrachten en een gedefinieerde bewegingsvrijheid aan een benadering van het fysiologische gangbeeld in *pre swing* bijdragen [Des, p. 150]. De veereenheden met de grootste bewegingsvrijheid zorgen er tevens voor dat de voet de langste weg terug naar de neutrale nulstand volgt.

Instelling van de energierugwinning voor de *push off*



Hoe hoger de veerkracht, des te groter is de energierugwinning voor de *push off*.

Uitwerkingen op het gangbeeld in de zwaai fase

Bij het systeem enkelgewricht NEURO SWING is elke van de vijf veereenheden sterk genoeg om de voet in neutrale nulstand of lichte dorsaalex tensie te houden en hierdoor bij het *initial contact* de grond met de hiel te raken. Deze stand is de belangrijkste voorwaarde voor een kantel-hefboomfunctie van de hiel en een fysiologische *loading response* [Nol, pag. 659].

Afdekking met weke delen

Afdekking van de tijdens de amputatie afgescheiden botten met weke delen, zoals huid, spieren of onderhuids vetweefsel. Bij gedeeltelijke voetamputaties die vanaf de wreef worden uitgevoerd, kunnen de belastbare wekedeelstructuren van de voetzool voor het afdekken van de stomp worden gebruikt.

Amputatie

Operatieve of traumatische afscheiding van een lichaamsdeel. Bij een major amputatie wordt rond het onder- of bovenbeen geamputeerd. Het spronggewricht wordt dus verwijderd. Bij een minor amputatie blijft het spronggewricht behouden.

Aponeurosis plantaris

Peesplaat onder de voet. De aponeurosis plantaris ontspringt uit het hielbeen (os calcaneus) en loopt v-vormig naar de gewrichtskapsels van de teenbasisgewrichten en de pezen van de teenbuigers van de teenbasisgewrichten.

Artrodesekoker

Een artrodesekoker blokkeert de beweging in het spronggewricht volledig. Naast de stabiliserende kap zijn een steunlip en een afrolzool in de koker geïntegreerd.

Bellmann-prothese

Door de Zwitserse orthopedisch technicus Dieter Bellmann ontwikkelde enkel-vrije voetprothese. Deze wordt met de hand gemaakt en bestaat uit een flexibele schacht, een afrolrand van carbon en een voorvoetvervanging van schuimstof. De houvast rond de voet wordt door een hielcup met bandageriem gerealiseerd.

Bovenste spronggewricht

(afk. BSG, Latijns *articulatio talocruralis*): Samen met het onderste spronggewricht behoort het BSG tot de twee gewrichten tussen onderbeen en voetwortel. Het bestaat als zuiver scharniergewricht uit het scheenbeen en kuitbeen aan het onderbeen en het sprongbeen van de voetwortel en wordt door een gewrichtskapsel en meerdere banden gestabiliseerd. Het BSG is hoofdzakelijk voor de ↑plantairflexie en de ↑dorsaalex tensie van de voet verantwoordelijk.

(Carbon-)frameorthese/-prothese

Met de hand van carbon vervaardigd enkelomvattend hulpmiddel. Het voetgedeelte is aan de ↑mediale en ↑laterale zijde verbonden met de ↑voorste onderbeenschaal. De patiënt stapt ↑dorsaal in de orthese resp. prothese zoals door een frame.

Contra-indicatie

(Lat. *contra* = tegen, in strijd met; Lat. *indicare* = aangeven): omstandigheid waardoor het gebruik of de voortzetting van het gebruik van een bepaald medicijn of een op zich doelmatige therapeutische maatregel niet is toegestaan

Contractuur

(Lat. *contrahere* = samentrekken): duurzame verkorting resp. inkrimping van een weefsel, bijv. van bepaalde spieren of pezen. Dit leidt tot een omkeerbare of niet-omkeerbare bewegingsbeperking resp. misvorming in nabijgelegen gewrichten. Er wordt onderscheid gemaakt tussen elastische en rigide contracturen.

Cosmetisch

Binnen de prothetische verzorging wordt onder cosmetisch een optisch aan het lichaam aangepast ontwerp van een prothese of een prothesebekleding verstaan.

Distaal

(Latijns *distare* = verwijderd zijn): van het middelpunt van het lichaam af liggend. Het tegendeel van distaal is ↑proximaal.

Dorsaal

(Latijns *dorsum* = achterkant, rug): tot de rug resp. achterkant behorend, aan de achterkant gelegen. Positie-aanduiding op voet: aan zijkant van de voetrug.

Dorsaalaanslag

Constructief element van een orthese dat de mate van de ↑dorsaalex tensie beperkt. Met een dorsaalaanslag wordt de ↑hefboomwerking van de voorvoet geactiveerd waardoor een standvlak wordt gecreëerd. Bovendien creëert een dorsaalaanslag samen met het voetgedeelte van een orthese een kniestrekkend moment en zorgt vanaf *terminal stance* ervoor dat de hiel van de grond loskomt.

Dorsaaalextensie

Optillen van de voet. Tegengestelde beweging t.o.v. de ↑plantairflexie. Wordt in het Engels *dorsiflexion* genoemd, omdat de hoek tussen onderbeen en voet kleiner wordt (flexie). Functioneel is er echter sprake van een strekbeweging in de zin van een extensie. Spieren die deze beweging veroorzaken, worden dorsaaalextensoren genoemd.

Drukpiek

Tijdens het lopen wordt er druk op de voetzool uitgeoefend. De hoogte van de druk is afhankelijk van de belasting. Bij een botachtig uitsteeksel is de druk extra hoog. Deze hoge waarde wordt drukpiek genoemd.

Dynamisch

(Grieks *dynamikos* = werkzaam, sterk): een beweging vertonend, wordt gekenmerkt door vaart en energie

Eindcontact

Volledig contact van de stomp met de omsluitende schacht

Exarticulatie

Door een gewricht lopende amputatie van een ledemaat. Het ↑proximale bot blijft hierbij volledig behouden. Een teenexarticulatie beschrijft de amputatie van een ↑straal waarbij het teenbasisgewricht wordt doorsneden.

Fantoompijn

Fantoompijn wordt na een amputatie in het niet meer aanwezige lichaamsdeel gevoeld. De patiënt kan de pijn buiten zijn lichaam doorgaans zeer nauwkeurig lokaliseren.

Fysiologisch

(Grieks. *physis* = natuur; *logos* = leer): met betrekking tot de natuurlijke levensprocessen

Hechtwrijving

De beweging van twee elkaar rakende delen wordt door de hechtende eigenschap van hun materialen verminderd.

Hefboomwerking van de voorvoet

Anatomische hefboom die van het bovenste spronggewricht naar de teenbasisgewrichten loopt

Hielcontactpunt

Punt waarop tijdens het *initial contact* de hiel de grond raakt

Hielcup

Fixatie van de hiel door een constructief element van een protheseschacht

Interdisciplinair

(Latijns *inter* = tussen): de samenwerking tussen meerdere deelgebieden; vakgebiedoverkoepelend

Kantel-hefboom van de hiel

Een hefboom met het ↑hielcontactpunt als draaipunt en de afstand van het hielcontactpunt tot het anatomische enkelgewricht als hefboom. Tijdens het *initial contact* veroorzaakt de door de enkel ↑dorsaal lopende grondreactiekracht een draaiing rond het hielcontactpunt.

Kantel-hefboomfunctie van de hiel

(Engels *heel rocker*): omvat de complete draaibeweging van de voet rond het ↑hielcontactpunt. Die vindt in het anatomische enkelgewricht tussen *initial contact* en *loading response* plaats: van *terminal swing* tot *initial contact* "valt" het zwaaibeen vanuit een hoogte van ca. 1 cm op de grond. De grondreactiekracht begint te werken bij het hielcontactpunt. De krachtvector (stippellijn) verloopt ↑dorsaal vanaf de enkel. Door de ↑kantel-hefboom van de hiel die hierbij ontstaat, ontstaat er een plantairflecterend moment in de enkel waardoor de voet wordt neergelaten. De ↑m. tibialis anterior werkt excentrisch tegen deze beweging aan en laat de voet geremd neerdalen.

Lateraal

(Latijns *latus* = flank, zijkant): zijdelings, van het middelpunt van het lichaam afgekeerd

Mediaal

(Latijns *medius* = de middelste): naar het midden van het lichaam gericht, naar het midden toe

Metafyse

(Grieks *meta* = tussen, temidden; *physis* = natuur): gedeelte van de pijpbeenderen tussen botschacht (diafyse) en gewrichtsvormend uiteinde (epifyse), dat uit een sponsachtige botsubstantie (↑spongiosa) bestaat

Metatarsofalangeale gewrichten

Basisgewrichten van de tenen; gewrichten tussen de middenvoetsbeenderen (ossa metatarsalia) en de eerste teenkootjes (phalanges proximales)

M. quadriceps

Musculus quadriceps femoris: vierhoofdige dijbeenspier. Grootste lichaamsspier die voor de strekking van het onderbeen in het kniegewricht zorgt. Deze bestaat uit de volgende subspieren: musculus rectus femoris, musculus vastus medialis, musculus vastus lateralis en musculus vastus intermedius.

M. tibialis anterior

Musculus tibialis anterior: voorste scheenbeenspier. Van het scheenbeen tot aan het binnenste wigvormig beentje van de voet lopende spier die voor de ↑dorsaalextensie van de voet zorgt.

M. triceps surae

Musculus triceps surae: driehoofdige kuitspier. Samenvattende beschrijving voor de tweekoppige ↑m. gastrocnemius en de ↑m. soleus.

Neutrale nulstand

Omschrijft de lichaamshouding die een mens normaal heeft als hij rechtop en ongeveer op heupbreedte staat. Vanuit de neutrale nulstand wordt de bewegingsomvang van een gewricht bepaald.

Oedeem

(Grieks *oidema* = zwelling): waterophoping, wateropslag; uittreden van vocht uit de vaten dat zich in de intercellulaire ruimte ophoopt

O. metatarsalia

Ossa metatarsalia: middenvoetsbeenderen. Deze vijf pijpbeenderen vormen de middenvoet en bestaan elk uit de proximale basis, de schacht en het distale kopje. De basis vormt de overgang naar de voetwortel, het kopje de overgang naar de teen.

O. naviculare

Os naviculare: schuivormig voetwortelbeen. Bot van de voetwortel.

Pathologisch

(Grieks *pathos* = pijn; ziekte): ziekelijk (veranderd)

Perforatie

(Latijns *perforare* = doorboren): doorstoten of doorboren van een weefsel dat een lichaamsholte omgeeft. Puntige botten kunnen na een amputatie bijvoorbeeld het afdekkende weefsel doorboren als de botten niet worden afgerond.

Plantair

(Latijns *planta* = voetzool): de voetzool betreffend, naar de zool toe

Plantairflexie

Neerlaten van de voet. Tegengestelde beweging t.o.v. ↑dorsaalextensie. Spieren die deze beweging veroorzaken, worden plantairflexoren genoemd.

Proximaal

(Latijns *proximus* = de volgende): naar het middelpunt van het lichaam toe liggend. Het tegendeel van proximaal is ↑distaal.

Push off

Het afzetten van de tenen van de grond in *pre swing*. Het been wordt hierdoor in een voorwaartse beweging versnelt.

Sagittaal vlak

(Latijns *sagitta* = pijl): anatomisch vlak dat van voren naar achteren door het lichaam loopt. Van voren bekeken, is het sagittale vlak een lijn.

Schuifkrachten

Schuifkrachten zijn mechanische krachten waarbij vlakken in relatie tot elkaar worden verschoven.

Shifting

Beweging van de prothese tegen het stompuiteinde tijdens het lopen

Spieratrofie

(Grieks *atrophia* = verzwakking, vermagering): zichtbare vermindering van het volume van een skeletspier door minder beweging

Spitsvoet

Fixatie van de voet in ↑plantairflexie waardoor de hiel wordt opgetild. Omdat de hiel tijdens het lopen de grond niet raakt, wordt de spitsvoet ook wel paardenvoet (pes equinus) genoemd.

Spongiosa

(Latijns *spongia* = spons): sponsachtig netwerk van dunne beenbalkjes of trabekels aan de binnenkant van het bot. De spongiosa wordt door een compacte botlaag omhuld.

Statisch

(Grieks *statikos* = tot stilstand brengend, staand): het evenwicht van de krachten, m.b.t. de statica; in evenwicht, in rust; stilstaand.

Stomprevisie

Door complicaties aan de stomp veroorzaakte nieuwe amputatie. Een stomprevisie leidt dus tot een verkorting van de stomp.

Straal

Een straal bestaat uit een middenvoetsbeen en de bijbehorende teendelen.

Straalresectie

Amputatie van een volledige straal aan de basis van het middenvoetsbeen

Supinatie

(Lat. *supinare* = naar achter bewegen, naar achter leggen): naar buiten kantelen van de voet langs zijn lengteas resp. optillen van de binnenkant van de voet. Spieren die deze beweging veroorzaken, worden supinatoren genoemd.

Tarsometatarsaal gewricht

(Latijns *articulatio tarsometatarsalis*): Lisfranc-gewrichtslijn; gewrichtsverbindingen tussen de afzonderlijke beenderen van de voetwortel en de middenvoetsbeenderen (ossa metatarsalia I-V)

Tibia

(Latijns *tibia* = "scheenbeen"): het dikkere van de twee onderbeenbotten dat zowel deel uitmaakt van de knie als van het spronggewricht

Transmetatarsaal

(Latijns *trans* = aan de overkant, erover; *metatarsalia* = middenvoetsbeen): Bij een transmetatarsale amputatie verloopt de amputatielijn door alle middenvoetsbeenderen.

Transtarsaal

(Latijns *trans* = achter, voorbij; *tarsus* = voetwortel): bij een transtarsale amputatie loopt de amputatielijn door de beenderen van de voetwortel.

Ulcus

(Latijns) gezwel

Vormsluiting

In de machinebouw beschrijft deze term het perfect in elkaar grijpen van twee werkstukken om een beweging te voorkomen. In de orthopedische techniek spreekt men van vormsluiting als de bovenste rand van het hulpmiddel (bijv. protheseschacht) perfect op de anatomische structuur (bijv. stomp) aansluit.

Wondmanagement

Gestructureerde, interdisciplinaire verzorging van wonden binnen een klinische omgeving. Na een amputatie heeft zorgvuldig wondmanagement als doel het wondgenezingsproces te verkorten en het wondgenezingspercentage te verhogen. Zo wordt een optimale basis voor prothetische verzorging verkregen.

Afk.	Bron	Pagina	Afk.	Bron	Pagina
[Bau]	Baumgatner 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 plantarflexion 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> , 2. Auflage. 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			

[illegible]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.



Orthese- configurator

PR0268-NL-2025-02

FIOR & GENTZ

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

☎ +49 4131 24445-0
☎ +49 921 95659554

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