

Het is niet toegestaan om iets uit deze scriptie te wijzigen, te kopiëren of te gebruiken zonder toestemming van de auteur. ruuddevries@quicknet.nl

# “Lopen met een onderbeenprothese”



<http://www.mshirley.com/>

Academie voor Lichamelijke Opvoeding  
Ruud de Vries  
153510  
29 mei 2006

Inleiding .....	3
<u>Hoofdstuk 1: Onderzoeksvoorstel</u>	
§1.1 Onderzoeksvraag .....	4
§1.2 Het type onderzoek .....	4
§1.3 Het maken van de vragenlijst voor het kwalitatief open interview .....	5
§1.4 Onderzoeksgroep .....	6
<u>Hoofdstuk 2: Literatuurstudie</u>	
§2.1 Algemeen .....	7
§2.2 Inventariseren van wetenschappelijk verantwoorde onderzoeken .....	10
§2.3 Subvragen .....	10
§2.3.1 Subvraag 1: Wat is lopen? .....	10
§2.3.2 subvraag 2: Wat is looptechniek? .....	12
§2.3.3 subvraag 3: Wat zijn de kenmerken van de loopfases? .....	16
§2.3.4 subvraag 4: Welke verschillende amputatieniveau's zijn er? .....	20
§2.3.5 subvraag 5: Welke verschillende onderbeenprothese zijn er? .....	22
§2.3.6 subvraag 6: Uit welk materiaal bestaat een onderbeenprothese? .....	39
<u>Hoofdstuk 3: Onderzoeksverslag</u>	
§3.1 Onderzoeksvraag .....	42
§3.2 Hypothese .....	42
§3.3 Begrippen .....	42
§3.4 Topics .....	47
§3.5 kwalitatief open interview .....	47
§3.5.1 Eerste reductiefase .....	47
§3.5.2 Tweede reductie fase .....	50
§3.5.3 Derde reductie- en eerste abstractiefase .....	53
§3.5.4 Tweede abstractiefase .....	55
§3.5.5 Derde abstractiefase .....	57
§3.6 Conclusie .....	58
§3.7 Hypothese aannemen of verwerpen .....	60
§3.8 Uitbreiden van het onderzoek .....	60
§3.9 Onderzoeksvraag 2 .....	60
§3.10 Literatuurstudie 2 .....	61
§3.10.1 Algemeen .....	61
§3.10.2 Resultaten .....	61
§3.10.3 Conclusie 2 .....	64
§3.11 Conclusie uit de twee onderzoeken .....	64
§3.12 Evaluatie .....	66
§3.13 Aanbevelingen voor vervolg onderzoek .....	67
Nawoord .....	68
Literatuurlijst .....	69

## **Inleiding**

Voor met maken van mijn scriptie heb ik een onderwerp gezocht dat mij interesseert. Na een supervisie gesprek, waarin ik mijn probleem met het vinden van een geschikt onderwerp heb besproken, kwamen er een aantal leuke onderwerpen uit. Eén van de onderwerpen was topsport door beperkte sporters.

Op de atletiekvereniging waar ik 2 avonden per week training gaf, wordt er topsport bedreven door sporters met een beperking. Ik heb hun trainer, Frank Dik, gevraagd om mij te helpen met het vinden van een onderwerp om een onderzoek op te baseren. Frank werkt op de atletiekvereniging o.a. met sporters met een boven- of onderbeenprothese.

Veel mensen met een beenprothese willen graag sporten. Naast het sporten in een rolstoel is het ook heel goed mogelijk om dit op een beenprothese te doen. Alleen, wanneer iemand na een onderbeenamputatie naar een vereniging stapt om te gaan sporten, zal hij of zij in de meeste gevallen merken dat er weinig bekend is op het gebied van lopen met een beenprothese. Ik wil door middel van mijn scriptie een product afleveren waardoor trainers, atleten en anderen, die te maken krijgen met het lopen op een beenprothese, inzicht krijgen in de mogelijkheid tot het lopen op een beenprothese.

## Hoofdstuk 1

### Onderzoeksvoorstel

#### §1.1 Onderzoeksvraag

Ik wil onderzoek gaan doen naar de looptechniek van een atleet met een beenprothese. Ik wil de looptechniek gaan onderzoeken middels een kwalitatief mondeling open interview.

Mijn onderzoeksvraag luidt:

Is er verschil in looptechniek tussen een valide atleet en een atleet met een beenprothese?

#### §1.2 Het type onderzoek

Omdat er vooraf geen theorie te vinden is over het lopen met een beenprothese ga ik gebruik maken van een exploratief onderzoek. Exploratief onderzoek is juist gericht op de ontwikkeling van een theorie en/of scherpe formulering van een hypothese.

Ik wil mijn explorerende onderzoek vormgeven middels een kwalitatief open interview. In een kwalitatief open interview ga je met één beginvraag en/of een aantal topics of richtlijnen, die je kunt gebruiken bij de gesprekken met de mensen, het veld in. De topiclijst of richtlijnen gebruik ik als een soort geheugensteuntje voor het doorvragen. Als de geïnterviewde uit zichzelf belangrijke aspecten uit de topiclijst niet heeft genoemd, kan ik daarop altijd nog doorvragen.

Belangrijk bij een kwalitatief open interview is dat het bij de beginvraag en het doorvragen steeds gaat om een op de persoon en situatie toegesneden formulering. Ook moet de respondent (geïnterviewde) de ruimte krijgen om te antwoorden in zijn of haar eigen woorden.

Het kwalitatief open interview dat ik ga gebruiken zal een mondeling interview worden (face-to-face). Dit omdat het geschikt is voor open en ingewikkelde vragen. Door een face-to-face interview kan de interviewer het lees- en schrijfwerk verrichten terwijl de geïnterviewde vrijuit kan praten.

Uiteindelijk wil ik aan hand van de verkregen informatie via de interviews een conclusie trekken. Het eerste doel van de verwerking en analyse van het ruwe onderzoeksmateriaal is het komen tot een reductie. Het materiaal moet tot de (relevante) kern worden teruggebracht. Op basis van dit gereduceerde materiaal kom je vervolgens tot een abstractie. Bij de analyse zal de probleemstelling voortdurend het uitgangspunt zijn.<sup>1</sup>

---

<sup>1</sup> Baarda Dr. D.B. e.a. (1998). *Methoden en Technieken*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV

### §1.3 Het maken van de vragenlijst voor het kwalitatief open interview

Bij het maken van een vragenlijst voor het interview moet ik rekening houden met de vraagstelling. In de vraagstelling komen enkele begrippen voor die nader dienen te worden toegelicht.

In mijn onderzoeksvraag komen de volgende begrippen naar voren:

- looptechniek
- onderbeenprothese

Voordat ik topics kan kiezen voor het gebruik bij mijn interview, zal ik eerst aan de hand van een literatuurstudie moeten uitzoeken wat deze begrippen inhouden.

Wanneer de interviews zijn afgenomen zullen deze moeten worden geanalyseerd. Dit ga ik doen door middel van de volgende stappen:

1. Eerste reductiefase
  2. Tweede reductiefase
  3. Derde reductie- en tevens eerste abstractiefase
  4. Tweede abstractiefase
  5. Derde abstractiefase
- 
1. Tijdens de eerste reductiefase is het de bedoeling om een protocol te maken. In deze fase wordt het hele interview uitgewerkt. Deze tekst wordt het protocol genoemd.
  2. In de tweede reductiefase is het interview opgesplitst in fragmenten. Dit zijn afgeronde interviewdelen die meestal over één bepaald onderwerp gaan. Aan zo'n fragment heb ik een label toegekend waaraan ik het fragment kan herkennen.
  3. In de derde reductie- en eerste abstractiefase zijn de labels geordend. Label die hetzelfde zijn of elkaar overlappen zijn hier samengevoegd.
  4. De labels die zijn overgebleven uit de derde reductie- en eerste abstractiefase worden in de tweede abstractiefase uitgelegd.
  5. In de derde abstractiefase wordt er een aanzet gemaakt tot een theorie.

Kortom. Ik begin de analyse met het uittypen van het interviewmateriaal; het protocol genaamd. Vervolgens schrap ik alle tekstgedeeltes die niet relevant zijn. Het nu overgebleven tekstbestand wordt nu opgedeeld in fragmenten. Aan deze fragmenten ken ik labels toe. Deze labels geven de inhoud van het fragment aan. Labels die elkaar overlappen of hetzelfde zijn voeg ik samen om vervolgens te gaan kijken wat de labels met elkaar gemeen hebben. De labels, begrippen, worden kort uitgelegd. Deze uitleg vormt de theorie die uit het onderzoek is ontstaan.

Als de theorie hetzelfde is als mijn hypothese kan ik mijn hypothese aannemen. Verschilt mijn theorie met mijn hypothese dan zal ik mijn hypothese moeten verwerpen.<sup>2</sup>

---

<sup>2</sup> Baarda Dr. D.B. e.a. (2000). *Enquêteren en gestructureerd interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV

#### §1.4 Onderzoeksgroep

Mijn onderzoeksgroep zal bestaan uit 3 personen. Deze 3 personen zijn alle drie specialisten op het gebied van lopen met een onderbeenprothese, alle drie met een andere invalshoek. De personen die ik ga interviewen zijn Frank Dik, Frank Jol en Peter van Aanholt.

Frank Dik is atletiektrainer bij atletiekvereniging a.v. Hollandia te Hoorn. Hij geeft training aan valide sporters en aan atleten met een beperking. Frank is in het verleden bondscoach geweest bij de NebasNSG.

Frank Jol is orthopedisch instrumentmaker. Hij maakt ondermeer (sport)beenprotheses. Hij is werkzaam in Hoorn bij Hoorn Ortopheadie. Frank Jol maakt voor zijn hobby beenprotheses voor atleten. Hij ontwerpt hierin zijn eigen modellen en probeert vernieuwd te zijn in het maken van sportprotheses.

Peter van Aanholt is revalidatiearts en verbonden aan het Scheeper ziekenhuis te Emmen. Tevens is hij voorzitter van de stichting Euro Champ. De stichting Euro Champ organiseert topsport wedstrijden en - evenementen voor mensen met een beperking in binnen- en buitenland.<sup>3</sup>

---

<sup>3</sup> *Euro champ*. <http://www.eurochamp.nl/index.cfm?sid=47&eSID=47>

## Hoofdstuk 2

### Literatuurstudie

#### §2.1 Algemeen

Om te kunnen uitzoeken wat de begrippen inhouden heb ik op verschillende manieren informatie proberen te zoeken. In het boek Methoden en Technieken van Baarda en De Goede wordt beschreven hoe je informatie kunt vinden. Bijvoorbeeld via de Nederlandse Onderzoek Databank en het internet. (Via het internet heb ik in alle bibliotheken van Nederland (inclusief universiteitsbibliotheken) kunnen zoeken naar boeken die iets te maken hebben met lopen.

Ik heb ook een aantal atletiektrainers benaderd (Anthony Ott, Eddy Haakman, Maarten Klaver, Frank Dik, Misja Steen en Gerard Lenting). Ik heb hen gevraagd of zij voor mij informatie hadden over hardlopen en/of sprinten en/of onderbeenprothesen.

Anthony Ott, oud-topmeerkamper, trainer bij atletiek vereniging De Spartaan te Lisse en Assistent-bondscoach meerkamp bij de Koninklijke Nederlandse Atletiek Unie (KNAU) had de volgende literatuur voor mij.

- Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, NSCA Journal, nr. 6, p. 78 t/m. 82.
- Kraaijenhof H. *Eenvoudige biomechanica van de sprint*, Sportgericht, p. 150 t/m. 151.
- Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, NSCA Journal, nr. 6, p. 78 t/m. 82.

Maarten Klaver, oud-topmeerkamper en op dit moment trainer bij atletiekvereniging ARV Ilion te Zoetermeer, had de volgende literatuur voor mij.

- Jonathan U. e.a. (1984). *Atletiek*, Rijswijk, Elmar B.V. Oorspronkelijke titel Leichtathletiek 1 en Leichtathletiek 2, vertaald door Tjalling Bos
- Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen

Eddy Haakman, docent Lichamelijke Opvoeding aan het Martinuscollege te Grootebroek en oud-atleet en enkele jaren terug hoofdtrainer bij atletiekvereniging SAV te Grootebroek, had de volgende literatuur voor mij.

- Doherty J.K. (1985). *Track and Field Omnibook*, Los Altos, Tafnews Press

Frank Dik, trainer bij atletiekvereniging a.v. Hollandia te Hoorn van zowel valide als atleten met een beperkingen tevens assistent bondscoach atletiek bij de NebasNSG, had de volgende literatuur voor mij.

- Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, Arch Phys Med Rehabil Vol. 80
- Nader M. en Nader H.G. (2002). *Prosthetic Compendium Lower Limb Protheses*, Berlijn, Schiele und Schön

Zowel, Misja Steen (oud-topatleet), Gerard Lenting (voormalig bondscoach meerkamp bij de KNAU), Anthony Ott en Maarten Klaver verwezen naar het volgende boek.

- Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarssen, Elsevier gezondheidszorg

Ook heb ik mijn fysiotherapeuten Michel Verhoef en Rob Oskam hier naar gevraagd. Michel Verhoef, fysiotherapeut aan de polikliniek te Enkhuizen, kon mij hier niet bij verder helpen. Rob Oskam, fysiotherapeut aan het Olympisch steunpunt te Amsterdam verwees ook naar het boek ‘Hardlopen’ van Frans Bosch.

Ondertussen ben ik ook al op zoek gegaan naar boeken die mij verder zouden kunnen helpen met het uitvoeren van een onderzoek en het afnemen van een interview. Ik heb toen op de volgende trefwoorden gezocht: Onderzoeken, interviewen, enquêteren, lopen, hardlopen, looppatroon, bewegingspatroon, sprinten, Sprinting, running, runningphase, beenprothese, sportprothese.

Boeken die ik heb opgevraagd zijn:

- Baarda Dr. D.B. e.a. (1998). *Methoden en Technieken*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Baarda Dr. D.B. e.a. (2000). *Enquêteren en gestructureerd interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Baarda Dr. D.B. e.a. (1996). *Basisboek open interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Murdoch G. (1988). *Amputation Surgery & Lower Limb Prosthetics*, Blackwell Scientific Publications
- Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*, Utrecht, LEMMA BV

Om informatie te vinden voor mijn onderwerp heb ik ook gekeken naar wetenschappelijk verantwoorde onderzoeken die in het verleden al zijn uitgevoerd. Ik heb daar bij gezocht op het internet, bij het Centraal Bureau voor Statistiek (CBS) het Sociaal Cultureel Planbureau (SCP) en bij mensen die werkzaam zijn in de atleten met een prothese. Het CBS en het SCP heb ik beide geraadpleegd via het internet. [www.cbs.nl](http://www.cbs.nl) en [www.scp.nl](http://www.scp.nl). De zoektermen die ik heb gebruikt waren; hardlopen, lopen, amputatie, beenprothese. Er bleken daar echter geen onderzoeken te zijn gedaan naar deze onderwerpen die voor mij bruikbaar zijn. Ook heb ik telefonische contact gezocht met de NebasNsg (Nederlandse Bond voor Aangepast Sporten, en de Nederlandse Sportbond voor mensen met een verstandelijke handicap). NebasNsg creëert en waarborgt sportmogelijkheden voor mensen met een beperking. Dit doet zij zowel binnen de wereld van de sport als de wereld van onderwijs, zorg en revalidatie.<sup>4</sup> Zij hadden geen bruikbare informatie voor mij.

---

<sup>4</sup> *NebasNsg is dé Nederlandse sportorganisatie voor mensen met een beperking.* <http://www.Nebas.nl>

Frank Dik kon mij op één onderzoek wijzen met betrekking tot het lopen met een onderbeenprothese.

Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 80 p. 501 t/m 508.

Boeken die ik al in mijn bezit had die mij wellicht kunnen helpen met het uitvoeren van mijn onderzoek zijn:

- Baarda Dr. D.B. e.a. (1998). *Methoden en Technieken*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro

Samengevat heb ik de volgende boeken en artikelen verzameld om mijn literatuuronderzoek te starten:

- Baarda Dr. D.B. e.a. (1996). *Basisboek open interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Baarda Dr. D.B. e.a. (1998). *Methoden en Technieken*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Baarda Dr. D.B. e.a. (2000). *Enquêteren en gestructureerd interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
- Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarsen, Elsevier gezondheidszorg
- Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 80 p. 501 t/m 508.
- Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, *NSCA Journal*, nr. 6, p. 78 t/m. 82.
- Doherty J.K. (1985). *Track and Field Omnibook*, Los Altos, Tafnews Press
- Jonathan U. e.a. (1984). *Atletiek*, Rijswijk, Elmar B.V. Oorspronkelijke titel *Leichtathletiek 1 en Leichtathletiek 2*, vertaald door Tjalling Bos
- Kraaijenhof H. *Eenvoudige biomechanica van de sprint*, *Sportgericht*, p. 150 t/m. 151.
- Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro
- Murdoch G. (1988). *Amputation Surgery & Lower Limb Prosthetics*, Blackwell Scientific Publications
- Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen

## §2.3 Subvragen

Voordat ik de interviews kan afnemen heb ik eerst achtergrond informatie nodig over de begrippen die voorkomen in de onderzoeksvraag. Door middel van een literatuurstudie wil ik de begrippen nader belichten. De begrippen looptechniek en onderbeenprothese heb ik opgesplitst in een aantal subvragen.

### Subvragen

#### Looptechniek

1. Wat is lopen?
2. Wat is looptechniek?
3. Wat zijn de kenmerken van de loopfases?

#### Onderbeenprothese

4. Welke verschillende amputatieniveau's zijn er?
5. Welke verschillende onderbeenprothese zijn er?
6. Uit welk materiaal bestaat een onderbeenprothese?

### §2.3.1 Subvraag 1: Wat is lopen?

#### Gevonden informatie:

##### *Uit Atletiek 2 Lopen en Werpen*

Lopen is een van de meest natuurlijke bewegingsvormen. Men kan het lopen rekenen tot de categorie cyclische bewegingen, die als kenmerk hebben: het steeds herhalen van gelijksoortige bewegingen. Hoewel uiteraard ook bij het lopen voor alle atleten dezelfde bewegingswetten gelden, zien we, sterker nog dan bij andere atletiekonderdelen het geval is, in de loop bepaalde specifieke, individuele eigenaardigheden naar voren komen, die de looptechniek tot loopstijl omvormen.<sup>6</sup>

##### *Uit Hardlopen:*

Lopen is een buitengewoon flexibele bewegingsvorm. Het looppatroon kan zich aanpassen aan tal van omgevingsfactoren, zoals wind mee of tegen, berg op, berg af, zachte of harde, effen of oneffen ondergrond. Paslengte, pasfrequentie en lichaamshouding kunnen veranderen om die aanpassing zo optimaal mogelijk te maken. In sommige situaties is het zinvol het bovenlichaam voorovergebogen te houden, in andere juist niet. De ondergrond kan de ene keer vragen om een korte contacttijd, terwijl op een ander moment langere stuwung met een accent op het einde van de steunfase zinvol is. Bij de analyse van de factoren die de techniek van het lopen beïnvloeden, is het ondoenlijk om alle omgevingsfactoren in de analyse te betrekken. Een zekere standaardisering is nodig. Daarom wordt in de techniekbeschrijving van lopen uitgegaan van het rechtdoor lopen op een harde, vlakke en egale ondergrond. De invloed van wind en luchtweerstand wordt buiten beschouwing gelaten.<sup>7</sup>

---

<sup>6</sup> Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro

<sup>7</sup> Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarsen, Elsevier gezondheidszorg

*Uit Cursusboek bij de cursus atletiektrainer:*

Het lopen is een cyclische beweging, waarbij twee opeenvolgende passen ofwel een “dubbelpas” een bewegingscyclus vormen. Het verschil tussen gaan en lopen is dat er bij het lopen altijd een zweeffase aanwezig is. De loper is dan helemaal los van de grond. Bij het gaan daarentegen bestaat er altijd bodemcontact.<sup>8</sup>

Bruikbare informatie:

Iedereen heeft wel zijn eigen idee bij lopen. Lopen kan onder zoveel verschillende omstandigheden plaatsvinden. Elke omstandigheid heeft zijn eigen looptechniek en dus is het lopen anders. Tijdens mijn onderzoek moet er duidelijk zijn wat ik precies bedoel met lopen. Om onduidelijkheden te voorkomen.

Het woord lopen wordt in de volksmond ook wel gebruikt bij wandelen. Wandelen wordt echter gaan genoemd. Het belangrijkste verschil tussen lopen en gaan is dat er bij het lopen een zweefmoment plaatsvindt. Tijdens dit zweefmoment komt de loper geheel los van de bodem. Bij gaan blijft er echter altijd contact ontstaan met de bodem.

Lopen is een cyclische beweging. Dat houdt in dat de beweging die gemaakt wordt een steeds terugkerend patroon heeft. Twee opeenvolgende passen vormen de bewegingscyclus van het lopen. Lopen kan plaatsvinden onder tal van omgevingsfactoren. Om tijdens dit onderzoek één manier van lopen te behandelen heb ik er voor gekozen om een standaardisering te gebruiken. Ik ga uit van een techniekbeschrijving die van toepassing is op het lopen op een harde, vlakke en egale ondergrond. Invloeden van wind en luchtweerstand worden buitenbeschouwing gelaten.

---

<sup>8</sup> Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen

### §2.3.2 subvraag 2: Wat is looptechniek?

#### Gevonden informatie:

##### *Uit Atletiek 2 Lopen en Werpen*

Onder de looptechniek verstaan we de grondvorm van de loopbeweging, gehoorzamen aan bepaalde, voor iedereen geldende mechanische- en bewegingstechnische wetten. De looptechniek valt in een aantal fasen onder te verdelen.

Bij het lopen kunnen we 2 fasen onderscheiden:

1. de contactfase (fig. 1)
2. de zweeffase (fig. 2)

Bij de contactfase maken we onderscheid tussen de steunfase, opvangfase en de strek- of stuwfase.

#### 1. Steunfase

De steunfase wordt bepaald door het plaats van de voet. Bij een relatief hoog tempo wordt de voet op de voorbuitzijde van de voet geplaatst. Bij een relatief matig tempo verplaatst het steunpunt naar de middenbuitzijde van de voet. En bij een relatief laag tempo naar de achterbuitzijde van de voet.

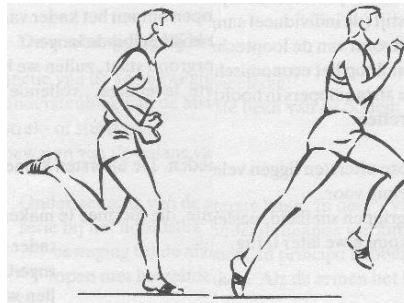


fig. 1 Contactfase

#### 2. Opvangfase

De opvangfase wordt ook wel de amortisatiefase genoemd. In deze fase treedt gedurende een korte tijd ( $\pm 0.05$  sec) een lichte buiging in enkel-, knie- en heupgewricht op.

#### 3. Streck- of stuwfase

Deze fase begint als de loodlijn uit het lichaamszwaartepunt (LZP) zich boven het steunpunt bevindt en eindigt, wanneer na de strekking van het been het contact met de bodem wordt verbroken.

#### 4. Zweeffase

De zweeffase begint als er geen contact meer met de bodem wordt onderhouden. Dit is het geval als de strekking van het achterste been is voltooid. Door deze zweeffase onderscheidt zich de loop van het “gaan”.<sup>6</sup>

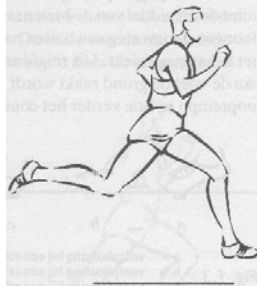


fig. 2 zweeffase

#### *Uit Hardlopen:*

Frans Bosch en Ronald Klomp spreken in hun boek *Hardlopen* over 4 fasen:

1. Het laatste moment van de steunfase (toe-off)
2. De zweeffase
3. Moment van voetplaatsing ('initial contact' = IC)
4. Stuwfase

#### De zweeffase

In de zweeffase buigen de heup en de knie van het achterste been en strekken de heup en de knie van het voorste been. De bewegingen van beide benen tijdens deze schaarbeweging zijn reflexmatig aan elkaar gerelateerd.

#### Moment van voetplaatsing ('initial contact' = IC)

Op het moment van voetplaatsing wordt een hoeveelheid landingsenergie overgedragen aan het lichaam. Deze energie moet zo goed mogelijk in de elastische componenten van het bewegingsapparaat worden opgeslagen, om daarna te kunnen worden hergebruikt bij de stuwing van de afzet. De voet moet op of iets achter het steunvlak worden geplaatst. Op het moment van de voetplaatsing zitten de knieën ongeveer naast elkaar. De knie en de heup zijn op het IC-moment nagenoeg gestrekt.

#### De stuwfase

Doordat in de zweeffase in het voorste been al een retroflexiebeweging wordt ingezet, begint de stuwfase van het standbeen al op het moment van voetplaatsing.<sup>7</sup>

#### *Uit Cursusboek bij de cursus atletiektrainer:*

Om een nauwkeurig analyse van de loopbeweging te kunnen maken, verdelen we de twee hoofdfasen (de steun- en de zweeffase) in verdere fasen. De begrenzing van de verschillende fasen is het verticaalmoment. Dit is het moment waarop de loodrechte projectie (de verticaal) van het lichaamszwaartepunt (LZP) samenvalt met het steunpunt. Op dat ogenblik haalt het zwaaibeen het steunbeen in. Aan de beweging ziet men dat de

---

<sup>6</sup> A Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro

<sup>7</sup> Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarsen, Elsevier gezondheidszorg

functie van het ene been steeds tegenover een functie van het andere been staat. Tijdens de voorste steunfase wordt de achterste zwaafase afgesloten. In het laatste gedeelte van de achterste steunfase bereikt de knie in de voorste zwaafase het hoogste punt. We onderscheiden dus vier deelfasen tijdens de loopbeweging:

1. de achterste steunfase
2. de achterste zwaafase
3. de voorste zwaafase
4. de voorste steunfase

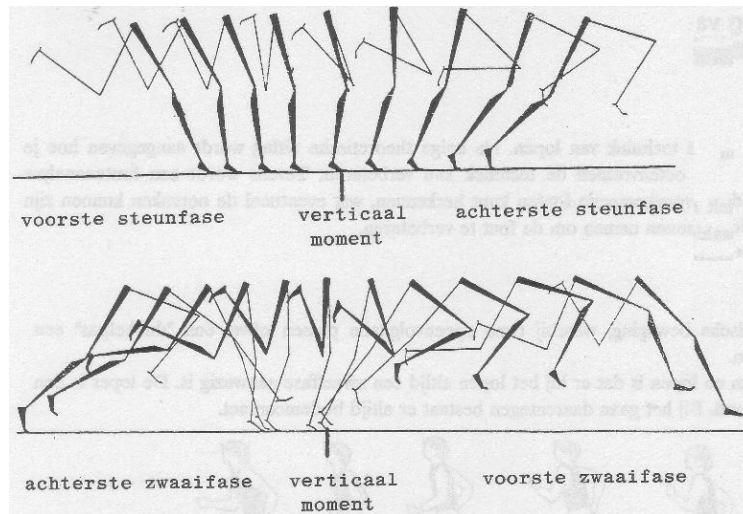


fig. 3 loopfasen

#### De achterste steunfase (fig. 3)

De beweging in voorwaartse richting komt voornamelijk tot stand door de afzet uit de achterste steunfase. Door het strekken van het desbetreffende been in de heup-, knie- en enkelgewricht vormt zich een drukkracht tegen de bodem. Deze kracht overtreft het lichaamsgewicht. Door de vastheid van het steunvlak veroorzaakt deze drukkracht een werking in tegengestelde richting, de zogenaamde afzetreactie. Het lichaam wordt voorwaarts gedreven. Er ontstaat een bepaalde snelheid.

#### De achterste zwaafase (fig. 3)

Nadat de voet van het afzetbeen de grond verlaten heeft, zwaait het onderbeen naar achteromhoog op tot bij het zitvlak. Tijdens deze beweging, die als “hielaanslag” bekende staat, is een ontspanning van de strekspieren van dat been erg belangrijk. Dit om de verdere beweging soepel te laten verlopen. Ook het bovenbeen van het afzetbeen beweegt zich in het begin iets naar achteromhoog. Wanneer het onderbeen horizontaal is, beweegt het bovenbeen zich weer naar voren. Het onderbeen zwaait door naar het zitvlak. De voet nadert het zitvlak het meest wanneer het bovenbeen loodrecht op de baan is (het verticaal moment).

De voorste zwaai fase (fig. 3)

Het sterk gebogen been vormt een korte slinger met als ophangpunt de heupen. Doordat de slinger zo kort is, kan deze naar voren gebracht worden. Het krachtig naar voren brengen van deze slinger ondersteunt de afzet van het andere been. Wanneer het bovenbeen in de knieheff fase de optimale hoogte bereikt heeft slingert het onderbeen ontspannen naar voren. Het bovenbeen zakt nu naar beneden. Bij de sprint wordt de punt van de voet geheven. Het bovenbeen, het onderbeen en de voet worden aan het eind van de voorzwaai met een achter-neerwaartse, grijpende beweging veerkrachtig op de ondergrond geplaatst.

De voorste steun fase (fig. 3)

De voet komt eerst met de buitenkant neer in de buurt van de kleine teen. De landingsdruk heeft tot gevolg dat de voet met de gehele bal op de grond drukt. De duur van de steun fase is afhankelijk van het vermogen het lichaamsgewicht elastisch op te vangen. Goede sprinters hebben het vermogen om dit alleen met hun kuitmusculatuur te doen. We zien dan ook dat in het verticaalmoment alleen de bal van de voet de grond raakt. Het LZP zal snel over het steunpunt (verticaal moment) gebracht kunnen worden.<sup>8</sup>

*Uit Eenvoudige biomechanica van de sprint:*

Henk Kraaijenhof spreekt in zijn artikel over eenvoudige biomechanica van de sprint over 3 fasen in het lopen.

1. Voorste steun fase  
fase waar de projectie van het LZP achter het steunpunt valt (ook wel deceleratie fase of excentrische fase)
2. Achterste steun fase  
fase waar de projectie van het LZP voor het steunpunt valt (ook wel concentrische fase of acceleratiefase)
3. Zweeffase  
fase waarin het lichaam geen contact heeft met de bodem, volgend op de achterste steun fase (ook wel luchtfase)<sup>9</sup>

*Uit Sprinting stride actions: Analysis and evaluation:*

Don Chu en Remi Korchemmy geven aan dat er een aantal fasen zijn tijdens de loopcyclus.

1. Steun fase,  
onderverdeelt in de contact fase, de opvang fase en de stuw fase
2. Zweeffase,  
onderverdeelt in de stijf fase en de daalfase

De contact fase begint wanneer de voet de bodem raakt. Dit gebeurt vrijwel met een gestrekt been. Vervolgens wordt het lichaamsgewicht opgevangen, geamortiseerd, in de opvang fase. Na deze fase begint volgens Chu en Korchemmy de stuw fase. Deze fase begint als het LZP het steunpunt voorbij is gegaan.<sup>10</sup>

---

<sup>8</sup> Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen

<sup>9</sup> Kraaijenhof H. *Eenvoudige biomechanica van de sprint*, *Sportgericht*, p. 150 t/m. 151.

<sup>10</sup> Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, *NSCA Journal*, nr. 6, p. 78 t/m. 82.

Bruikbare informatie:

Als je alle informatie met elkaar vergelijkt zie je dat er veel overeenkomsten zijn. Een van die overeenkomsten is dat er altijd gesproken wordt over een zweeffase en een contactfase. Deze fasen worden onderverdeelt in de achterste steunfase, de achterste zwaafase, de voorste zwaafase en de voorste steunfase. Beide zwaafasen zijn gedeeltes uit de zweeffase. De beide steunfasen zijn gedeeltes uit de contactfase. De fasen die ik ga gebruiken zijn:

1. achterste steunfase (ook wel toe-off genoemd)
2. achterste zwaafase
3. voorste zwaafase
4. voorste steunfase (ook wel initial-contact IC-moment)

Over de hierboven beschreven fasen kun je zeggen dat de achterste zwaafase begint bij het loskomen van de afzetvoet. Het verticaalmoment in de zweeffase is het einde van deze fase. In de achterste zwaafase vindt er een voorbereiding plaats voor een effectieve kniehef. De voorste zwaafase begint waar de achterste zwaafase eindigt, op het verticale moment. Deze fase eindigt als de voet de grond raakt. Gedurende deze fase bereidt de loper zich voor op een actieve landing. De voorste steunfase vindt plaats vanaf dat de voet de grond raakt en eindigt op het moment dat het verticaalmoment in de steunfase wordt bereikt. Deze fase werkt als schokdemping van de landing en als opbouw van voorspanning voor het verdere verloop van de pas. De achterste steunfase begint na het verticaalmoment in de steunfase en stopt wanneer de voet de grond verlaat. De belangrijkste functie van deze fase is het optimaal ontwikkelen van horizontale afzetkracht.

**§2.3.3 subvraag 3: Wat zijn de kenmerken van de loopfasen?**

Gevonden informatie:

Kenmerken van de achterste steunfase:

- Voorwaartse beweging door strekking van de knie, heup en enkel.
- Romphouding is loodrecht of iets naar voren neigend.
- Deze fase begint als de loodlijn uit het lichaamsswaartepunt (LZP) zich boven het steunpunt bevindt en eindigt wanneer na de strekking van het been het contact met de bodem wordt verbroken.
- De strekking van het achterste been in enkel-, knie- en heupgewricht, nadat de loodlijn door het zwaartepunt de voet is gepasseerd, is de belangrijkste krachtbron bij het lopen.
- Fase waar de projectie van het LZP voor het steunpunt valt (ook wel concentrische fase of acceleratiefase)
- Spanning rond de enkel, wanneer deze spanning zich rond de enkel bevindt, kan anteflexie van de heup fel en onmiddellijk na de toe-off worden ingezet.

Kenmerken van de achterste zwaafase:

- Het onderbeen van het afzetbeen zwaait naar achteromhoog op tot bij het zitvlak.
- Wanneer het onderbeen horizontaal is, beweegt het bovenbeen zich weer naar voren.
- Tijdens de zweeffase zwaait het voorste been naar voren door. De hoogte die de knie bij dit naar voren waaien bereikt is afhankelijk van het looptempo. Hoe hoger het tempo hoe hoger de knie.
- Na de strekking en het loskomen van de grond volgt reflectorisch een buiging van het achterste been, waarna dit been tijdens het zweven actief naar voren wordt gezwaaid.
- Anteflexie van de heup wordt fel en onmiddellijk na de toe-off ingezet.
- Dorsalflexie in de enkel.
- Onmiddellijk na de toe-off vindt er een bekkenkanteling naar achter plaats.

Kenmerken van de voorste zwaafase:

- Het sterk gebogen been vormt een slinger met als ophangpunt de heupen. Door deze slinger krachtig in te zetten ondersteunt met de afzet van het andere been.
- Wanneer het bovenbeen in de knieheffase de optimale hoogte bereikt, slingert het onderbeen ontspannen naar voren.
- Het bovenbeen zakt nu naar beneden.
- De punt van de voet wordt geheven.
- Het bovenbeen, onderbeen en de voet worden aan het eind van de voorzwaai met een achterneerwaartse, grijpende beweging veerkrachtig op de ondergrond geplaatst.
- Plantairflexie in de enkel
- Vlak voor het IC-moment moet de enkel in een neutrale of lichte dorsalflexiestand staan. Dit voor voldoende spanning.
- De enkel mag voor het IC-moment niet te ver in plantairflexie staan.
- Vlak voor het IC-moment vindt er retroflexie plaats in de heup. Het gevolg hiervan is dat het de spieren rond de enkel aanspant.

Kenmerken van de voorste steunfase:

- Door de landingsdruk wordt de gehele bal van de voet aan de grond gedrukt.
- Bij een relatief hoog tempo wordt de voet op de voorbuitenzijde van de voet geplaatst. Bij een relatief matig tempo verplaatst het steunpunt naar de middenbuitenzijde van de voet. En bij een relatief laag tempo naar de achterbuitenzijde van de voet
- De opvangfase wordt ook wel de amortisatiefase genoemd. In deze fase treedt gedurende een korte tijd ( $\pm 0.05$  sec) een lichte buiging in enkel-, knie- en heupgewricht op.
- In de steunfase wordt het lichaamsgewichtkrachtig op de voorste voet opgevangen.
- Fase waar de projectie van het LZP achter het steunpunt valt (ook wel deceleratie fase of excentrische fase)

- Onder andere de hamstring zorgen voor voorspanning om na de landing reactief en in een gunstige richting af te zetten.\*

Bruikbare informatie:

De achterste steunfase (fig. 4)

In de achterste steunfase ontstaat er een voorwaartse beweging door het strekken van de knie, heup en de enkel. Deze fase begint als de loodlijn uit het lichaamszwaartepunt (LZP) zich boven het steunpunt bevindt en eindigt wanneer na de strekking van het been het contact met de bodem wordt verbroken.

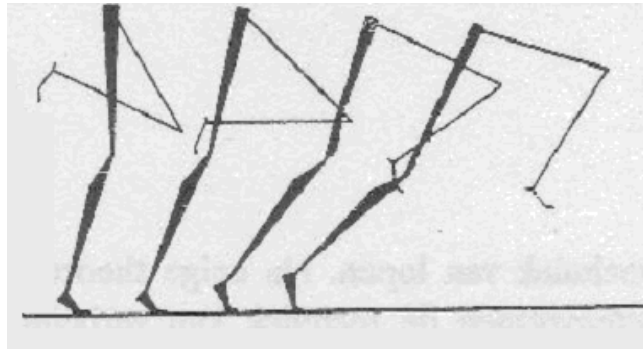


fig. 4 achterste steunfase

De achterste zwaafase (fig. 5)

Tijdens de achterste zwaafase zwaait het voorste been naar voren door. De hoogte die de knie bij dit naar voren waaien bereikt is afhankelijk van het looptempo. Hoe hoger het tempo hoe hoger de knie. Na de strekking en het loskomen van de grond van het been dat de grond raakte volgt reflectorisch een buiging van dit (achterste) been.

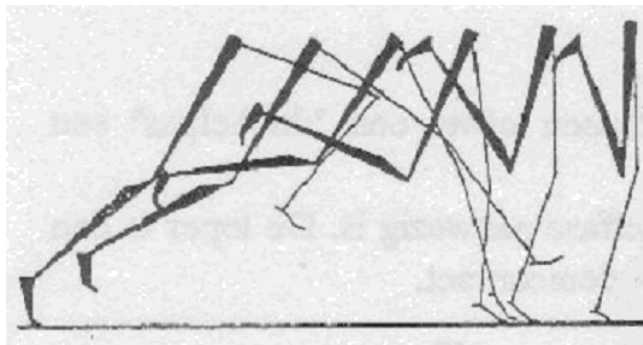


fig. 5 achterste zwaafase

De voorste zwaafase (fig. 6)

---

\* Alle kenmerken die hierboven beschreven staan zijn samengevat uit de volgende boeken en artikelen:  
Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro  
Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarsen, Elsevier gezondheidszorg  
Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen  
Kraaijenhof H. *Eenvoudige biomechanica van de sprint*, *Sportgericht*, p. 150 t/m. 151.  
Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, *NSCA Journal*, nr. 6, p. 78 t/m. 82.

In de voorste zwaai fase vormt het sterk gebogen “vrije” been een slinger met als ophangpunt de heupen. Wanneer het bovenbeen van het “vrije” been de optimale hoogte bereikt, slingert het onderbeen ontspannen naar voren. Door deze slinger krachtig in te zetten wordt de afzet ondersteunt van het andere been. Het bovenbeen, onderbeen en de voet worden aan het eind van de voorzwaai met een achterneerwaartse, grijpende beweging veerkrachtig op de ondergrond geplaatst.

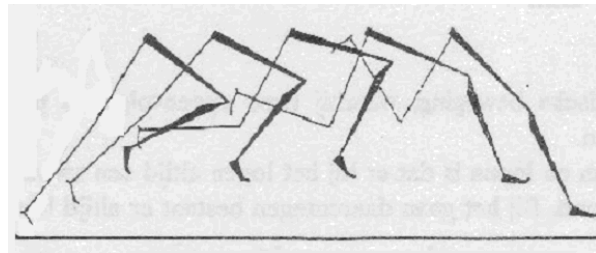


fig. 6 voorste zwaai fase

De voorste steun fase (fig. 7)

Tijdens de voorste steun fase wordt het lichaamsgewicht opgevangen. Dit wordt ook wel de amortisatiefase genoemd. Tijdens deze fase komt het “vrije” been gebogen naar voren.

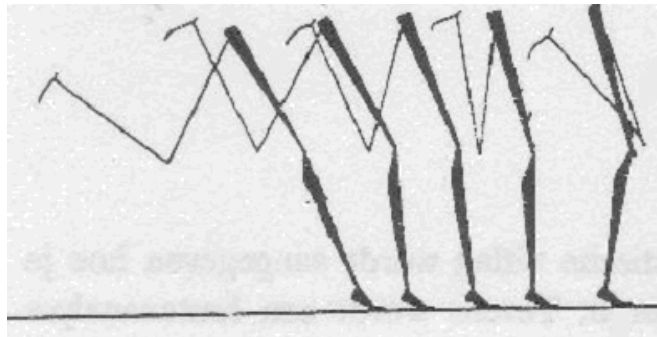


fig. 7 voorste steun fase

### §2.3.4 subvraag 4: Welke verschillende amputatieniveau's zijn er?

#### Gevonden informatie:

De verschillende niveaus bij amputatie

#### Teenamputatie

Een of meerdere teenamputaties kunnen worden uitgevoerd. Amputatie van de eerste straal beïnvloedt het looppatroon en de balans. Het afwikkelen van de voet is minder goed mogelijk. Er ontstaat dan een slecht drukregulerend voetskelet met verhoogde kans op ulcera.

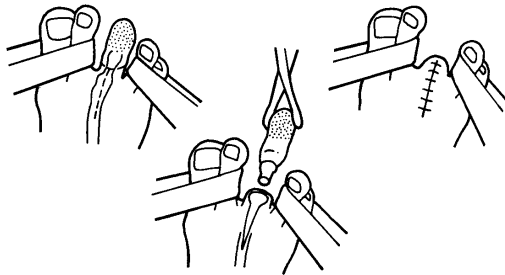


Fig. 8 Teenamputatie

#### Lisfranc-amputatie

Amputatie door het tarsometatarsale gewricht. Gevolg is een misvormde en enigszins instabiele voetrest, in sommige gevallen resulterend in een spitsvoetstand van de voet. De nog intacte hiel kan volledig worden belast.

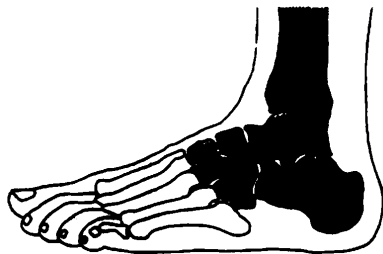


Fig. 10 Lisfranc-amputatie

#### Partiële voorvoetamputatie

De functie van de voetheffers is verdwenen, daarbij treedt er verlies op van balans in de voet. De enkelfunctie blijft volledig behouden.

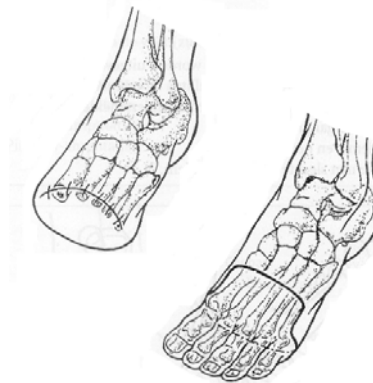


Fig. 9 Partiële voorvoetamputatie

#### Chopart-amputatie

Exarticulatie in het calcaneocuboid en talonaviculaire gewricht. De stabilisatie van de voet is geheel verdwenen.

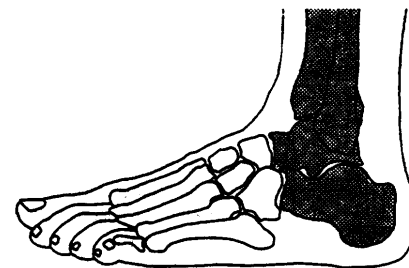


Fig. 11 Chopart-amputatie

### Pirogoff-amputatie

Exarticulatie van de voet inclusief talus, met subchondrale resectie van distale tibia en fibula en proximale calcaneus. Met loopt belast op een niet-fysiologisch contactvlak. Er is een nagenoeg ronde stomp welke moeilijk te fitten is in een prothesevoorziening.

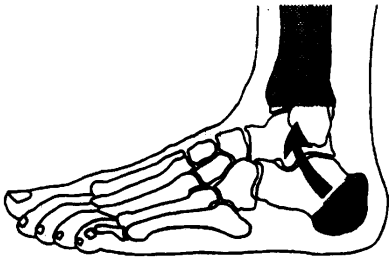


Fig. 12 Pirogoff-amputatie

### Syme-amputatie

Zeer distale transtibiale amputatie met exarticulatie van de talus en resectie van de enkelvork.

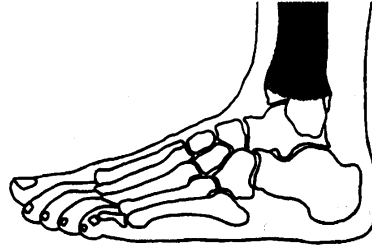


Fig. 13 Syme-amputatie

### Transtibiale amputatie

De onderbeen amputatie of transtibiale amputatie. Als vuistregel wordt een lengte van 10-15 centimeter onder de mediale kniegewrichtspleet als optimaal aangehouden voor de amputatie van het onderbeen. Deze beenamputaties wordt van alle amputaties aan het been het meest toegepast.



Fig. 14 Transtibiale amputatie

### Transfemorale amputatie

Amputatie van het bovenbeen.

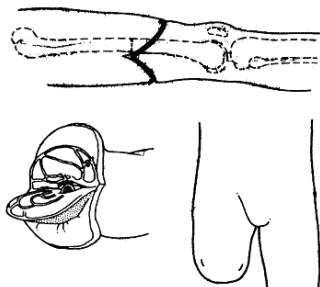


Fig. 16 Transfemorale amputatie

### Knie-exarticulatie

De knie-exarticulatie wordt uitgevoerd middels het scheiden van bovenbeen en onderbeen. Het lopen met een prothese is minder belastend dan met een transfemorale amputatie.

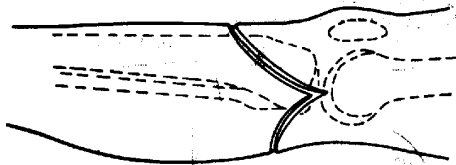


Fig. 15 Knie-exarticulatie

### Heupexarticulatie

Tijdens deze ingreep wordt het bovenbeen en bekkenmusculatuur doorgenomen.<sup>11</sup>

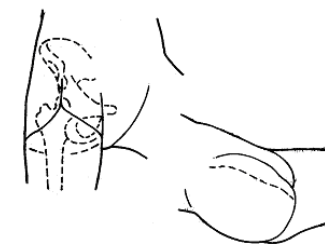


Fig. 17 Heupexarticulatie

<sup>11</sup> Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*. Utrecht, LEMMA BV

### Hemipelvectomie

Een hemipelvectomie is een amputatie waarbij het hele been, inclusief de heup, bil en bekken (aan een kant) wordt weggenomen. Omdat de gevolgen groot zijn (na de amputatie kan de patiënt niet goed meer zitten en liggen, en lopen met een prothese kost veel energie) wordt de operatie niet vaak uitgevoerd.<sup>12</sup>

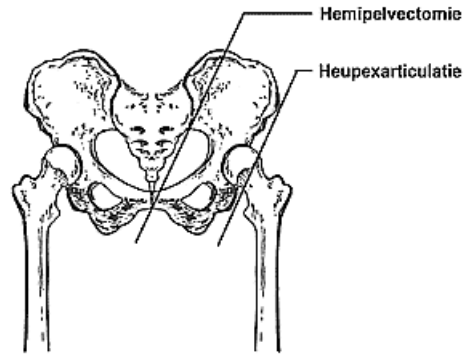


Fig. 18 Hemipelvectomie

### Bruikbare informatie:

Wanneer een been geamputeerd moet worden kan dit op verschillende niveaus plaatsvinden. Er wordt onderscheid gemaakt in de volgende amputatieniveaus:

- Teenamputatie
- Partiele voorvoetamputatie
- Lisfranc-amputatie
- Chopart-amputatie
- Pirogoff-amputatie
- Syme-amputatie
- Transtibiale amputatie
- Knie-exarticulatie
- Transfemorale amputatie
- Heup exarticulatie
- Hemipelvectomie

De transtibiale amputatie wordt van alle beenamputaties het meest toegepast.

### **§3.3.5 subvraag 5: Welke verschillende onderbeenprothese zijn er?**

*Uit Össur Product Catalogus (Prothesen) 2005*

Iceross®

Inleiding

De uitvinder

Iceross staat voor Icelandic Roll-On Silicone Socket. De koker is uitgevonden door Össur Kristinsson, prothesist en drager van een prothese, als alternatief suspensiesysteem voor meer conventionele methodes. De Iceross functioneert als de tussenlaag tussen de huid en de binnenwand van de koker ter bescherming van de restledemaat en om transtibiaal en transfemoraal geamputeerden meer comfort te bieden bij het dragen van hun prothese.

---

<sup>12</sup> *De operatie*, [http://home.hccnet.nl/j.h.van.straaten/operatie\\_intro.html](http://home.hccnet.nl/j.h.van.straaten/operatie_intro.html)

Iceross is verkrijgbaar in diverse ontwerpen die aansluiten bij verschillende gesteldheden van de restledemaat en activiteiten- en belastingsniveaus.

Waarom Iceross?

*Comfort*

Alle Iceross liner systemen zijn uitsluitend gemaakt van een medische kwaliteit silicone. Silicone heeft in het verleden bewezen over unieke materiaaleigenschappen voor toepassing in de medische wereld te beschikken. Liners bieden de eigenschappen voordelen zoals demping voor botachtige uitsteeksels/gevoelige gebieden, hoge elasticiteit voor volledig contact en gemakkelijke aanpassing aan de meeste vormen van restledematen, evenals hoge bestendigheid tegen scheuren voor een langere levensduur.

*Bescherming*

Iceross is ontworpen om als het ware te functioneren als een steunkous, d.w.z. de bloedsomloop te verbeteren en tegelijkertijd zwellingen tegen te gaan. Iceross beschermt ook de huid en nieuw gevormd of gevoelig littekenweefsel door eventueel schadelijke wrijving te verminderen.

*Suspensie*

De Roll-On-methode verzekert dat Iceross grip heeft op de huid en deze distaal verplaatst bij het ontspannen, waardoor de zachte weefsels van de ledemaat worden gestabiliseerd. De gepatenteerde Matrix en maatspecifieke distale bevestiging werken samen (in Iceross lock liners) om:

- Tijdens de zwaai fase krachten gelijkmatig over het gehele oppervlak van de restledemaat te verdelen.
- Distale einddruk tot het minimum te beperken.
- Axiale belasting tijdens de zwaai fase van de loop op te vangen.

Iceross Dermo® (Fig. 19)

Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Weinig tot gemiddeld actieve gebruikers die demping in de koker nodig hebben
- Geamputeerden met huid problemen
- Patiënten met diabetes
- Gebruikers met beschadigde bloedvaten

Kenmerken:

- dempende DermoGel siliconen met ingrediënten voor actieve huidverzorging
- gepatenteerde stabiliserende matrix minimaliseert uitzetting in de lengterichting
- duurzame Supplex® cover
- Silken® binnenoppervlak voor zacht contact met de huid



Fig. 19

### Iceross Stabilo® (Fig. 20)

De nieuwe versie van Iceross Stabilo bevat iets zachtere siliconen waardoor hij gemakkelijk kan worden aangetrokken. De kleur van de cover is van groen in taupe veranderd.

#### Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Gemiddeld actieve gebruikers die behoefte hebben aan controle over het zachte weefsel

#### Kenmerken:

- Stabiliserende DermoSil silicone met actieve huidverzorging
- Gepatenteerde stabiliserende matrix minimaliseert uitzetting in de lengterichting
- Duurzame Supplex® cover
- Silken® binnenoppervlak voor zacht contact met de huid



Fig. 20

### Iceross® Sport (Fig. 21)

#### Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Zeer actieve gebruikers die behoefte hebben aan een combinatie van demping en stabiliteit

#### Kenmerken:

- Schokabsorberende en stabiliserende lagen van DermoSil silicone met actieve huidverzorging
- ARC™ (Advanced Rotation Control)
- Suurzame Supplex® - cover
- Silken® binnenoppervlak voor zacht contact met de huid



Fig. 21

### Iceross Comfort® (Fig. 22)

#### Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Weinig actieve gebruikers die behoefte hebben aan demping bij gevoelige gebieden en/of botachtige uitsteeksels

#### Kenmerken:

- Demping door SenSil® siliconengel
- Gepatenteerde stabiliserende matrix minimaliseert uitzetting in de lengterichting



Fig. 22

Iceross® Original, Two colour (Fig. 23)

Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Gemiddeld actieve gebruikers die behoefte hebben aan stabilisatie van het zachte weefsel
  
- Kenmerken:
- stabiliserende SenSil® silicone
- verkrijgbaar met en zonder cover
- gepatenteerde stabiliserende matrix minimaliseert uitzetting in de lengterichting



Fig. 23

Iceross® Original, Clear (Fig. 24)

Clear SenSil silicone zorgt voor een goede suspensie en stabiliseert zachte weefsels (iets steviger dan Iceross Original, two-colour)

Indicaties:

- Transtibiaal geamputeerden
- Gemiddeld actieve gebruikers die behoefte hebben aan stabilisatie van het zachte weefsel

Kenmerken:

- Stabiliserende SenSil® silicone
- Gepatenteerde stabiliserende matrix minimaliseert uitzetting in de lengterichting



Fig. 24

Kokers

Inleiding

Hoewel Iceross kan worden toegepast bij conventionele kokers, worden de beste resultaten verkregen met een kokerontwerp met totale oppervlakteondersteuning (TSB).

Waarom TSB?

Het TSB-ontwerp biedt verschillende voordelen boven traditionele kokerontwerp, zoals:

- Verdeling van de druk over het gehele oppervlak van de restledemaat, waardoor de piekdrukken in de koker worden opgevangen.
- Het resulterende volledige contact met de restledemaat verbetert de bloedcirculatie.
- De sensorische terugkoppeling (proprioceptie) wordt verbeterd. Össur beveelt twee gipsmethodes aan bij het maken van een transtibiale TSB-koker voor gebruik met Iceross:
  1. Handgegoten met gips
  2. ICEX® direct gipsen met de Icecast® Anatomykit (alleen voor transtibiale toepassingen).

### Nauwkeurig, efficiënt kokers maken

Össur werkt met prothesisten over de hele wereld en ontwikkelt technieken voor het fabriceren van kokers met constant goede klinische resultaten. Icecast® Anatomy biedt extra controle over zacht weefsel bij het drukgipsen, waarbij de rectificatietijd wordt verkort en herhaalbare, nauwkeurige resultaten worden gegarandeerd. Icesx® Ergo biedt een mobiel kokerfabricagesysteem waarbij slechts één afspraak nodig is om de koker te maken. Doordat aanpassingen met betrekking tot drukpunten voor het gieten worden gemaakt, hoeven later geen correcties meer te worden aangebracht.

### Icelock®

#### Inleiding

Össur beveelt de volgende vijf suspensiemethodes aan bij gebruikmaking van Iceross® tussenlaagsystemen:

Ratelpin - (gebruikt bij Iceross lock liners) voor gemiddeld en zeer actieve geamputeerden met botachtige restledematen die liever de zekerheid hebben en in de prothese stappen om de koker aan te trekken. De ratelpin geeft bij het vastklikken een hoorbare klik en dit is geruststellend voor veel geamputeerden.



Fig. 25 Ratelpin

Indraaipin - (gebruikt bij Iceross lock liners) voor geamputeerden van alle activiteitsniveaus met vlezig restledematen. De patiënt trekt de prothese aan door de koker in te draaien in plaats van deze aan te duwen of erin te stappen.



Fig. 26 Indraaipin

Gladde pin - (gebruikt bij Iceross lock liners) voor gemiddeld en zeer actieve geamputeerden met botachtige restledematen die liever de zekerheid hebben en in de prothese stappen om de koker aan te trekken.

De lock vergrendelt geluidloos, maar biedt een veilige suspensie over de gehele lengte van de pin.



Fig. 27 Gladde pin

Lanyard - (gebruikt bij Iceross lock liners) voor recent geamputeerden of weinig of gemiddeld actieve geamputeerden met een vlezige restledemaat die bij het aantrekken van de prothese liever de koker in worden getrokken. Met dit suspensiesysteem kan de gebruiker de prothese zittend aantrekken.

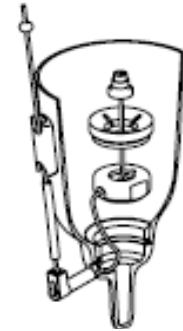


Fig. 28 Lanyard

Distaal ventiel - (bedoeld voor gebruik met Iceross cushion-liners en alle tweede generatie Iceross liners) voor geamputeerden van alle activiteitsniveaus die geen distale bevestiging verdragen of liever een zuigbevestiging dan een mechanische methode gebruiken. Indien gebruikt in combinatie met een Iceflex-suspensiehuls kan de gebruiker met dit suspensiesysteem de prothese zittend aantrekken.



Fig. 29 Distaal ventiel

## Flex-Foot®

### Inleiding

#### De uitvinder

Flex-Foot® werd in 1984 door prothesedragers en onderzoeker-prothesist/uitvinder Van Phillips geïntroduceerd. Twee belangrijke doorbraken maakten dit product uniek en veranderden de dagelijkse ambities van geamputeerden radicaal. De eerste, opslag en vrijgave van energie, is een functie die inherent is aan het gepatenteerde koolstofvezelontwerp van Flex-Foot. De tweede, verticale schokabsorptie, maakt een meer natuurlijke loop mogelijk en beschermt de gezonde ledemaat en de resterende gewrichten van de geamputeerde ledemaat tegen overmatige schokken. Tegenwoordig zijn verschillende functies verkrijgbaar in het Flex-Foot-assortiment om aan de persoonlijke behoeften tegemoet te komen. Alle modellen bieden duidelijke voordelen ten opzichte van conventionele voetprothesen. Twintig jaar wetenschappelijk materiaalonderzoek heeft dit ongeëvenaarde ontwerp opgeleverd, die Flex-Foot tot de ideale keuze maakt voor duurzaamheid, comfort en prestaties.

### Producteigenschappen

#### Daadwerkelijk actieve hiel (koolstof-X)

Aangezien de patiënt de hiel bij hielcontact belast, kan door de eigenschappen van het koolstofvezelmateriaal, naast het unieke ontwerp van de hiel, de hiel energie opslaan en de schokbelastingen absorberen. Het ontwerp van de hiel, die aan de voorvoet is bevestigd, creëert tijdige en gecontroleerde flexie van de voetzool tijdens de fase van de loop waarin de voet plat is, waardoor de prothese snel na hielcontact weer stabiel is.

#### Actieve tibiale voortgang

De bij hielcontact gegenereerde verticale krachten worden opgeslagen en omgezet in een lineaire beweging die wordt omschreven als Actieve Tibiale Voortgang van de fase met de platte voet tot de fase van de loop waarin de teen loskomt. Hierdoor hoeven patiënten hun lichamen niet actief met de contralaterale voet vooruit te duwen. Het unieke ontwerp van de voet en goed gebruik van de koolstofvezeltechnologie produceert alle beweging. Er zijn geen mechanische scharnieren aanwezig die de beweging produceren. Deze handeling is zeer belangrijk tijdens het lopen, omdat dit de staplengte van het neerzetten van de hiel tot het loskomen van de teen gelijkmaakt. De enkelbeweging is groter in vergelijking tot conventionele voeten, waardoor minimale verticale verplaatsing van het zwaartepunt plaatsvindt.

Teenhefboom over de hele lengte

De totale kiellengte van het Flex-Foot-ontwerp, de eerste die op het gebied van ontwerpen van voetprothesen werd geïntroduceerd, biedt belangrijke stabiliteit tijdens de middelste beenstand en voorkomt vallen in de late beenstandfase. De patiënt wordt door de totale kiel ondersteund en dit voorkomt ongelijkmatige paslengte of overmatige belasting bij hielcontact van de contralaterale voet.

Proportionele reactie

Het aanbrengen van laagjes koolstofvezel met behulp van computeranalyse en mechanische testen verzekert dat de deflectie van de voorvoet, van de middelste beenstand tot het loskomen van de teen, in verhouding staat tot het gewicht en het belastingsniveau van de patiënt.

Verticale schokbuis

Een verticale schokbuis vermindert verwonding van de restledemaat, gewrichten en de lage rug tijdens de dagelijkse activiteiten, bijvoorbeeld lopen op een oneffen terrein. De buis zorgt tevens voor een meer energieefficiënte loop door de verticale verplaatsing van het zwaartepunt tijdens de fase waarin de voet plat is tot de fase van de middelste beenstand bij het lopen tot het minimum te beperken.

Torsie/draaiing

Torsie/draaiing is een belangrijke factor die de loop van mensen beïnvloedt. De draaiing van de romp heeft effect op alle gewrichten in de onderste ledematen. Als gewrichten ontbreken of de draaiing door een interface (koker) wordt beperkt, heeft dit een negatieve invloed op de natuurlijke loop. Volledige torsie/draaiing biedt de prothesedragers een andere dimensie van comfort en maakt het lopen weer een stuk natuurlijker.

### Vari-Flex®



Fig. 30 Vari-Flex®

- Lichtgewicht maar toch uiterst sterk voor maximale prestaties
- Keuze uit mannelijke piramide of 30mm koolstofvezel buis
- Maximum gewicht patiënt: 166kg
- Gewicht van de voet met een mannelijke piramide (25cm,cat.4) is 405g
- Geschikt voor alle activiteitsniveaus
- Verkrijgbaar in de maten 22-30, categorieën 1-9

### LP Vari-Flex®



Fig. 31 LP Vari-Flex®

- Een mogelijkheid met laag profiel voor Vari-Flex voor geamputeerden met lange restledematen
- Hoge energieruggave en uitstekende flexibiliteit
- Lichtgewicht maar toch uiterst sterk voor maximale prestaties
- Gemakkelijk cosmetisch af te werken en uit te lijnen
- Ingebouwde titanium mannelijke piramide
- Verkrijgbaar in lage en hoge hiel
- Maximum gewicht patiënt: 166kg
- Te gebruiken voor lage, gemiddelde en hoge activiteitsniveau
- Verkrijgbaar in de categorieën (1-5) 22-24 en categorieën (1-9) 25-30
- Vervangt de allurion en de Flex-walk

### Modular III™



Fig. 32 Modular III™

- Hoge energieopslag en -teruggave
- Lichtgewicht en toch extreem sterk voor maximale prestaties
- Verkrijgbaar met lage en hoge hiel
- Maximum gewicht patiënt: 166kg
- Gewicht van de voet (25cm,cat.4) is 403g
- Geschikt voor alle activiteitsniveaus
- Verkrijgbaar in de maten 22-30, categorieën 1-9

### Re-Flex VSP®



Fig. 33 Re-Flex VSP®

- Voetmodule biedt uitzonderlijke energieruggave
- Geïntegreerde schokbuis en zijveer verlagen de belasting op de restledemaat en de rug en bieden directe energieruggave
- Maximum gewicht patiënt: 166kg
- Het gewicht van de voet met de schok module en de mannelijke piramide (25cm, cat.4) is
- 871g
- Geschikt voor gemiddelde en hoge activiteitsniveaus
- Verkrijgbaar in de maten 22-30, categorieën 1-9

### Low profile Re-Flex VSP®



Fig. 34 Low profile Re-Flex VSP®

- De voetmodule biedt een uitzonderlijke energieruggave
- Geïntegreerde schokbuis en zijveer verlagen de belasting op de restledemaat en de rug en bieden directe energieruggave
- 60mm kleinere afmetingen dan standaard VSP
- Maximum gewicht patiënt: 166kg
- Het gewicht van de voet met de schok module en de mannelijke piramide (25cm, cat 4) is 709g
- Geschikt voor gemiddelde en hoge activiteitsniveaus
- Verkrijgbaar in de maten 22-30cm, categorieën 1-9

### Ceterus®



Fig. 35 Ceterus®

- Voetmodule biedt een erg hoge energieruggave
- Instelbare schokabsorptie
- Rotatie met progressieve verstijving zonder abrupte stops
- Slank profiel dat eenvoudige cosmetische afwerking mogelijk maakt
- Geen onderhoud nodig
- Maximum gewicht patiënt: 147kg
- Het gewicht van de voet met de schok module en mannelijke piramide (25cm, cat4) is 873g/936g
- Geschikt voor alle activiteitsniveaus
- Verkrijgbaar in de maten 22-30, categorieën opties • standaard en Low profile voet kits
- Mannelijke en vrouwelijke piramides
- Distal en proximaal ventiel

### LP Ceterus®



Fig. 35 LP Ceterus®

- Een extra laag profiel optie van de ceterus voor patiënten met een lange stomp
- Geïntegreerde instelbare schokabsorptie
- Rotatie met progressieve verstijving zonder abrupte stops
- Geen onderhoud nodig
- Slank profiel
- Mannelijke en vrouwelijke piramide opties
- Maximum gewicht patiënt 147kg
- Geschikt voor alle activiteitsniveaus
- Volwassen categorieën (1-8)

### Flex-Run™



Fig. 36 Flex-Run™

- Voetmodule op maat voor langeafstandslopers en voor recreatieve sporten
- Lichtgewicht, geeft verticaal mee en biedt efficiënte energieruggave
- Mogelijkheid tot een mannelijke of vrouwelijke piramide
- Verkrijgbaar in de categorieën 1-9

Cheetah™



- Voetmodule op maat voor sprinten op atletiekbaan
- Ideaal voor transtibiale geamputeerden
- Wordt aan de achterzijde van de koker bevestigd
- Laminatieconnector voor afmetingen kleiner dan 250mm
- Buisconnector voor afmetingen groter dan 250mm
- 1 volwassen voetmaat
- Verkrijgbaar in de categorieën 1-9
- De naam "Flex-sprint III" is veranderd in Cheetah™

Fig. 37 Cheetah™

Laag      Dagelijkse activiteiten blijven beperkt tot rustige acties met een laag belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: rondlopen in de gemeenschap Beperkt lopen met de mogelijkheid om van tempo te veranderen. Recreatieve activiteiten met lage belasting - bowlen, tuinieren, winkelen.

Gemiddeld      Dagelijkse activiteiten die bestaan uit normale, zich herhalende acties met een gemiddeld belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: langere wandelingen met een snel en gevarieerd ritme. incidentele sport activiteiten op recreatief niveau - joggen, tennis, wandelen, golf.

Hoog      Dagelijkse activiteiten bestaan uit krachtige en zich herhalende acties met een hoog belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: tillen, springen, klimmen Frequente activiteiten - basketbal, volleybal, hardlopen, atletiek, skiën, voetbal, karate, hovenieren, in de bouw werken.<sup>13</sup>

---

<sup>13</sup> (2004). *Össur product catalogus (prothesen) 2005*. <http://www.ossur.com>

*Uit The Fitting Procedure of our Technical Customer Service*

Verschillende prothese mogelijkheden voor onderbeen geamputeerde

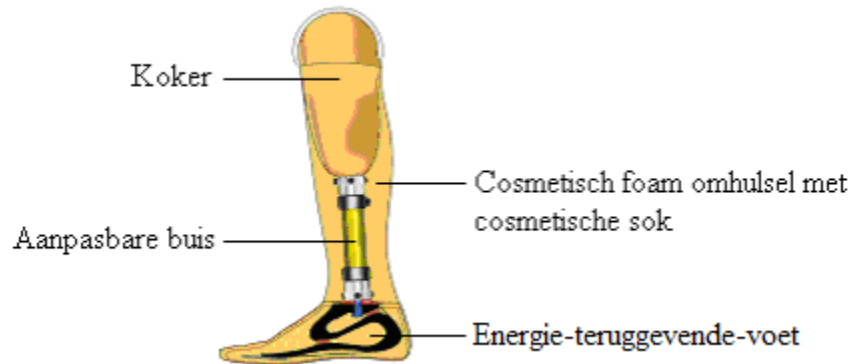


Fig. 38 Onderbeenprothese

Standaard prothese met dynamische voet

- Dynamic Foot (1D10, 1D25)



Fig. 39 1D10



Fig. 40 1D25

- Aanpasbare buis

- Prothesekoker van laminatie hars met zachte koker van Pedilin



Fig. 41 Prothesekoker

- Cosmetisch foam omhulsel met cosmetische sok

### 1D10 Dynamische voet:

- De speciale constructie van de voet zorgt er voor dat schokken goed worden geabsorbeerd, de voet comfortabel afwikkelt en dat de voet compenseert bij ongelijk grondoppervlak.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënten met een lichaamsgewicht van boven de 125 kg en kan gebruikt worden voor alle functionele bewegingen.

### 1D25 Dynamische Plus voet:

- Deze voet is ontworpen voor dynamisch lopen. Heeft een goede elasticiteit voor een fysiologische voetafwikkeling, compenseert tijdens het lopen op ongelijk terrein en zorgt voor een betere dynamische overgang van steun- naar zwaai fase.

- Het S-vormige veerelement en de speciale foam techniek zijn verantwoordelijk voor het energie teruggave van de voorvoet. Een slijtvast omhulsel van plastic materiaal vertegenwoordigt tevens het cosmetisch design.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënte van boven de 100 kg en kan gebruikt worden voor alle hogere en matige functionele bewegingen.

Dynamische standaard koker met de C-Walk Carbin fiber voet 1C40  
- C-walk carbon fiber voet 1C40



Fig. 42 1C40

- Aanpasbare buis
- Prothese koker van laminatie hars met zachte koker van Pedilin (zie fig. 41)
- Cosmetisch foam omhulsel met cosmetische sok

### **1C40 C-Walk**

- De functionele mogelijkheden van dit nieuwe type voetprothese zijn mogelijk gemaakt door veerelementen van carbon en een controle ring.
- Het centrale functionele element is de dubbel C-vormige veer, die vast zit aan het zoolvormige voetstuk dat functioneert als een veer. De samenwerking tussen deze twee veren wordt nauwkeurig geregeld door een stalen ring met daarin polymeer. De geniale samenwerking van de individuele componenten leidt tot een harmonieus en een optimaal energie gebruik. In verschillende situaties, kan de patiënt de positieve samenwerking van de bewegingen die begint bij het grondcontact van de hiel en eindigt bij het dynamisch in zetten van de zwaafase voelen, inclusief zijn multiaxiale flexibiliteit en de compensatie bij ongelijk lopen.
- Het cosmetische voet omhulsel is een functioneel element van de voet en creëert een anatomische vorm.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënten met een lichaamsgewicht van boven de 100 kg en bij hogere en matige functionele bewegingen. De voet is ideaal voor het lopen op verschillende ondergronden met verschillende snelheden. Ook is hij geschikt voor gebruik bij recreatiesport.

Comfort koker met dynamische voet

- Dynamische voet (1D10, 1D25) (zie Fig. 39 en 40)
- Aanpasbare buis
- Prothesekoker met Liner



Fig. 43 Prothesekoker met liner

- Cosmetisch foam omhulsel met cosmetische sok

De koker, die gemaakt wordt per persoon, is gemaakt van laminatie hars met een standaard Liner / Shuttle System (“Liners” zijn sokken gemaakt van silicone of een speciale gel en heeft de mogelijkheid om in de prothese te komen met hulp van een Shuttlelock. De verlaging van de frictiekracht zorgt voor een verhoging van het comfort).

#### **1D10 Dynamische voet:**

- De speciale constructie van de voet zorgt er voor dat schokken goed worden geabsorbeerd, de voet comfortabel afwikkelt en dat de voet compenseert bij ongelijk grondoppervlak.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënten met een lichaamsgewicht van boven de 125 kg en kan gebruikt worden voor alle functionele bewegingen.

#### **1D25 Dynamische Plus voet:**

- Deze voet is ontworpen voor dynamisch lopen. Heeft een goede elasticiteit voor een fysiologische voetafwikkeling, compenseert tijdens het lopen op ongelijk terrein en zorgt voor een betere dynamische overgang van steun- naar zwaafase.
- Het S-vormige veerelement en de speciale foam techniek zijn verantwoordelijk voor het energie teruggave van de voorvoet. Een slijtvast omhulsel van plastic materiaal vertegenwoordigt tevens het cosmetisch design.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënte van boven de 100 kg en kan gebruikt worden voor alle hogere en matige functionele bewegingen.

Dynamische comfort koker met de C-Walk Carbin fiber voet 1C40

- C-walk carbon fiber voet 1C40 (zie Fig. 42)
- Aanpasbare buis
- Prothese koker met Liner (zie fig. 43)
- Cosmetisch foam omhulsel met cosmetische sok

De koker, die gemaakt wordt per persoon, is gemaakt van laminatie hars met een standaard Liner / Shuttle System (“Liners” zijn sokken gemaakt van silicone of een speciale gel en heeft de mogelijkheid om in de prothese te komen met hulp van een Shuttlelock. De verlaging van de frictiekracht zorgt voor een verhoging van het comfort).

### 1C40 C-Walk

- De functionele mogelijkheden van dit nieuwe type voetprothese zijn mogelijk gemaakt door veerelementen van carbon en een controle ring.
- Het centrale functionele element is de dubbel C-vormige veer, die vast zit aan het zoolvormige voetstuk dat functioneert als een veer. De samenwerking tussen deze twee veren wordt nauwkeurig geregeld door een stalen ring met daarin polymeer. De geniale samenwerking van de individuele componenten leidt tot een harmonieus en een optimaal energie gebruik. In verschillende situaties, kan de patiënt de positieve samenwerking van de bewegingen die begint bij het grondcontact van de hiel en eindigt bij het dynamisch in zetten van de zwaafase voelen, inclusief zijn multiaxiale flexibiliteit en de compensatie bij ongelijk lopen.
- Het cosmetische voet omhulsel is een functioneel element van de voet en creëert een anatomische vorm.
- Deze voet wordt aangeraden voor patiënten met een lichaamsgewicht van boven de 100 kg en bij hogere en matige functionele bewegingen. De voet is ideaal voor het lopen op verschillende ondergronden met verschillende snelheden. Ook is hij geschikt voor gebruik bij recreatiesport.<sup>14</sup>

*Uit Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit:*

#### Sportbeoefening na een amputatie

Veelal blijkt er geen (speciale) prothese voor sportbeoefening noodzakelijk te zijn. Dit is het geval als gekozen wordt voor het gebruikmaken van een rolstoel, zoals bij rolstoeltennis, - basketbal, -bowling of -hockey. Ook wordt regelmatig gekozen voor het sporten zonder een prothese bij een aantal water- en sneeuwspporten. Wordt er wel gebruik gemaakt van een prothese bij het sporten, dan kan meestal worden volstaan met geringe aanpassingen aan de bestaande prothese. Een voorbeeld hiervan is een toe-clip bij het fietsen. Soms echter zijn uitgebreidere aanpassingen noodzakelijk waardoor het onontkoombaar wordt een aparte sportprothese te laten vervaardigen. Zo zal bijvoorbeeld een prothese, speciaal gemaakt om mee te kunnen sprinten niet geschikt zijn om gewoon mee te lopen. De keuze al dan niet gebruik te maken van een speciale sportprothese hangt niet alleen af van de tak van sport maar ook van het niveau waarop wordt gesport. Over het algemeen zal een hoger (wedstrijd)niveau ook hogere eisen aan de prothese stellen voor wat betreft belastbaarheid en materiaaleigenschappen, waardoor vaker gekozen zal worden voor een speciale sportprothese.<sup>11</sup>

#### Bruikbare informatie:

Een beenprothese bestaat uit meerdere onderdelen die samen de prothese vormen. In het kort kun je zeggen dat een onderbeenprothese bestaat uit een koker, aanpasbare buis, energie-teruggevend-voet en een cosmetisch foam omhulsel met een cosmetische sok.

---

<sup>14</sup> (2003). *The Fitting Procedure of our Technical Customer Service*,  
[http://www.ottobock.com/en/customer\\_service/lower\\_extremities](http://www.ottobock.com/en/customer_service/lower_extremities)

<sup>11</sup> Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*.  
Utrecht, LEMMA BV

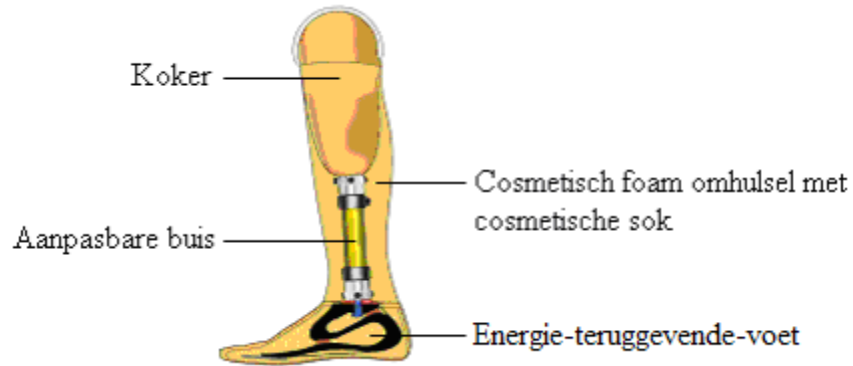


Fig. 38 Onderbeenprothese

Wanneer een geamputeerde een onderbeenprothese laat aan meten heeft hij de keuze uit verschillende soorten prothesen. Elke prothese heeft zijn eigen specifieke eigenschappen. Wanneer een patiënt een prothese laat aanmeten zal de soort prothese dan ook worden afgestemd op de bewegingsactiviteiten die de patiënt wil gaan doen. Wanneer een patiënt alleen wil lopen, in de vorm van wandelen, zal hij dus een andere prothese aangemeten krijgen wanneer hij er mee wil sporten.

Op de prothesemarkt zijn tal van verschillende prothesen te verkrijgen voor een patiënt met een onderbeenamputatie. Iets wat altijd terugkomt is de energie-teruggevende-voet. Het maakt niet uit wat het beweegniveau van de patiënt wordt, er wordt altijd gebruikgemaakt van een voet die tijdens het lopen energie teruggeeft.

Onderbeenprothese kunnen per activiteitsniveau worden ingedeeld. Deze activiteitsniveaus zijn:

Laag      Dagelijkse activiteiten blijven beperkt tot rustige acties met een laag belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: rondlopen in de gemeenschap Beperkt lopen met de mogelijkheid om van tempo te veranderen. Recreatieve activiteiten met lage belasting - bowlen, tuinieren, winkelen.

Gemiddeld      Dagelijkse activiteiten die bestaan uit normale, zich herhalende acties met een gemiddeld belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: langere wandelingen met een snel en gevarieerd ritme. incidentele sport activiteiten op recreatief niveau - joggen, tennis, wandelen, golf.

Hoog      Dagelijkse activiteiten bestaan uit krachtige en zich herhalende acties met een hoog belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: tillen, springen, klimmen Frequentie activiteiten - basketbal, volleybal, hardlopen, atletiek, skiën, voetbal, karate, hovenieren, in de bouw werken.

### **§3.3.6 subvraag 6: Uit welk materiaal bestaat een onderbeenprothese?**

*Uit Amputatie en Prothesiologie van de onderste extremiteit:*

#### Materiaalkeuze bij sportprotheses: Algemeen

Voordat een keuze gemaakt wordt uit de diverse materialen waaruit de sportprothese wordt opgebouwd dient eerst de patiënt te worden onderzocht. Informatie over lichaamslengte en het gewicht, de kwaliteit van de amputatiestomp, eventuele contacturen en de kracht, het uithoudingsvermogen en de ‘muscle balance’ van de relevante spieren is van belang. Een optimale stomplengte en een goede huidbedekking zijn voorwaarden voor het kunnen weerstaan van een relatief zware stompbelasting tijdens de sportbeoefening. Verder dient een goede indruk te worden verkregen van het niveau van de gewenste sportactiviteiten en de eisen die de patiënt stelt aan de cosmesis. Bij de materiaalkeuze speelt verder de expertise en ervaring van zowel de orthopedisch instrumentmaker als de revalidatiearts en de rest van de het revalidatieteam een belangrijke rol.

Enerzijds moeten de toegepaste materialen sterk en belastbaar zijn, anderzijds dient de sportprestatie door de prothese zo weinig mogelijk te worden beperkt, beter nog, gestimuleerd worden. Zo moet rekening gehouden worden met het gewicht van de prothese, het al dan niet gebruikmaken van ‘energy-storing’-onderdelen en een goed regelbare weerstand van toegepaste prothesescharnieren.

De prothesekoker dient een optimale vorm te hebben om inwerkende krachten adequaat te kunnen weerstaan en de bevestiging van de koker aan de stomp moet goed zijn opdat

de kans op loslating bij de grote fysieke belasting wordt verkleind; in sommige gevallen wordt derhalve gesport met een extra bevestigingsbandage. Ten slotte hebben vochtabsorberende kokers de voorkeur in verband met het optreden van transpiratie. Voorbeelden van geschikte kokers zijn de op maat gemaakte siliconenliners, die de voorkeur genieten boven bijvoorbeeld de standaard polyform binnenkokers.

### Materiaalkeuze bij sportprothesen: Sportspecifiek

#### *Hardlopen*

Hardlopen is niet alleen een tak van sport op zich maar het vormt ook de basis voor veel andere sporten. Voor amputatiepatiënten blijkt het een moeilijk te beoefenen sport. Dit komt onder andere doordat de prothesevoorziening vaak problemen oplevert. Naast problemen met het vacuüm en de fitting van de koker kost het vaak veel moeite om de ideale uitlijning te vinden. Het mag duidelijk zijn dat voor een prestatie op wedstrijdniveau naast een optimale prothese een adequaat trainingsprogramma een voorwaarde is.

Bij niet-geamputeerden wordt tijdens het hardlopen ook in het laatste deel van de standfase nauwelijks tot geen knie-extensie bereikt, hetgeen aanzienlijk bijdraagt tot schokabsorptie. Om deze schokabsorptie ook bij patiënten met een transtibiale amputatie te garanderen is naast een goede kracht, ‘muscle balance’ en spieruithoudingsvermogen van de kniestrekkers en –buigers ook een adequaat stomplengte en goede looptechniek van belang. Dit laatste betreft onder andere het landen op de middenvoet in plaats van op de voorvoet.

Het protheseonderdeel waar het meest onderzoek naar is gedaan op het gebied van toepassing bij hardlopen, is de voet. Samengevat kan gezegd worden dat ‘energy-storing feet’ zoals de Re-flex-voet<sup>®</sup> of de Pathfinder<sup>®</sup> de voorkeur dienen. Omdat deze voeten zoveel energie teruggeven, zijn ze meestal niet geschikt voor dagelijks gebruik. Dit geldt in nog sterkere maten voor de altijd op maat gemaakte sprintprothesen, zoals de Flex Sprint<sup>®</sup>. Patiënten hebben daarbij vaak het gevoel dat ze ‘gelanceerd’ worden.

Bij het voorschrijven en aanmeten van een sportprothese(voet) moet rekening gehouden worden met de lengte en met name het gewicht van de sporter: hoe zwaarder de sporter, des te stijver de prothese.

#### Kosten

Om op wedstrijdniveau te kunnen sporten, wordt gebruikgemaakt van speciale, meestal in kleine aantallen geproduceerde onderdelen. Dit brengt hoge kosten met zich mee. Een probleem vormt echter de financiering: sportprothesen worden in Nederland niet vergoed. Topsporters kunnen met behulp van sponsoring vaak nog wel in hun onkosten voorzien, maar voor recreatiesporters, overwegende niet in staat om sponsorcontracten in de wacht te slepen, zijn de financiële drempels meestal hoog. Dan moet worden gekozen voor het sporten zonder prothese ofwel voor het aanpassen van een bestaande (oude) prothese aan de eisen van de sportbeoefening.<sup>11</sup>

---

<sup>11</sup> Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*. Utrecht, LEMMA BV

*Uit Ruimtetehnologie tijdens de Paralympics:*



Wojtek Czyz met zijn verbeterde verspringprothese. De prothese bestaat uit vier delen: 1. een staaf die de prothese verbindt met de beenstomp, 2. een kunstmatige knie, 3. een L-vormig onderdeel die de knie bevindt met het 4e onderdeel: een carbon fibre veer die het onderbeen en de voet vervangt.<sup>15</sup>

#### Bruikbare informatie:

De keuze van materiaal hangt van een aantal factoren af. Deze zijn:

- lichaamslengte
- lichaamsgewicht
- kwaliteit van de amputatiestomp
- contacturen en de kracht
- uithoudingsvermogen
- “muscle balance” van de relevante spieren

Een optimale stomplengte en een goede huidbedekking zijn voorwaarden van het kunnen weerstaan van een relatief zware stompbelasting tijdens het sporten. Verder dient een goede indruk te worden opgedaan over het gewenste sportniveau van de sporter en de eisen die de patiënt aan de cosmesis stelt. Bij de materiaalkeuze speelt verder de expertise en ervaring van zowel de orthopedisch instrumentmaker als de revalidatiearts en de rest van de het revalidatieteam een belangrijke rol.

Het toegepaste materiaal moet sterk en belastbaar zijn maar er moet ook rekening gehouden worden met het gewicht van de prothese en eventuele ‘energy-storing’-onderdelen. De prothesekoker dient een optimale vorm te hebben om inwerkende krachten adequaat te kunnen weerstaan en de bevestiging van de koker aan de stomp moet goed zijn opdat de kans op loslating bij de grote fysieke belasting wordt verkleind. Vochtabsorberende kokers hebben de voorkeur in verband met het optreden van transpiratie. Een geschikte koker is een op maat gemaakte siliconenliner.

Een onderbeenprothese kan gemaakt zijn van carbon fibre.

---

<sup>15</sup> Redactie ESA (2004). *Ruimtetehnologie tijdens de Paralympics*.  
<http://www.natuurkunde.nl/artikelen/view.do?supportId=552022>

## **Hoofdstuk 3**

### **Onderzoeksverslag**

#### **§3.1 Onderzoeksvraag**

Mijn onderzoeksvraag luidt:

Is er verschil in looptechniek tussen een valide atleet en een atleet met een onderbeenprothese?

#### **§3.2 Hypothese**

Ik verwacht dat de looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese verschilt met die van een valide atleet. Dit verwacht ik omdat lopen zeer complexe beweging is. De looptechniek zal zich dan ook bij een kleine verandering aan moeten passen aan de nieuwe situatie.

#### **§3.3 Begrippen**

Tijdens mijn literatuurstudie heb ik een aantal begrippen geprobeerd te verhelderen zodat ik deze kan gebruiken tijdens mijn onderzoek.

Hieronder licht ik het eerste begrip, looptechniek, toe.

Iedereen heeft wel zijn eigen idee bij lopen. Lopen kan onder veel verschillende omstandigheden plaatsvinden. Elke omstandigheid heeft zijn eigen looptechniek en dus is het lopen anders. Tijdens mijn onderzoek moet er duidelijk zijn wat er precies bedoelt wordt met lopen. Eventuele onduidelijkheden moeten uit de weg geholpen worden.

Het woord lopen wordt in de volksmond ook wel gebruikt bij wandelen. Wandelen wordt echter gaan genoemd. Het belangrijkste verschil tussen lopen en gaan is dat er bij het lopen een zweefmoment plaatsvindt. Tijdens dit zweefmoment komt de loper geheel los van de bodem. Bij gaan blijft er echter altijd contact ontstaan met de bodem.

Lopen is een cyclische beweging. Dat houdt in dat de beweging die gemaakt wordt een steeds terugkerend patroon heeft. Twee opeenvolgende passen vormen de bewegingscyclus van het lopen. Lopen kan plaatsvinden onder tal van omgevingsfactoren. Om tijdens dit onderzoek één manier van lopen te behandelen heb ik er voor gekozen om een standaardisering te gebruiken. Ik ga uit van een techniekbeschrijving die van toepassing is op het lopen op een harde, vlakke en egale ondergrond. Invloeden van wind en luchtweerstand worden buitenbeschouwing gelaten.

De looptechniek kunnen we indelen in twee fasen. De zweeffase en een contactfase. Deze fasen worden onderverdeelt in de achterste steunfase, de achterste zwaafase, de voorste zwaafase en de voorste steunfase. Beide zwaafasen zijn gedeeltes uit de zweeffase. De beide steunfasen zijn gedeeltes uit de contactfase. De fasen die ik ga gebruiken zijn:

1. achterste steunfase (ook wel toe-off genoemd)
2. achterste zwaafase
3. voorste zwaafase
4. voorste steunfase (ook wel initial-contact IC-moment)

De achterste zwaafase (fig. 5) begint bij het loskomen van de afzetvoet. Het verticaalmoment in de zweeffase is het einde van deze fase. In de achterste zwaafase vindt er een voorbereiding plaats voor een effectieve kniehef. Tijdens de achterste zwaafase zwaait het voorste been naar voren door. De hoogte die de knie bij dit naar voren waaien bereikt is afhankelijk van het looptempo. Hoe hoger het tempo hoe hoger de knie. Na de strekking en het loskomen van de grond van het been dat de grond raakte volgt reflectorisch een buiging van dit (achterste) been.

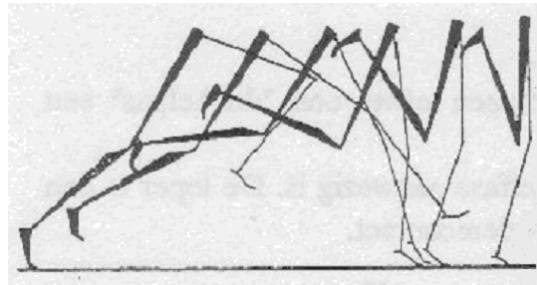


fig. 5 achterste zwaafase

De voorste zwaafase (fig. 6) begint waar de achterste zwaafase eindigt, op het verticale moment. Deze fase eindigt als de voet de grond raakt. Gedurende deze fase bereidt de loper zich voor op een actieve landing. In de voorste zwaafase vormt het sterk gebogen “vrije” been een slinger met als ophangpunt de heupen. Wanneer het bovenbeen van het “vrije” been de optimale hoogte bereikt, slingert het onderbeen ontspannen naar voren. Door deze slinger krachtig in te zetten wordt de afzet ondersteunt van het andere been. Het bovenbeen, onderbeen en de voet worden aan het eind van de voorzwaai met een achterneerwaartse, grijpende beweging veerkrachtig op de ondergrond geplaatst.

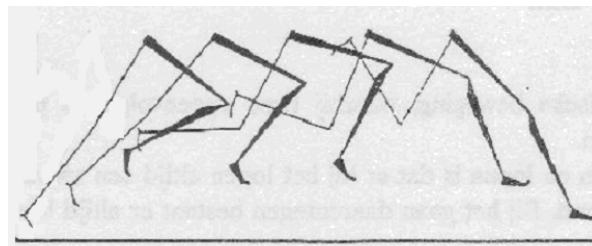


fig. 6 voorste zwaafase

De voorste steunfase (fig. 7) vindt plaats vanaf dat de voet de grond raakt en eindigt op het moment dat het verticaalmoment in de steunfase wordt bereikt. Deze fase werkt als schokdemping van de landing en als opbouw van voorspanning voor het verdere verloop

van de pas. Tijdens de voorste steunfase wordt het lichaamsgewicht opgevangen. Dit wordt ook wel de amortisatiefase genoemd. Tijdens deze fase komt het “vrije” been gebogen naar voren.

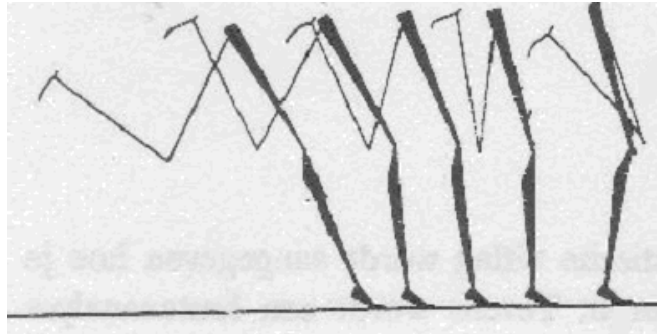


fig. 7 voorste steunfase

De achterste steunfase (fig. 4) begint na het verticaalmoment in de steunfase en stopt wanneer de voet de grond verlaat. De belangrijkste functie van deze fase is het optimaal ontwikkelen van horizontale afzetkracht. In de achterste steunfase ontstaat er een voorwaartse beweging door het strekken van de knie, heup en de enkel. Deze fase begint als de loodlijn uit het lichaamsswaartepunt (LZP) zich boven het steunpunt bevindt en eindigt wanneer na de strekking van het been het contact met de bodem wordt verbroken.

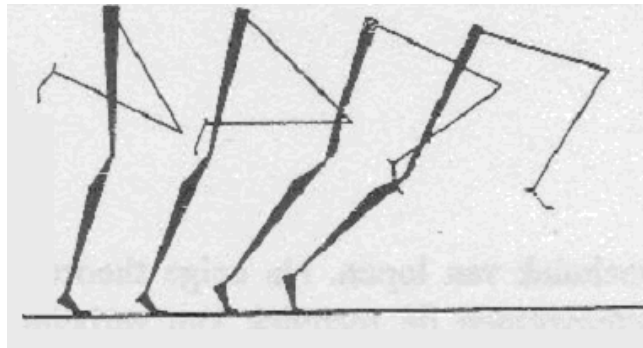


fig. 4 achterste steunfase

Hieronder licht ik het tweede begrip, onderbeenprothese, toe.

Wanneer een been geamputeerd moet worden kan dit op verschillende niveaus plaatsvinden. Er wordt onderscheid gemaakt in de volgende amputatieniveaus:

- Teenamputatie
- Partiele voorvoetamputatie
- Lisfranc-amputatie
- Chopart-amputatie
- Pirogoff-amputatie
- Syme-amputatie
- Transtibiale amputatie
- Knie-exarticulatie

- Transfemorale amputatie
- Heup exarticulatie
- Hemipelvectomie

Van alle amputaties wordt de transtibiale amputatie het meest toegepast.

Wanneer een geamputeerde een onderbeenprothese laat aan meten heeft hij de keuze uit verschillende soorten prothesen. Elke prothese heeft zijn eigen specifieke eigenschappen. Wanneer een patiënt een prothese laat aanmeten zal de soort prothese dan ook worden afgestemd op de bewegingsactiviteiten die de patiënt wil gaan doen. Wanneer een patiënt alleen wil lopen, in de vorm van wandelen, zal hij dus een andere prothese aangemeten krijgen wanneer hij er mee wil sporten.

De keuze van materiaal hangt van een aantal factoren af. Deze zijn:

- lichaamslengte
- lichaamsgewicht
- kwaliteit van de amputatiestomp
- contacturen en de kracht
- uithoudingsvermogen
- “muscle balance” van de relevante spieren

Een optimale stomplengte en een goede huidbedekking zijn voorwaarden van het kunnen weerstaan van een relatief zware stompbelasting tijdens het sporten. Verder dient een goede indruk te worden opgedaan over het gewenste sportniveau van de sporter en de eisen die de patiënt aan de cosmesis stelt. Bij de materiaalkeuze speelt verder de expertise en ervaring van zowel de orthopedisch instrumentmaker als de revalidatiearts en de rest van de het revalidatieteam een belangrijke rol.

Het toegepaste materiaal moet sterk en belastbaar zijn maar er moet ook rekening gehouden worden met het gewicht van de prothese en eventuele ‘energy-storing’-onderdelen. De prothese koker dient een optimale vorm te hebben om inwerkende krachten adequaat te kunnen weerstaan en de bevestiging van de koker aan de stomp moet goed zijn opdat de kans op loslating bij de grote fysieke belasting wordt verkleind. Vochtabsorberende kokers hebben de voorkeur in verband met het optreden van transpiratie.

Onderbeenprothese kunnen per activiteitsniveau worden ingedeeld. Elke activiteitsniveau heeft zijn eigen specifieke beenprothese. Deze activiteitsniveaus zijn:

Laag      Dagelijkse activiteiten blijven beperkt tot rustige acties met een laag belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: rondlopen in de gemeenschap Beperkt lopen met de mogelijkheid om van tempo te veranderen. Recreatieve activiteiten met lage belasting - bowlen, tuinieren, winkelen.

Gemiddeld      Dagelijkse activiteiten die bestaan uit normale, zich herhalende acties met een gemiddeld belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: langere wandelingen met een snel en gevarieerd ritme. incidentele sport activiteiten op recreatief niveau - joggen, tennis, wandelen, golf.

Hoog            Dagelijkse activiteiten bestaan uit krachtige en zich herhalende acties met een hoog belastingsniveau voor de prothese.

Voorbeelden: tillen, springen, klimmen Frequente activiteiten - basketbal, volleybal, hardlopen, atletiek, skiën, voetbal, karate, hovenieren, in de bouw werken.

Een onderbeenprothese bestaat uit meerdere onderdelen die samen de prothese vormen. In het kort kun je zeggen dat een onderbeenprothese bestaat uit een koker, aanpasbare buis, energie-teruggevende-voet en een cosmetisch foam omhulsel met een cosmetische sok.

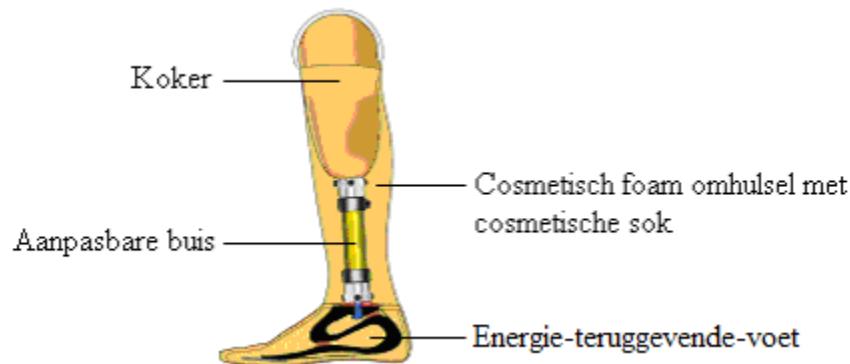


Fig. 38 Onderbeenprothese

Op de prothesemarkt zijn tal van verschillende prothesen te verkrijgen voor een patiënt met een onderbeenamputatie. Eén ding dat altijd terugkomt is de energie-teruggevende-voet. Het maakt niet uit wat het beweegniveau van de patiënt wordt, er wordt altijd gebruikgemaakt van een voet die tijdens het lopen energie teruggeeft. Een onderbeenprothese kan gemaakt zijn van carbon fibre.

### §3.4 Topics

Tijdens het afnemen van de interviews gebruik ik de volgende topics als hulpmiddel.

Topics bij het begrip looptechniek:

- zweeffase
- contactfase
- achterste steunfase
- achterste zwaai fase
- voorste zwaai fase
- voorste steunfase

Topics bij het begrip onderbeenprothese:

- transtibiale amputatie
- activiteitsniveaus

### §3.5 kwalitatief open interview

#### §3.5.1 Eerste reductiefase

Tijdens de eerste reductiefase is het de bedoeling om een protocol te maken. In deze fase wordt het hele interview uitgewerkt. Deze tekst wordt het protocol genoemd.

Interview Ruud de Vries met Frank Dik

Algemeen:

Frank Dik werkt sinds 8 jaar met atleten met een beperking. Hij is bondscoach geweest bij de NeBasNSG voor atleten met een beperking en is daar nu actief als assistent-bondscoach sprint en springen. Hij kwam in aanmerking met de invalide sport toen er bij zijn atletiekvereniging, waar hij trainer is, atleten met een beperking kwamen die wilden gaan sporten. Frank is inmiddels ruim 40 jaar actief in de atletiekwereld en werkt ook met valide atleten.

*Is er verschil in looptechniek tussen een valide atleet en een atleet met een onderbeenprothese?*

De looptechniek met een onderbeenprothese verschilt zeer weinig met die van een valide atleet. Doordat alleen het enkelgewricht niet meer gebuikt kan worden blijven alle technische facetten van het lopen vrijwel gelijk aan die van een valide atleet. Bij het lopen met een onderbeenprothese dient men juist zoveel mogelijk te streven naar de looptechniek van een valide atleet. Dit om de natuurlijk bewegingspatronen die je meekrijgt vanaf de geboorte niet te dwarsbomen. Op topniveau zie je wel eens topsprinters lopen met een techniek waarbij het been buitenom naar voren wordt gebracht. Bij deze techniek wordt de prothese niet maximaal benut en is tevens te belastend voor de atleet om langdurig te hanteren. Bij het lopen met een beenprothese dient men in het begin zich vooral te richten op de prothesekant. Dit om de protheses

onder controle te krijgen. Bij het lopen met een beenprothese moet men reageren op de input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt. De reactie die hier uitvolgt is indirect en is dus in het begin moeilijker aan te voelen en te sturen. Om dit te voorkomen is het belangrijk om de spieren in het been goed te trainen. Spieren die van groot belang zijn bij het lopen met een onderbeenprothese zijn de m. quadriceps femoris. De belangrijkste functie van deze groepspieren is het aansturen van het onderbeen. Tevens hebben naast de m. quadriceps femoris, de abductoren en de adductoren een belangrijke functie tijdens het lopen. Zij zorgen vooral voor stabiliteit tijdens de loopbeweging en vooral tijdens de impact van de prothese met de grond. De romp moet tevens een belangrijke taak vervullen. Net als bij de abductoren en de adductoren moeten de spieren in de romp voor stabiliteit zorgen. De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden. Door de koker om het onderbeen kunnen deze niet tot nauwelijks worden gebruikt. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind. Pas wanneer de atleet het been aan de prothesekant helemaal onder controle heeft kan men zich gaan richten op het andere been. Wanneer iemand begint met het lopen op een onderbeenprothese dient men op een lage snelheid te beginnen met lopen. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd.

#### Interview Ruud de Vries met Frank Jol

##### Algemeen:

Frank Jol is prothesemaker en is werkzaam in Hoorn. Hij heeft daar zijn eigen bedrijf, Hoorn Orthopaedie. Frank heeft een technische opleiding gevolgd. Via een advertentie is hij in aanraking gekomen met het maken van prothesen en is vervolgens hier een gespecialiseerde opleiding in gaan volgen. Frank geeft naast zijn werk skiles aan mensen met een prothese. Het maken van sportprothesen is eigenlijk meer zijn hobby als zijn werk.

##### *Is er verschil in looptechniek tussen een valide atleet en een atleet met een onderbeenprothese?*

De looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese is gelijk aan die van een valide sporter. Er zijn geen verschillen in looptechniek. Dit geldt zowel voor een atleet met een onder- als bovenbeenprothese. De loopbeweging dient zoveel mogelijk gelijk te blijven met die van een valide atleet. Wat wel een wezenlijk verschil is, is het trainen van de spieren rond de heup. Deze zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup. De belangrijkste spieren rond de heup zijn de gluteusspieren, de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren. Verder moet men er rekening mee houden dat de niet aangedane kant over het algemeen een grotere belasting krijgt. Er moet echter gestreefd worden naar een gelijke belasting over beide benen. Als een atleet voor het eerst bij je komt moet je goed nagaan wat deze persoon wil met zijn sport. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Verder moet er gekeken worden naar de individuele mogelijkheden. Bijvoorbeeld, hoe is de fysieke gesteldheid. Vervolgens kan er begonnen worden met,

voor zover mogelijk, wat rennen. Belangrijk is om langzaam te beginnen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer te vergroten. Wat ook verschrikkelijk belangrijk is, is een gelijke belasting van de benen. Ook moet er rekening gehouden worden met de intensiteit. De intensiteit is een stuk minder als die bij een valide atleet. Een goede manier om de belastbaarheid te trainen is door te gaan fietsen.

Interview Ruud de Vries met Peter van Aanholt

Algemeen:

Peter van Aanholt is revalidatiearts in het Scheper Ziekenhuis in Emmen. Peter is niet in een bepaald gedeelte van de revalidatie specialist. Hij noemt zichzelf eerder een generalist, een alleskunner. Peter is al ruim 10 jaar actief op het gebied van lopen met een beenprothese. Tevens is hij voorzitter van de Stichting Euro Champ. De Stichting Euro Champ organiseert topsport wedstrijden en - evenementen voor mensen met een beperking in Nederland en daarbuiten.

*Is er verschil in looptechniek tussen een valide atleet en een atleet met een onderbeenprothese?*

De looptechniek ziet er grotendeels het zelfde uit als deze van een valide atleet. Maar het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet er heel anders uit. Ik denk dat dit komt doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant. De prothese geeft nu eenmaal meer energie terug. Beginners lopen vaak met te grote passen wanneer ze gaan lopen. Later zullen deze passen kleiner worden. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug.

*Hoe komt het dat mensen een grote pas maken?*

Het is blijkbaar erg moeilijk om de goed aangeleerd te krijgen. Mensen toch eerder zekerheid op en dat krijgen ze blijkbaar door grote passen te maken. Wanneer iemand met een onderbeenprothese wil beginnen met hardlopen zal deze eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese. Dit kan heel goed door kleine sprongetjes te maken en weer te landen. Ook erg belangrijk is de koker. Deze moet nu eenmaal goed fitten anders kan speling tussen het onderbeen en de prothese ontstaan. De stomp slinkt vaak nog waardoor het nog al eens voorkomt dat de prothese niet meer goed past.

*Kan je ook hardlopen op een dagelijkse prothese?*

Op een dagelijkse prothese valt heel goed hard te lopen. Er zijn zelfs mensen die er een marathon op gelopen hebben. Sprinten wordt echter wel lastiger. Daar zal je toch een andere prothese voor moeten laten aan meten.

Waar ik erg benieuwd naar ben ik het verschil in paslengte grote tussen de prothesekant en de gezonde kant. Dat zou eigenlijk nog eens onderzocht moeten worden.

### §3.5.2 Tweede reductie fase

In de tweede reductiefase is het interview opsplitst in fragmenten. Dit zijn afgeronde interviewdelen die meestal over één bepaald onderwerp gaan. Aan zo'n fragment heb ik een label toe gekend waaraan ik het fragment kan herkennen.

Interview Ruud de Vries met Frank Dik

#### Looptechniek

De looptechniek met een onderbeenprothese verschilt zeer weinig met die van een valide atleet. Doordat alleen het enkelgewricht niet meer gebuikt kan worden blijven alle technische facetten van het lopen vrijwel gelijk aan die van een valide atleet. Bij het lopen met een onderbeenprothese dient men juist zoveel mogelijk te streven naar de looptechniek van een valide atleet.

#### Natuurlijk bewegingspatroon

Dit om de natuurlijk bewegingspatronen die je meekrijgt vanaf de geboorte niet te dwarsbomen.

#### Prothesekant

Bij het lopen met een beenprothese dient men in het begin zich vooral te richten op de prothesekant. Dit om de protheses onder controle te krijgen.

#### Input

Bij het lopen met een beenprothese moet men reageren op de input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt. De reactie die hier uitvolgt is indirect en is dus in het begin moeilijker aan te voelen en te sturen.

#### Spielen

Spielen die van groot belang zijn bij het lopen met een onderbeenprothese zijn de m. quadriceps femoris. De belangrijkste functie van deze groepspieren is het aansturen van het onderbeen. Tevens hebben naast de m. quadriceps femoris, de abductoren en de adductoren een belangrijke functie tijdens het lopen. Zij zorgen vooral voor stabiliteit tijdens de loopbeweging en vooral tijdens de impact van de prothese met de grond. De romp moet tevens een belangrijke taak vervullen. Net als bij de abductoren en de adductoren moeten de spieren in de romp voor stabiliteit zorgen. De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden.

#### Onderbeenspieren

Door de koker om het onderbeen kunnen deze niet tot nauwelijks worden gebruikt. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

#### Prothesekant

Pas wanneer de atleet het been aan de prothesekant helemaal onder controle heeft kan men zich gaan richten op het andere been.

### Beginnen met lopen

Wanneer iemand begint met het lopen op een onderbeenprothese dient men op een lage snelheid te beginnen met lopen. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd.

Interview Ruud de Vries met Frank Jol

### Looptechniek

De looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese is gelijk aan die van een valide sporter. Er zijn geen verschillen in looptechniek. Dit geldt zowel voor een atleet met een onder- als bovenbeenprothese. De loopbeweging dient zoveel mogelijk gelijk te blijven met die van een valide atleet.

### Spiere

Wat wel een wezenlijk verschil is, is het trainen van de spieren rond de heup. Deze zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup. De belangrijkste spieren rond de heup zijn de gluteusspiere, de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

### Prothesekant

Verder moet men er rekening mee houden dat de niet aangedane kant over het algemeen een grotere belasting krijgt.

### Belasting

Er moet echter gestreefd worden naar een gelijke belasting over beide benen. Als een atleet voor het eerst bij je komt moet je goed nagaan wat deze persoon wil met zijn sport. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Verder moet er gekeken worden naar de individuele mogelijkheden. Bijvoorbeeld, hoe is de fysieke gesteldheid. Vervolgens kan er begonnen worden met, voor zover mogelijk, wat rennen.

### Beginnen met lopen

Belangrijk is om langzaam te beginnen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer te vergroten.

### Belasting

Wat ook verschrikkelijk belangrijk is, is een gelijke belasting van de benen.

### Intensiteit

Ook moet er rekening gehouden worden met de intensiteit. De intensiteit is een stuk minder als die bij een valide atleet.

### Belasting

Een goede manier om de belastbaarheid te trainen is door te gaan fietsen.

Interview Ruud de Vries met Peter van Aanholt

### Looptechniek

De looptechniek ziet er grotendeels het zelfde uit als deze van een valide atleet.

### Looppatroon

Maar het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet er heel anders uit. Ik denk dat dit komt doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant.

### Grote passen

Ik denk dat dit komt doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant. De prothese geeft nu eenmaal meer energie terug. Beginners lopen vaak met te grote passen wanneer ze gaan lopen. Later zullen deze passen kleiner worden. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug.

### Energie teruggeven

Beginners lopen vaak met te grote passen wanneer ze gaan lopen. Later zullen deze passen kleiner worden. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug.

### Beginnen met lopen

Wanneer iemand met een onderbeenprothese wil beginnen met hardlopen zal deze eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese. Dit kan heel goed door kleine sprongetjes te maken en weer te landen.

### Koker

Ook erg belangrijk is de koker. Deze moet nu eenmaal goed fitten anders kan speling tussen het onderbeen en de prothese ontstaan. De stomp slinkt vaak nog waardoor het nog al eens voorkomt dat de prothese niet meer goed past.

### Dagelijkse prothese

Op een dagelijkse prothese valt heel goed hard te lopen. Er zijn zelfs mensen die er een marathon op gelopen hebben. Sprinten wordt echter wel lastiger. Daar zal je toch een andere prothese voor moeten laten aan meten.

### §3.5.3 Derde reductie- en eerste abstractiefase

In de derde reductie- en eerste abstractiefase zijn de label geordend. Label die hetzelfde zijn of elkaar overlappen zijn hier samengevoegd.

#### Looptechniek

De looptechniek met een onderbeenprothese verschilt zeer weinig met die van een valide atleet. Doordat alleen het enkelgewricht niet meer gebuikt kan worden blijven alle technische facetten van het lopen vrijwel gelijk aan die van een valide atleet. Bij het lopen met een onderbeenprothese dient men juist zoveel mogelijk te streven naar de looptechniek van een valide atleet.

De looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese is gelijk aan die van een valide sporter. Er zijn geen verschillen in looptechniek. Dit geldt zowel voor een atleet met een onder- als bovenbeenprothese. De loopbeweging dient zoveel mogelijk gelijk te blijven met die van een valide atleet.

De looptechniek ziet er grotendeels het zelfde uit als deze van een valide atleet.

#### Natuurlijk bewegingspatroon

Dit om de natuurlijk bewegingspatronen die je meekrijgt vanaf de geboorte niet te dwarsbomen.

#### Prothesekant

Bij het lopen met een beenprothese dient men in het begin zich vooral te richten op de prothesekant. Dit om de protheses onder controle te krijgen.

Pas wanneer de atleet het been aan de prothesekant helemaal onder controle heeft kan men zich gaan richten op het andere been.

Verder moet men er rekening mee houden dat de niet aangedane kant over het algemeen een grotere belasting krijgt.

#### Input

Bij het lopen met een beenprothese moet men reageren op de input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt. De reactie die hier uitvolgt is indirect en is dus in het begin moeilijker aan te voelen en te sturen.

#### Spiere

Spiere die van groot belang zijn bij het lopen met een onderbeenprothese zijn de m. quadriceps femoris. De belangrijkste functie van deze groepspiere is het aansturen van het onderbeen. Tevens hebben naast de m. quadriceps femoris, de abductoren en de

adductoren een belangrijke functie tijdens het lopen. Zij zorgen vooral voor stabiliteit tijdens de loopbeweging en vooral tijdens de impact van de prothese met de grond. De romp moet tevens een belangrijke taak vervullen. Net als bij de abductoren en de adductoren moeten de spieren in de romp voor stabiliteit zorgen. De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden.

Wat wel een wezenlijk verschil is, is het trainen van de spieren rond de heup. Deze zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup. De belangrijkste spieren rond de heup zijn de gluteusspieren, de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

Door de koker om het onderbeen kunnen deze niet tot nauwelijks worden gebruikt. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

#### Beginnen met lopen

Wanneer iemand begint met het lopen op een onderbeenprothese dient men op een lage snelheid te beginnen met lopen. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd.

Belangrijk is om langzaam te beginnen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer te vergroten.

Wanneer iemand met een onderbeenprothese wil beginnen met hardlopen zal deze eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese. Dit kan heel goed door kleine sprongetjes te maken en weer te landen.

#### Belasting

Er moet echter gestreefd worden naar een gelijke belasting over beide benen. Als een atleet voor het eerst bij je komt moet je goed nagaan wat deze persoon wil met zijn sport. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Verder moet er gekeken worden naar de individuele mogelijkheden. Bijvoorbeeld, hoe is de fysieke gesteldheid. Vervolgens kan er begonnen worden met, voor zover mogelijk, wat rennen.

Wat ook verschrikkelijk belangrijk is, is een gelijke belasting van de benen.

Een goede manier om de belastbaarheid te trainen is door te gaan fietsen.

Ook moet er rekening gehouden worden met de intensiteit. De intensiteit is een stuk minder als die bij een valide atleet.

### Grote passen

Ik denk dat dit komt doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant. De prothese geeft nu eenmaal meer energie terug. Beginners lopen vaak met te grote passen wanneer ze gaan lopen. Later zullen deze passen kleiner worden. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug.

### Koker

Ook erg belangrijk is de koker. Deze moet nu eenmaal goed fitten anders kan speling tussen het onderbeen en de prothese ontstaan. De stomp slinkt vaak nog waardoor het nog al eens voorkomt dat de prothese niet meer goed past.

### Dagelijkse prothese

Op een dagelijkse prothese valt heel goed hard te lopen. Er zijn zelfs mensen die er een marathon op gelopen hebben. Sprinten wordt echter wel lastiger. Daar zal je toch een andere prothese voor moeten laten aan meten.

### Looppatroon

Maar het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet er heel anders uit. Ik denk dat dit komt doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant.

## **§3.5.4 Tweede abstractiefase**

De labels die zijn overgebleven uit de derde reductie- en eerste abstractiefase worden in de tweede abstractiefase uitgelegd.

### Looptechniek

De looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese ziet er grotendeels hetzelfde uit als deze van een valide atleet. Doordat alleen het enkelgewricht niet meer gebruikt kan worden blijven alle technische facetten van het lopen vrijwel gelijk aan die van een valide atleet. De loopbeweging dient zoveel mogelijk gelijk te blijven aan die van een valide atleet.

### Natuurlijk bewegingspatroon

Om het natuurlijk bewegingspatroon dat wij meekrijgen vanaf onze geboorte niet te dwarsbomen streven we naar de zelfde looptechniek tussen een atleet met een onderbeenprothese en een valide atleet. Ons lijf is in gesteld op ons natuurlijk bewegingspatroon, in dit geval lopen.

### Prothesekant

Wanneer men gaat lopen met een onderbeenprothese dient men zich eerst te richten op de prothesekant. De input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt. De reactie die hier uitvolgt is indirect en is moeilijker aan te voelen en te sturen. Pas wanneer deze genoeg getraind is en onder controle kan men zich richten op de niet-aangedane kant. Verder moet men er rekening mee houden dat de niet-aangedane kant over het algemeen een grotere belasting krijgt.

### Spieren

De spieren rond de heup en de knie zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup. De belangrijkste spieren rond de heup en de knie zijn de gluteusspieren, m. quadriceps femoris de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

### Beginnen met lopen

Wanneer iemand begint met het lopen op een onderbeenprothese zal deze eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese voort dat hij of zij daadwerkelijk begint met lopen. Dit kan heel goed door bijvoorbeeld kleine sprongetjes te maken en weer te landen. Wanneer er genoeg vertrouwen is kan men op een lage snelheid beginnen met lopen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer te vergroten. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd.

### Belasting

Wanneer men wil beginnen met het lopen op een onderbeenprothese zal er eerst moeten worden gekeken naar het doel van de persoon. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Wanneer de persoon aan het sporten is dient men te streven naar een gelijke belasting van beide benen. De belastbaarheid is goed te trainen door te fietsen. De intensiteit van het lopen zal een stuk lager liggen als bij een valide atleet.

### Koker

De koker van de prothese zal goed moeten fitten anders kan er speling ontstaan tussen het onderbeen en de prothese. De stomp wil in de eerste maanden na de amputatie nog wel eens slinken waardoor de prothese minder goed zit.

### Looppatroon

Maar het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet in het begin heel anders uit. Dit komt waarschijnlijk doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant. De prothese geeft nu meer energie terug als een gezond been. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug.

### Dagelijkse prothese

Op een dagelijkse prothese valt heel goed hard te lopen. Sprinten wordt echter wel lastiger. Daar zal je toch een andere prothese voor moeten laten aan meten.

## **§3.5.5 Derde abstractiefase**

In de derde abstractiefase is er een aanzet gemaakt tot een theorie.

De looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese ziet er grotendeels hetzelfde uit als deze van een valide atleet. Doordat alleen het enkelgewricht niet meer gebuikt kan worden blijven alle technische facetten van het lopen vrijwel gelijk aan die van een valide atleet. De loopbeweging dient zoveel mogelijk gelijk te blijven aan die van een valide atleet. Het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet er echter bij een ongeoefende sporter in het begin heel anders uit. Dit komt waarschijnlijk doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant. De prothese geeft nu meer energie terug als een gezond been. Om de prothese optimaal te kunnen benutten moeten de meeste atleten kleinere passen gaan maken. Op deze manier geeft de prothese namelijk veel meer energie terug. Ook is het zo dat wij niet ons natuurlijk bewegingspatroon dat wij meekrijgen vanaf onze geboorte moeten dwarsbomen. Daarom streven we ook naar de zelfde looptechniek bij een atleet met een onderbeenprothese als bij een valide atleet.

Wanneer men gaat lopen met een onderbeenprothese dient men zich eerst te richten op de prothesekant. De input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt wordt indirect doorgegeven door de prothese en is moeilijker aan te voelen en te sturen. Pas wanneer de prothese genoeg getraind is en onder controle kan men zich richten op de niet-aangedane kant. Verder moet men er rekening mee houden dat de niet-aangedane kant over het algemeen een grotere belasting te verduren krijgt.

Als een persoon na een onderbeenamputatie wil gaan sporten zal er eerst gekeken moeten worden naar het doel van de persoon. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Vervolgens zal hij of zij eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese voor dat hij of zij daadwerkelijk begint met lopen. Dit kan heel goed door bijvoorbeeld kleine sprongetjes te maken en weer te landen. Wanneer er genoeg vertrouwen is kan men op een lage snelheid beginnen met lopen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer vergroten. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd. Wanneer de persoon aan het sporten is dient men te streven naar een gelijke belasting van beide benen. De belastbaarheid is goed te trainen door te fietsen. Ook zal men rekening houden met de intensiteit van het lopen. Deze zal een stuk lager liggen als bij een valide atleet.

De spieren rond de heup en de knie zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup en de knie. De belangrijkste spieren rond de heup en de knie zijn de gluteusspieren, m. quadriceps femoris de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

De koker van de prothese zal goed moeten fitten anders kan er speling ontstaan tussen het onderbeen en de prothese. De stomp wil in de eerste maanden na de amputatie nog wel eens slinken waardoor de prothese minder goed zit.

Op een dagelijkse prothese valt heel goed hard te lopen. Sprinten wordt echter wel lastiger. Daar zal je toch een andere prothese voor moeten laten aan meten.

### **§3.6 Conclusie**

#### *Looptechniek*

In mijn onderzoek geven de geïnterviewden aan dat de looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese er grotendeels hetzelfde uitziet als deze van een valide atleet. Het looppatroon van een atleet met een onderbeenprothese ziet er echter bij een ongeoefende sporter in het begin heel anders uit als bij valide atleet. Dit komt waarschijnlijk doordat de stap met de prothese groter is dan deze aan de gezonde kant.

Bij een atleet met een onderbeenprothese kunnen we de looptechniek net als bij een valide atleet in delen in twee fase. De zweeffase en een contactfase. Deze fasen worden ook worden onderverdeelt in de achterste steunfase, de achterste zwaafase, de voorste zwaafase en de voorste steunfase. Beide zwaafasen zijn gedeeltes uit de zweeffase. De beide steunfasen zijn gedeeltes uit de contactfase.

De achterste zwaai fase begint bij het loskomen van de afzetvoet. Het verticaalmoment in de zweeffase is het einde van deze fase. In de achterste zwaai fase vindt er een voorbereiding plaats voor een effectieve kniehef. Tijdens de achterste zwaai fase zwaait het voorste been naar voren door. De hoogte die de knie bij dit naar voren waaien bereikt is afhankelijk van het looptempo. Hoe hoger het tempo hoe hoger de knie. Na de strekking en het loskomen van de grond van het been dat de grond raakte volgt reflectorisch een buiging van dit (achterste) been.

De voorste zwaai fase begint waar de achterste zwaai fase eindigt, op het verticale moment. Deze fase eindigt als de voet de grond raakt. Gedurende deze fase bereidt de loper zich voor op een actieve landing. In de voorste zwaai fase vormt het sterk gebogen “vrije” been een slinger met als ophangpunt de heupen. Wanneer het bovenbeen van het “vrije” been de optimale hoogte bereikt, slingert het onderbeen ontspannen naar voren. Door deze slinger krachtig in te zetten wordt de afzet ondersteunt van het andere been. Het bovenbeen, onderbeen en de voet worden aan het eind van de voorzwaai met een achterneerwaartse, grijpende beweging veerkrachtig op de ondergrond geplaatst.

De voorste steun fase vindt plaats vanaf dat de voet de grond raakt en eindigt op het moment dat het verticaalmoment in de steun fase wordt bereikt. Deze fase werkt als schokdemping van de landing en als opbouw van voorspanning voor het verdere verloop van de pas. Tijdens de voorste steun fase wordt het lichaamsgewicht opgevangen. Dit wordt ook wel de amortisatiefase genoemd. Tijdens deze fase komt het “vrije” been gebogen naar voren.

De achterste steun fase begint na het verticaalmoment in de steun fase en stopt wanneer de voet de grond verlaat. De belangrijkste functie van deze fase is het optimaal ontwikkelen van horizontale afzetkracht. In de achterste steun fase ontstaat er een voorwaartse beweging door het strekken van de knie, heup en de enkel. Deze fase begint als de loodlijn uit het lichaamsswaartepunt (LZP) zich boven het steunpunt bevindt en eindigt wanneer na de strekking van het been het contact met de bodem wordt verbroken.

#### *Beginnen met lopen en het trainen van spier(groep)en*

Tijdens alle drie de interviews werd er door alle specialisten gesproken over hoe men kan beginnen met lopen op een beenprothese en over de te trainen spier(groep)en..

Wanneer men gaat lopen met een onderbeenprothese dient men zich eerst te richten op de prothesekant. De input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt wordt indirect doorgegeven door de prothese en is moeilijker aan te voelen en te sturen. Pas wanneer de prothese genoeg getraind is en onder controle kan men zich richten op de niet-aangedane kant. Verder moet men er rekening mee houden dat de niet-aangedane kant over het algemeen een grotere belasting te verduren krijgt.

Als een persoon na een onderbeenamputatie wil gaan sporten zal er eerst gekeken moeten worden naar het doel van de persoon. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Vervolgens zal hij of zij eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese voor dat hij of zij daadwerkelijk begint met lopen. Dit kan heel goed door bijvoorbeeld kleine sprongetjes te maken en weer te landen. Wanneer er genoeg vertrouwen is kan men op een lage snelheid beginnen met lopen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer vergroten. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd. Wanneer de persoon aan het sporten is dient men te streven naar een gelijke belasting van beide benen. De belastbaarheid is goed te trainen door te fietsen. Ook zal men rekening houden met de intensiteit van het lopen. Deze zal een stuk lager liggen als bij een valide atleet.

De spieren rond de heup en de knie zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup en de knie. De belangrijkste spieren rond de heup en de knie zijn de gluteusspieren, m. quadriceps femoris de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

### **§3.7 Hypothese aannemen of verwerpen**

Ik verwachtte dat de looptechniek van een atleet met een beenprothese zou verschillen met die van een valide atleet. Dit verwachtte ik omdat lopen een zeer complexe beweging is. De looptechniek zal zich dan ook bij een kleine verandering aan moeten passen aan de nieuwe situatie.

Uit het onderzoek is gebleken dat de specialisten aangeven dat de looptechniek niet verschilt tussen een atleet met een onderbeenprothese en een valide atleet. Mijn hypothese zal ik dus moeten verwerpen.

### **§3.8 Uitbreiden van het onderzoek**

Uit het onderzoek naar de looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese bleek dat deze niet verschilt ten opzichte van een valide atleet. Wel werd er in de interviews veel gesproken over de spieren die extra getraind moeten worden wanneer men wil gaan lopen met een onderbeenprothese.

Om het trainen van de spieren extra te belichten zal ik hier nog een literatuurstudie aan wijden.

### **§3.9 Onderzoeksvraag 2**

Mijn nieuwe onderzoeksvraag luidt:

Is het trainen van de spieren aan de prothesekant de belangrijkste voorwaarde om te beginnen met lopen na een onderbeenamputatie?

De uitkomst van de literatuurstudie ga ik koppelen aan resultaten van mijn vorige onderzoek naar het lopen met een onderbeenprothese.

## §3.10 Literatuurstudie 2

### §3.10.1 Algemeen

Om te kunnen uitzoeken wat het begrip vermogen inhoudt heb ik op verschillende manieren informatie proberen te zoeken. In het boek Methoden en Technieken van Baarda en De Goede wordt beschreven hoe je informatie kunt vinden. In de Nederlandse Onderzoeks Databank, op het internet en via de databases van de alle Nederlandse bibliotheken (inclusief de universiteits bibliotheek) heb ik gezocht naar literatuur die iets te maken heeft met het vermogen na een onderbeenamputatie.

Ik heb ook Frank Dik gevraagd of hij voor mij informatie hadden over het vermogen bij een onderbeenamputeë.

Frank Dik heeft mij aangeraden om de volgende twee onderzoeken eens te raadplegen:

- Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, Arch Phys Med Rehabil, Vol. 80 p. 501 t/m 508.
- Czerniecki Joseph M. (1991). *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet*, J. Biomechanics, Vol. 24 No. 1 p. 63 t/m 75

Uit de literatuurlijst van het onderzoek van John G. Buckley heb ik het volgende artikel opgezocht:

- Czerniecki Joseph M. (1996). *Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners*, J. Biomechanics, Vol. 29 No. 6 p. 717 t/m 722

Samengevat heb ik de volgende literatuur verzameld om mijn literatuuronderzoek uit te voeren:

- Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, Arch Phys Med Rehabil, Vol. 80 p. 501 t/m 508.
- Czerniecki Joseph M. (1991). *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet*, J. Biomechanics, Vol. 24 No. 1 p. 63 t/m 75
- Geertzen J.H.B. (2002). Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit, Utrecht, LEMMA BV

### §3.10.2 Resultaten

*Uit Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations:*

Onderzoek wijst uit dat voor een individueel iemand met een onderbeenamputatie, rennen wordt gekarakteriseerd door verschillende compenserende mechanismen. Tijdens de steunfase is er een normale knie strekking met alleen een klein verschil in de hoek tussen bovenbeen en prothese. Twee tot drie keer zoveel arbeid wordt er geleverd door de heup

aan van de renners prothesekant als bij het gezonde been. Tijdens de zwaafase is de totale arbeid aan de prothesekant gelijk aan dat van de gezonde kant.<sup>5</sup>

*Uit Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet:*

De biomechanica van het looppatroon van een hardloper met een onderbeenamputatie, met name het effect van het ontwikkelen van een prothesevoet, is tot nu toe alleen nog op kleine schaal onderzocht. Er zijn nog geen gepubliceerde onderzoeken die de mechanische energie opslag en absorptie van de onderste extremiteit spieren weergeven.<sup>16</sup>

*Uit Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners:*

Onderbeen geamputeerde hebben hun normale sensomotorische functies van de voet en de enkel verloren. Dit resulteert in een wijziging van het karakteristieke spierwerk in beide stand- en zwaafases. Het totale spierwerk dat gedaan wordt aan de prothesekant tijdens de steunfase was maar de helft van wat bij het intacte been van een geamputeerde of in normale gevallen gedaan wordt tijdens het rennen. De enige fase van het looppatroon waarbij compensatie toeneemt in het mechanische werk was in de zwaafase aan het goede been van de geamputeerde. Men veronderstelt dat het toegenomen mechanische werk wellicht het energie gehalte van het been vergroot zodat aan het einde van de zwaafase vaartmindering resulteert in een toegenomen energie verplaatsing van de romp.<sup>17</sup>

*Uit Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit:*

Voor een optimaal looppatroon met de prothese is het van groot belang dat de resterende spiergroepen van het geamputeerde been in een zo goed mogelijke conditie verkeren. Voor een transtibiale-amputatiepatiënt en een knie-exarticulatiepatiënt betreft dit de heupmusculatuur en wel in het bijzonder de heupextensoren, -abductoren en adductoren. Bij een transtibiale amputatie geldt dit daarnaast ook voor de knie extensoren. Met behulp van bekende technieken (weerstandsoefeningen en proprioceptieve neurofacilitatietechnieken (PNF) wordt getracht bovengenoemde spiergroepen in een zo goed mogelijke conditie te brengen.<sup>11</sup>

*Uit PNF (proprioceptieve neuromusculaire facilitatie):*

---

<sup>5</sup> Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 80 p. 501 t/m 508.

<sup>16</sup> Czerniecki Joseph M. (1991). *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet*, *J. Biomechanics*, Vol. 24 No. 1 p. 63 t/m 75

<sup>17</sup> Czerniecki Joseph M. (1996). *Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners*, *J. Biomechanics*, Vol. 29 No. 6 p. 717 t/m 722,

<sup>11</sup> Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*. Utrecht, LEMMA BV

Wat is PNF?

PNF staat voor ‘proprioceptieve neuromusculaire fascilitatie’ Proprioceptief: de zintuigen van het lichaam die informatie geven over houding en beweging. Neuromusculair: betreffende de spieren en zenuwen, het spier- en zenuwstelsel. Fascilitatie: vergemakkelijken, eenvoudiger maken. Het is een veel gebruikte techniek binnen de fysiotherapie PNF is een methode die de informatieoverdracht met betrekking tot het spier- en zenuwstelsel vergemakkelijkt.

Wat zijn de doelen?

In de PNF worden verschillende technieken toegepast om het doel (specifiek voor elke patiënt) te behalen. Door gebruik te maken van PNF kunnen bewegingen worden vergemakkelijkt, geremd, versterkt of juist ontspannen worden uitgevoerd om zodoende het functioneel bewegen in het dagelijks leven te bevorderen.

Enkele doelen:

- Vergroten van de spierkracht.
- Vergroten van de beweeglijkheid van gewrichten.
- Zorgdragen voor een betere coördinatie in bewegen.
- Verbeteren van het uithoudingsvermogen.

Waaruit bestaat de behandeling?

De beweging wordt gestuurd door de therapeut. Door handvattingen, de manier waarop de therapeut staat tijdens de behandeling en door verbale aansturing van de patiënt. Belangrijk is dat er wordt bewogen in patronen. Deze patronen bestaan uit het diagonaal bewegen van de ledematen, zoals ze ook worden gebruikt in activiteiten van het normale leven, bijvoorbeeld bij iets pakken en/ of bij het lopen. Deze bewegingen worden ook gebruikt bij selectieve bewegingen die onderdeel zijn van bewegingspatronen.

Sterke delen in het lichaam kunnen zwakkere delen stimuleren. Meestal is er een deel zwakker in het bewegingspatroon dan andere delen. Door het gehele patroon te gebruiken, kan het zwakkere deel worden gestimuleerd. Bij een klacht of aandoening van het houdings- en bewegingsapparaat zijn de pijnlijke delen zwakker en de gezonde lichaamdelen sterker.

Het verbeteren van de spierkracht gebeurt door af en toe de spieren een impuls te geven. Dit impuls kan een rekking zijn van de spieren, waardoor de spieren krachtiger gaan aanspannen. Ook kan gebruik gemaakt worden van het afwisselend aanspannen van spieren met een tegengestelde functie, bijvoorbeeld door het eerst laten aanspannen van de polsbuigers direct gevolgd door het aanspannen van de polsstrekkers. Daarnaast kan de therapeut in verschillende richtingen weerstand geven, waardoor de arm of het been op één positie wordt gehouden zodat de coördinatie wordt verbeterd.<sup>18</sup>

---

<sup>18</sup> *PNF (proprioceptieve neuromusculaire fascilitatie)*, <http://www.fysiotherapieamsterdamnoord.nl/pnf.htm>

### §3.10.3 Conclusie 2

Voor een optimaal looppatroon met de prothese is het van groot belang dat de resterende spiergroepen van het geamputeerde been in een zo goed mogelijke conditie verkeren. Dit omdat de hoeveelheid arbeid aan de prothese kant 2 tot 3x meer bedraagt dan aan de gezonde kant. Precieze cijfers zijn nog niet te geven omdat er te weinig onderzoek is gedaan naar dit onderwerp. De heupmusculatuur, de abductoren en de adductoren en de knie extensoren moeten hierom getraind worden. Dit kan door middel van weerstandsoefeningen en proprioceptieve neurofacilitatietechnieken (PNF). PNF is een methode die de informatieoverdracht met betrekking tot het spier- en zenuwstelsel vergemakkelijkt. De beweging wordt gestuurd door de therapeut. Door handvattingen, de manier waarop de therapeut staat tijdens de behandeling en door verbale aansturing van de patiënt. Belangrijk is dat er wordt bewogen in patronen. Deze patronen bestaan uit het diagonaal bewegen van de ledematen, zoals ze ook worden gebruikt in activiteiten van het normale leven, bijvoorbeeld bij iets pakken en/ of bij het lopen. Deze bewegingen worden ook gebruikt bij selectieve bewegingen die onderdeel zijn van bewegingspatronen.

Enkele doelen:

- Vergroten van de spierkracht.
- Vergroten van de bewegelijkheid van gewrichten.
- Zorgdragen voor een betere coördinatie in bewegen.
- Verbeteren van het uithoudingsvermogen.

### §3.11 Conclusie uit de twee onderzoeken

In mijn eerste onderzoek naar de looptechniek van een atleet met een onderbeenprothese bleek de looptechniek niet te verschillen ten opzichte van een atleet zonder beperking. Wel werd er in elk interview door de specialisten gesproken over het extra trainen van spieren rond de heup en de knie. Zij gaven aan dat wanneer men gaat lopen met een onderbeenprothese men zich eerst dient te richten op de prothesekant. De input die wordt ingegeven wanneer de prothese de grond raakt wordt indirect doorgegeven door de prothese en is moeilijker aan te voelen en te sturen. Pas wanneer de prothese genoeg getraind is en onder controle kan men zich richten op de niet-aangedane kant. Verder moet men er rekening mee houden dat de niet-aangedane kant over het algemeen een grotere belasting te verduren krijgt.

Als een persoon na een onderbeenamputatie wil gaan sporten zal er eerst gekeken moeten worden naar het doel van de persoon. Wil hij fanatiek, 3 keer in de week, aan de slag of wil hij op recreatief niveau ontspannend sporten. Vervolgens zal hij of zij eerst vertrouwen moeten krijgen in de prothese voor dat hij of zij daadwerkelijk begint met lopen. Dit kan heel goed door bijvoorbeeld kleine sprongetjes te maken en weer te landen. Wanneer er genoeg vertrouwen is kan men op een lage snelheid beginnen met lopen. Bijvoorbeeld eerst wat wandelen, vervolgens stevig doorstappen, wat dribbelen en zodoende de zweeffase steeds iets meer vergroten. Naarmate dit goed gaat kan de snelheid worden opgevoerd. Wanneer de persoon aan het sporten is dient men te streven naar een gelijke belasting van beide benen. De belastbaarheid is goed te trainen door te fietsen. Ook zal men rekening moeten houden met de intensiteit van het lopen. Deze zal een stuk lager liggen als bij een valide atleet.

De spieren rond de heup en de knie zijn van zeer groot belang bij het lopen met een onderbeenprothese. Deze spieren moeten zorgen voor de coördinatie en stabiliteit in de heup en de knie. De belangrijkste spieren rond de heup en de knie zijn de gluteusspieren, m. quadriceps femoris de abductoren en adductoren, de hamstrings en de buikspieren.

De spieren in het onderbeen, zowel de m. soleus, m. gastrocnemius en de stabiliserende onderbeenspieren dienen niet extra getraind te worden. Alleen als er sprake is van een lange stomp zouden deze kunnen worden getraind.

Uit de literatuurstudie bleek dat voor een optimaal looppatroon het van groot belang is dat de resterende spiergroepen van het geamputeerde been in een zo goed mogelijke conditie verkeren. Dit omdat Precieze cijfers zijn nog niet te geven omdat er te weinig onderzoek is gedaan naar dit onderwerp. De heupmusculatuur, de abductoren en de adductoren en de knie extensoren moeten hierom getraind worden. Dit kan door middel van weerstandsoefeningen en proprioceptieve neurofacilitatietechnieken (PNF).

### *Samenvatting*

Het trainen van de spieren aan de prothesekant is een van de belangrijkste voorwaarden om te kunnen beginnen met het lopen na een onderbeenamputatie. Wanneer een atleet na een onderbeenamputatie wil beginnen met hardlopen zal hij er voor moeten zorgen dat de spieren aan de prothesekant rond de heup en de knie in een goede conditie verkeren. Dit omdat de hoeveelheid arbeid aan de prothese kant 2 tot 3x meer bedraagt dan aan de gezonde kant. Pas wanneer de prothesekant genoeg getraind is en onder controle kan men zich richten op de niet-aangedane kant. Het trainen van de spieren rond de heup en de knie kan gebeuren door middel van weerstandsoefeningen en proprioceptieve neurofacilitatietechnieken (PNF).

De spieren die in een goede conditie verkeren moeten verkeren zijn:

#### buikspieren.

- m. obliquus externus
- m. obliquus internus abdominis
- m. transversus abdominis

#### adductoren

- m. adductor magnus
- m. adductor longus
- m. adductor brevis

- m. rectus abdominis
- m. pyramidalis
- m. quadratus lumborum
- m. psoas major
- m. psoas minor
- m. gluteus maximus
- m. gracilis
- m. pectineus
- m. quadratus femoris
- m. obturatorius externus

m. quadriceps femoris

- m. Rectus femoris
- m. vastus intermedius
- m. vastus medialis
- m. vastus lateralis

abductoren

- m. gluteus medius
- m. tensor fasciae latae
- m. gluteus maximus
- m. piriformus
- m. obturatorius internus

De gluteusspieren,

- m. gluteus maximus
- m. gluteus minimus
- m. gluteus medius

hamstrings

- m. biceps femoris
- m. semitendinosus
- m. semimembranosus<sup>19</sup>

### §3.12 Evaluatie

#### *Sterke en zwakke punten*

Onderzoek naar het lopen met een (onder)beenprothese is er nog maar weinig gedaan. Daarom kun je stellen dat elk onderzoek, waaronder dit onderzoek, bijdraagt aan de het verbreden van de kennis over het lopen met een (onder)beenprothese.

In mijn onderzoek heb ik er voor gekozen om 3 specialisten op het gebied van lopen met een (onder)beenprothese te interviewen die alle drie vanuit een andere specialiteit (trainer/orthopedisch instrumentmaker/revalidatiearts) naar het lopen kijken. Door specialisten met een verschillende specialiteit te interviewen kreeg ik uit de verschillende werkgebieden informatie aangereikt.

Een nadeel van deze 3 gekozen specialisten is echter dat ze regelmatig met elkaar contact hebben over het lopen met een beenprothese. Het zou best zo kunnen zijn dat andere specialisten anders over de looptechniek van een atleet met een onderbeenamputatie denken. Om dat te weten te komen zou dit onderzoek nogmaals moeten worden uitgevoerd maar dan bij een grotere onderzoeksgroep.

Tijdens dit onderzoek heb ik er voor gekozen om mijn onderzoek uit te voeren door middel van een mondeling interview. Tijdens een mondeling interview kunnen sommige worden verkeerd geïnterpreteerd worden waardoor de eigenlijke bedoeling van de geïnterviewde niet goed over is gekomen. Om dit te voorkomen zou er in een gelijk onderzoek kunnen worden gekeken naar de looptechniek d.m.v. videobeelden van een valide atleet en een atleet met een onderbeenprothese

---

<sup>19</sup> Platzer Werner (1975). Sesam Atlas van de anatomie Deel 1 Bewegingsapparaat, Baarn, Bosch & Keuning

### *Procesevaluatie*

Tijdens het uitvoeren en opzetten van mijn onderzoek ben ik er achter gekomen dat het heel wat voeten in aarde heeft om tot een goed eindproduct te komen. Alleen al het formuleren van een passende onderzoeksvraag heeft al heel wat research tot gevolg. Ik kan dan ook zeggen dat ik me regelmatig in de benodigde tijd heb vergist.

Ik ben begonnen met een onderzoeksvraag waar geen grenzen aan leken te zitten. Beetje bij beetje is mijn onderzoeksvraag afgebakend tot wat het uiteindelijk is geworden. Ook het vinden van literatuur nam veel tijd in beslag. De hoeveelheid bruikbare literatuur blijkt uiteindelijk veel minder te zijn dan gedacht waardoor ik in de meeste gevallen verder moest speuren naar bruikbare literatuur.

Uiteindelijk kan ik zeggen dat ik niet ontevreden ben over het eindresultaat. Ik denk dat veel mensen die te maken krijgen met het lopen met een onderbeenprothese er vanuit gaan dat de manier van lopen, de looptechniek, anders is als bij een valide atleet. Dit onderzoek geeft aan dat dit niet het geval is.

### **§3.13 Aanbevelingen voor vervolg onderzoek**

#### *Aanbeveling 1*

Ik denk dat de meeste meerwaarde van een onderzoek naar het lopen met een (onder)beenprothese ligt bij een onderzoek naar het beginnen met lopen op een (onder)beenprothese. Over het algemeen worden de meeste onderzoeken gedaan naar het sporten op topsportniveau. Ik denk dat het belangrijk is om het lopen met een onderbeenprothese te onderzoeken bij de beginnende sporter omdat deze doelgroep het grootst is. Veel mensen met een onderbeenamputatie willen graag sporten maar weten niet hoe ze hiermee kunnen beginnen. In een maatschappij waarin vandaag de dag “gezond”-bewegen zo gestimuleerd wordt zou het dan ook zonde zijn als mensen met een (onder)beenprothese beperkt blijven doordat er domweg gewoon te weinig kennis bestaat over het lopen met een onderbeenprothese.

#### *Aanbeveling 2*

Peter van Aanholt gaf tijdens het interview aan dat hij erg nieuwsgierig was naar het verschil in paslengte tussen de prothesekant en de gezonde kant. Een onderzoek hiernaar zou zich bijvoorbeeld kunnen toespitsen op de oorzaak van dit verschil en hoe dit verschil gelijk te krijgen.

#### *Aanbeveling 3*

In dit onderzoek heb ik gekeken naar het lopen op een onderbeenprothese. Hetzelfde onderzoek zou natuurlijk kunnen worden uitgevoerd naar het lopen op een beenprothese op een ander amputatie niveau.

#### *Aanbeveling 4*

Omdat er tot nu toe zo weinig onderzoek gedaan is naar het lopen op een onderbeenprothese zou je kunnen zeggen dat elk onderzoek hier naar goed zou zijn.

## **Nawoord**

Inmiddels is het al bijna 2 jaar nadat ik eigenlijk in mijn 4<sup>de</sup> jaar had af moeten studeren. Door verschillende redenen is het me toentertijd niet gelukt om voor het einde van mijn 4<sup>de</sup> jaar mijn scriptie en daarmee mijn opleiding af te ronden. Ondertussen ben ik ook al bijna twee jaar aan het werk wat de voortgang van mijn scriptie niet bevordert heeft. Nu eindelijk mijn scriptie af is kan ik zeggen dat er een last van me af valt.

Voordat ik door had dat het maken van een scriptie iets meer werk met zich meebracht dat een willekeurig werkstuk, was ik al weer een aantal versies van dit scriptie verder. Uiteindelijk ben ik tevreden over het eindresultaat en denk ik dat veel mensen die te maken krijgen met het lopen op een onderbeenprothese hier iets aan kunnen hebben.

Zonder de hulp van een aantal mensen was het me niet gelukt om tot dit resultaat te komen. Graag wil ik dan ook een aantal mensen speciaal bedanken.

Frank Dik voor het vinden van een geschikt en leuk onderwerp. Alle informatie en tips. En het interview dat ik met hem heb gehouden. Janey van Asperen voor haar hulp bij het uitvoeren van mijn onderzoek en het schrijven van mijn scriptie. Frank Jol en Peter van Aanholt voor de interviews. Marloes van Ede, Hans de Vries en Janna de Vries voor hun onvoorwaardelijke steun tijdens het schrijven van mijn afstudeeropdracht.

Literatuurlijst

1. Baarda Dr. D.B. e.a. (1998). *Methoden en Technieken*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
2. Baarda Dr. D.B. e.a. (2000). *Enquêteren en gestructureerd interviewen*, Houten, Educatieve Partners Nederland BV
3. *Euro champ*, <http://www.eurochamp.nl/index.cfm?sid=47&eSID=47>
4. *NebasNsg is dé Nederlandse sportorganisatie voor mensen met een beperking*, <http://www.Nebas.nl>
5. Buckley John G. (1999). *Sprint Kinematics of Athletes with lower-limb amputations*, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 80 p. 501 t/m 508.
6. Leeuwenhoek A.A. e.a. (1997). *Atletiek 2 Lopen en Werpen*, Baarn, Intro
7. Bosch F. e.a. (2001). *Hardlopen*, Maarsen, Elsevier gezondheidszorg
8. Poiesz J. e.a. (1996). *Cursusboek bij de cursus atletiektrainer*, Nieuwegein, selectie kaderopleidingen
9. Kraaijenhof H. *Eenvoudige biomechanica van de sprint*, *Sportgericht*, p. 150 t/m. 151.
10. Chu D. e.a. (1989). *Sprinting stride actions: Analysis and evaluation*, *NSCA Journal*, nr. 6, p. 78 t/m. 82.
11. Geertzen J.H.B. en Rietman J.S. (2002). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*, Utrecht, LEMMA BV
12. *De operatie*, [http://home.hccnet.nl/j.h.van.straaten/operatie\\_intro.html](http://home.hccnet.nl/j.h.van.straaten/operatie_intro.html)
13. (2004). *Össur product catalogus (prothesen) 2005*, <http://www.ossur.com>
14. (2003). *The Fitting Procedure of our Technical Customer Service*, [http://www.ottobock.com/en/customer\\_service/lower\\_extremities](http://www.ottobock.com/en/customer_service/lower_extremities)
15. Redactie ESA (2004). *Ruimtetechnologie tijdens de Paralympics*, <http://www.natuurkunde.nl/artikelen/view.do?supportId=552022>
16. Czerniecki Joseph M. (1991). *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet*, *J. Biomechanics*, Vol. 24 No. 1 p. 63 t/m 75

17. Czerniecki Joseph M. (1996). *Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners*, , *J. Biomechanics*, Vol. 29 No. 6 p. 717 t/m 722,
18. *PNF (proprioceptieve neuromusculaire facilitatie)*,  
<http://www.fysiotherapieamsterdamnoord.nl/pnf.htm>
19. Platzer Werner (1975). *Sesam Atlas van de anatomie Deel 1 Bewegingsapparaat*, Baarn, Bosch & Keuning