**Bacheloropleiding Orthopedische Technologie**

De aanpasbare bovenbeen oefenprothese.

Een prototype.



Technologie

Voltijd

Orthopedische



**Johan de Jonge**

**Studentnummer: 193866**

**Academiejaar 2010-2011**

**Titel**: De aanpasbare bovenbeen oefenprothese. Een prototype.

**Opleiding:** Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

Fontys Paramedische Hogeschool

Ds. Th. Fliednerstraat 2

5631 BN Eindhoven

**Mentor:** Debby Weerlink

**Co-mentor**: Lianne van Dijk

**Bedrijf:** OIM Orthopedie Hoogeveen

Dr. G.H. Amshoffweg 5

7900 BC Hoogeveen

**Bedrijfsbegeleiders:** Liekel Klein

Pieter Spinder

**Student:** Johan de Jonge

Studentnummer: 193866

Fontys, Eindhoven

# Voorwoord

Dit afstudeerverslag is geschreven in het kader van de opleiding Bachelor Orthopedische Technologie aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Het afstudeeronderzoek vormt een belangrijk deel van het vierde en tevens laatste studiejaar van deze opleiding. Het afstudeeronderzoek en de afstudeerstage zijn twee afzonderlijke onderdelen van de afstudeerperiode. De uitvoering van het afstudeeronderzoek is gedaan bij het stagebedrijf OIM Hoogeveen in samenwerking met revalidatiecentrum De Vogellanden te Zwolle.

Uiteraard wil ik van de gelegenheid gebruik maken om een ieder, die mij met raad en

daad heeft bijgestaan voor en tijdens de stageperiode bij het uitwerken van dit verslag, te bedanken. En in het bijzonder: Liekel Klein en Pieter Spinder, die als bedrijfsbegeleiders mij tijdens de stageperiode hebben begeleid. Natuurlijk de verdere medewerkers van OIM Hoogeveen voor de hulp en nuttige tips. Ook Ben Overbeek mag ik zeker niet vergeten te vermelden. Hij bracht mij op het idee van dit afstudeeronderwerp, en heeft me hierbij zeer goed geholpen. Verder wil ik Ivo Linder, fysiotherapeut bij revalidatiecentrum De Vogellanden te Zwolle, bedanken voor de kritische blik op de uitvoering van het stageproject vanuit zijn oogpunt.

Ook wil ik Debby Weerlink bedanken voor haar rol als mentor vanuit de Fontys

Hogescholen, evenals Lianne van Dijk voor het controleren van mijn verslag.

Ten slotte wil ik mijn familie, medestudenten, stageplaatsen en docenten bedanken

voor het bijstaan tijdens mijn studieperiode.

Johan

Noordscheschut, mei 2011

# Inhoudsopgave

[Voorwoord 2](#_Toc293901940)

[Samenvatting 5](#_Toc293901942)

[Summary 6](#_Toc293901943)

[Inleiding 7](#_Toc293901944)

[1 Methode 8](#_Toc293901945)

[2 Literatuuronderzoek 9](#_Toc293901946)

[2.1 Onderzoeksvraag literatuuronderzoek 9](#_Toc293901947)

[2.2 Methode 9](#_Toc293901948)

[2.3 Resultaten 9](#_Toc293901949)

[2.4 Uitwerking literatuur 10](#_Toc293901950)

[2.5 Conclusie literatuuronderzoek 12](#_Toc293901951)

[3 Amputatie 13](#_Toc293901952)

[3.1 Epidemiologie 13](#_Toc293901953)

[3.2 Perifeer arterieel vaatlijden 13](#_Toc293901954)

[3.3 Operatie 14](#_Toc293901955)

[3.3.1 Niveau 14](#_Toc293901956)

[3.3.2 Complicaties 15](#_Toc293901957)

[3.3.3 Nazorg 15](#_Toc293901958)

[4 De oefenprothese 16](#_Toc293901959)

[4.1 Pakket van eisen 16](#_Toc293901960)

[4.2 Ontwerp en uitvoering 17](#_Toc293901961)

[4.2.1 Buitenkoker 17](#_Toc293901962)

[4.2.2 Binnenkoker 19](#_Toc293901963)

[4.2.3 Bandage 19](#_Toc293901964)

[4.2.4 Bestaande componenten 20](#_Toc293901965)

[4.2.5 De voet 21](#_Toc293901966)

[4.2.6 De prothese 23](#_Toc293901967)

[5 Evaluatie 24](#_Toc293901968)

[5.1 Toetsing aan het pakket van eisen 24](#_Toc293901969)

[5.2 Evaluatie door revalidatie team 25](#_Toc293901970)

[5.3 Praktijk test 26](#_Toc293901971)

[5.3.1 Voorbereiding 26](#_Toc293901972)

[5.3.2 Uitvoering 27](#_Toc293901973)

[5.3.3 Bevindingen 28](#_Toc293901974)

[6 Discussie 29](#_Toc293901975)

[7 Conclusie en aanbevelingen 30](#_Toc293901976)

[7.1 Conclusie 30](#_Toc293901977)

[7.2 Aanbevelingen 30](#_Toc293901978)

[Literatuur 32](#_Toc293901979)

[Bijlage I Vergelijking vaststellingsknieën 34](#_Toc293901980)

[Bijlage II Vergoedingsregeling prothesen 36](#_Toc293901981)

Samenvatting

Het doel van het afstudeeronderzoek is het vinden van het antwoord op de onderzoeksvraag: Hoe kunnen patiënten met wondhelingproblemen na een transfemorale- of knieexarticulatieamputatie, binnen de klinische revalidatie, weer staan en/of lopen op het aangedane been?

Het antwoord hierop moet gegeven worden in de vorm van een prototype bovenbeen oefenprothese. Het beoogd gebruik van de oefenprothese is om patiënten met wondhelingsproblemen tijdens de klinische revalidatie te laten staan/ lopen op het aangedane been. De oefenprothese dient aanpasbaar aan de patiënt te zijn en eenvoudig in gebruik voor het revalidatie team.

Dit project is uitgevoerd op een praktische probleem oplossende methode. Aan de hand van de vraag vanuit het revalidatieteam van revalidatiecentrum De Vogellanden te Zwolle naar een aanpasbare bovenbeen oefenprothese is het project gestart. Er is begonnen met een literatuuronderzoek. In de wetenschappelijke literatuur is gezocht naar informatie over de bestaande oefenprothesen en het nut van deze prothesen. In de vakliteratuur is gezocht naar amputaties en mogelijke complicaties. Tijdens het onderzoek is er in de catalogi van leveranciers gezocht naar de te gebruiken materialen en onderdelen. Vervolgens is er een pakket van eisen opgesteld waaraan het prototype prothese zou moeten voldoen. Deze eisen hebben het project gestuurd, samen met de achterliggende eisen als uitvoerbaarheid, kosten en de mogelijkheid om de oefenprothese daadwerkelijk te gaan produceren.

Het resultaat is een prototype prothese waarvan één linker uitvoering is vervaardigd. De prothese bestaat uit twee hoofd delen. Het eerste deel is een aan de voorzijde geopende en verstelbare bovenbeenkoker. Deze bovenbeenkoker word op het tweede deel, de onderbouw gemonteerd. De onderbouw bestaat uit een universele (zowel voor links als rechts te gebruiken) voet welke een afwikkelprofiel bevat. De knie met vaststelling zorgt voor zekerheid tijdens gaan en staan en maakt het mogelijk om met de prothese aan te gaan zitten.

De oefenprothese is op twee manieren in hoogte verstelbaar. De koker kan op verschillende hoogte aan de onderbouw gemonteerd worden. De lengte van het onderbeen is verstelbaar door een traploosverstelbare buisadapter welke op de voet is geplaatst.

De conclusie van het onderzoek is dat dit prototype prothese kan dienen als goede basis voor verdere ontwikkeling/productie. Dit prototype is onderworpen aan een beperkte test met twee proefpersonen. Voor veilig definitief gebruik bij de klinische revalidatie moet de prothese getest en of berekend worden op zijn sterkte. Voor inzetbaarheid bij de klinische revalidatie van amputatie patiënten moeten er meerde kokers vervaardigd worden welke uitwisselbaar zijn met de onderbouw. Dit is nodig om de prothese te kunnen gebruiken voor een grote variatie aan stompomvangsmaten. Tevens zijn er linker en rechter kokers nodig omdat de prothese gebruik maakt van een tuberafsteuning.

# Summary

The purpose of this project is to find the answer to the question; How can patients with wound healing problems after a transfemoral or kneeexarticulationamputation, within the clinical rehabilitation, again standing or walking on the affected leg? The answer should be given in the form of a prototype training prosthesis. The intended use of the practice prosthetic for patients with wound healing problems is to stand / walk on the affected leg during clinical rehabilitation. The prosthetic most be adaptable to the patient and easy to use for the rehabilitation team.  
This project was implemented on a practical problem-solving method. Based on demand from the rehabilitation team of rehabilitationcenter De Vogellanden to Zwolle for a customizable practice prosthetic. It started with a literature review. In the scientific literature was searched for information of existing practice prostheses and the usefulness. In the specialized literature was searched for amputations and complications. During the project in catalogs from suppliers was searched for useful materials and components. Next there is a package of standards was drawn up where to the prototype prosthetic should conform.

These package of standards have driven the project, together with the underlying requirements as feasibility, cost and ability to actually produce.

The result is a prototype prosthesis with a left version is manufactured. The prosthesis consists of two main parts. The first part was an open at the front and adjustable socket. The socket is on the base mounted. The base consists of a universal (both left and right to be used) feet which contains an rockershape. The knee with fixing lock ensure security during move and stand and allows the prosthetic user to sit. The practice prosthesis is adjustable in height in two ways. The socket can be mounted on the base at different heights. The length of the lower leg was adjustable by an stepless adjustable tube adapter.  
The conclusion of the study is that this prototype prosthesis may serve as a good basis for further development / production. This prototype is subject to a limited test with two participants. For safe use in the final clinical rehabilitation, the prosthesis most be tested or calculated on its strength. For usability in the clinical rehabilitation of amputation patients there should be manufactured different exchangeable sockets. This is necessary to use the prosthesis for a variety of stump girth measurements. There are also left and right tubes necessary because the prosthesis using a ischial seating.

# Inleiding

Dit verslag is geschreven in het kader van het afstudeeronderzoek voor de bachelor opleiding tot orthopedisch technoloog aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. De stage en de uitvoering van het afstudeeronderzoek zijn uitgevoerd bij OIM te Hoogeveen.

Vanuit het revalidatiecentrum De Vogellanden te Zwolle is er een vraag ontstaan naar een breder inzetbare bovenbeen oefenprothese. Het afstudeeronderzoek is gestart op basis van de volgende probleemomschrijving.

Tijdens de klinische revalidatie van transfemoraalgeamputeerden waarbij sprake is van een vertraagde wondheling, stuiten de fysiotherapeuten op een aantal problemen. De bestaande oefenprothesen vergen veel tijd bij het aanleggen van de voorziening. Hierbij word vaak gewerkt met opblaasbare delen die elke keer bij het aanleggen opnieuw op de juiste druk moeten worden gebracht. Hierdoor blijft er minder van de kostbare oefentijd over voor de eigenlijke therapie. Een tweede probleem is dat de bestaande oefenprothesen niet gedragen kunnen worden door mensen met grotere been omvangsmaten. Aangezien deze groep mensen steeds groter wordt is er vraag naar een voorziening die ruim verstelbaar is en/of beschikbaar in meerdere maten.

Een derde probleem is dat de bestaande voorzieningen niet geschikt zijn voor het gebruik bij patiënten met wondheling problemen.

Hieruit is de volgende vraagstelling geformuleerd.

Hoe kunnen patiënten met wondheling problemen na een transfemorale- of knieexarticulatieamputatie, binnen de klinische revalidatie, weer staan en/of lopen op het aangedane been?

Om een antwoord op deze vraag te kunnen geven moeten eerst deze subvragen beantwoord worden:

- Welke oefenprothesen bestaan er al?

- Hoe wordt een aanpasbare bovenbeenopbouw met een tuberafsteuning verkregen?

- Welke bestaande onderdelen zijn geschikt?

Het afstudeeronderzoek richt zich op het ontwerpen en vervaardigen van een prototype oefenprothese. Omwille van de beperkte tijd valt de productie van het aantal voorzieningen dat noodzakelijk is om functioneel toepasbaar te zijn binnen een revalidatie centrum buiten het onderzoek. Berekening en/of testen op gebied van sterkte voor definitief veilig gebruik zijn niet uitgevoerd omdat het om een prototype gaat, welke niet voor definitief gebruik ingezet zal worden. Onderzoek naar de effecten van het gebruik van de bovenbeen oefenprothese voor de klinische revalidatie valt eveneens buiten het onderzoek.

Het verslag heeft de volgende indeling:

Een inleidend gedeelte waarin de toegepaste methode word toegelicht. Daarna volgt een literatuuronderzoek waarbij is gezocht is in wetenschappelijke literatuur naar de reeds bestaande oefenprothesen. Vervolgens zijn de amputaties en mogelijke complicaties waarbij wondhelingproblemen een rol spelen beschreven. In het daarop volgende hoofdstuk zijn de eisen die gesteld zijn aan de oefenprothese en de vervaardiging van het prototype toegelicht. Hierna volgt een evaluatie van de afstuderende student, het revalidatie team een beschrijving van de praktijk test. Tot slot van het verslag een discussie, gevolgd door een conclusie met aanbevelingen.

# Methode

De vraag is gekomen vanuit de praktijk. Vanuit een praktisch probleem waar de fysiotherapeuten van revalidatiecentrum De Vogellanden tegen aan lopen is een onderzoeksvraag geformuleerd.

Om tot de onderzoeksvraag te komen is de student op bezoek geweest bij het revalidatiecentrum voor een interview om een duidelijk beeld te kunnen vormen van het bestaande problemen bij de oefenprothesen. De geformuleerde onderzoeksvraag en bijbehorende subvragen zijn na beoordeling door het revalidatieteam vastgelegd in het plan van aanpak.

Het antwoord op de onderzoeksvraag moest een prototype oefenprothese worden.

Voor het beantwoorden van de onderzoeksvraag is er gestart met een literatuuronderzoek in wetenschappelijke literatuur om inzicht te krijgen in de bestaande oefenprothesen en het nut hiervan. Ook is in de vakliteratuur gezocht naar amputaties en de mogelijke complicaties. Tijdens de uitvoering van het onderzoek is informatie gehaald uit de productcatalogi van leveranciers van orthopedische producten en materialen.

Aan de hand van het overleg tussen het revalidatieteam en de student tijdens een bezoek aan het revalidatiecentrum. En overleg tussen orthopedisch adviseurs van OIM en de student is er een pakket van eisen opgesteld waaraan het prototype moet voldoen. Naast de eisen aan de prothese zelf speelden uitvoerbaarheid, kosten en de mogelijkheid om de oefenprothese daadwerkelijk te gaan produceren ook een rol bij het ontwerp.

Diverse orthopedische adviseurs binnen OIM zijn gevraagd naar hun ideeën over de verschillende onderdelen voor een oefenprothese, waardoor deze aan de gestelde eisen kunnen voldoen.

Er is gezocht naar welke bestaande onderdelen gebruikt kunnen worden voor de oefenprothese en wat zelf vervaardigd moest worden.

Het prototype prothese is ter beoordeling aangeboden aan het revalidatieteam. Om de oefenprothese te testen zijn er twee bestaande cliënten van OIM gevraagd om de prothese te testen. Deze testen zijn uitgevoerd door de student zonder de aanwezigheid van het revalidatie team. Er is daarom uit veiligheidsoverweging gekozen voor cliënten die al langere tijd een prothese dragen en geen verder beperkingen hebben.

# Literatuuronderzoek

Als voorbereiding op de uitvoering van het afstudeeronderzoek is er een literatuuronderzoek gedaan.

Het literatuuronderzoek bestaat uit twee delen. Een deel van de informatie is gezocht in de wetenschappelijk literatuur en een deel in de vakliteratuur en informatie van fabrikanten. Het wetenschappelijke deel is in dit hoofdstuk beschreven en het onderzoek binnen de vakliteratuur en de informatie van de fabrikanten is gebruikt voor de uitvoering van het project en is verwerkt in de loop van het verslag. Er is gezocht in wetenschappelijke literatuur naar informatie omtrent bestaande bovenbeen oefenprothesen. In dit hoofdstuk staat de zoekmethode, de gevonden resultaten en de conclusie die hieruit getrokken kan worden beschreven.

## Onderzoeksvraag literatuuronderzoek

Voordat er een nieuwe oefenprothese ontwikkeld kan worden is het van belang om de reeds bestaande prothesen te onderzoeken en te vergelijken. Ook is het belangrijk om na te gaan wat het nut is van een te ontwikkelen product. Dit word gedaan aan de hand van dit literatuur onderzoek met de volgende onderzoeksvraag:

Welke verschillende oefenprothesen bestaan er al? En zijn deze zinvol?

## Methode

Er is gezocht via de volgende zoekkanalen: PreMEDLINE, Googlescolar, Tripdatabase, PUBMED, en Fontys Felix. Hierbij zijn de volgende zoektermen eerst gebruikt; “transfemoral”, “amputation”, “rehabilitation”, “lower limb”, “early mobilization”.

Deze zoektermen leverden zeer veel resultaten op. Daarom is er vervolgens specifieker gezocht met de volgende zoektermen: “amputee mobility aid”, “AMA”, ”pneumatic post amputation mobility aid”, “PPAM”, “early walking aid”, “EWA”, “unhealed stump”. De trefwoorden zijn los van elkaar gebruikt, maar ook in combinatie. Bij de zoekactie is geen limiet wat betreft publicatiejaar ingesteld doordat er tijdens het zoeken al snel bleek dat er weinig recente publicaties en onderzoeken zijn gedaan.

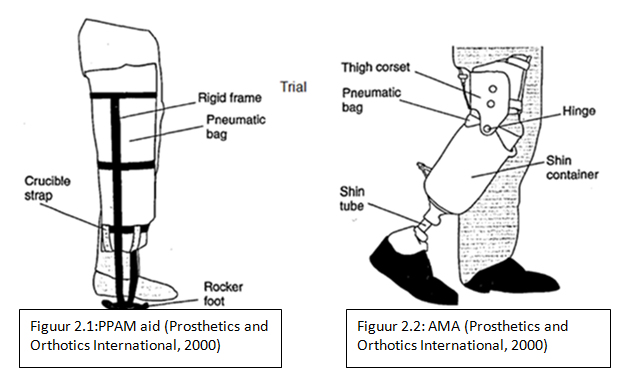
## Resultaten

De artikelen zijn gesorteerd op relevantie, betrouwbaarheid beschikbaarheid van full text en recentheid. Uiteindelijk is er in dit literatuuronderzoek gebruik gemaakt van twee Clinial Trails (CT’s) één Randomized Controlled Trial (RCT) , één klinische evaluatie en één review. De geselecteerde literatuur is gepubliceerd tussen 1983 – 2009

## Uitwerking literatuur

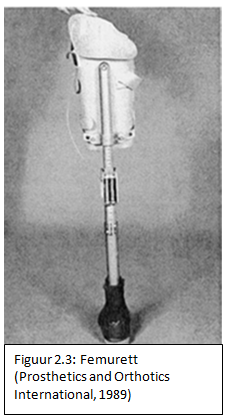
Het begin van de revalidatie na een amputatie van de onderste extremiteiten is het staan en lopen met een prothese. Na 20 jaar praktijkervaring met snelle fitting van een oefenprothese suggereren De Noordhout, Pirnay, & Brogniez (2004) in hun review dat het gebruik van oefenprothesen nog steeds up-to-date is.

De meest gebruikte oefenprothese in grote delen van de wereld is de Pneumatic Post-Amputation Mobility aid (PPAM aid). (Fig. 2.1) Een nadeel van deze voorziening is dat het geen knie flexie/extensie toelaat bij transtibiaal geamputeerden. De Amputee Mobility Aid (AMA) (Fig. 2.2) daarintegen is zo ontworpen dat knie flexie/extensie wel mogelijk is. Hierdoor kan de patiënt oefenen met een natuurlijker gangpatroon. Het voordeel van het gebruik van oefenprothesen is de vermindering van postoperatief oedeem en de verbetering van de motivatie van de patiënt.



In een RCT van Scott, Condie & Treweek (2000) onder 12 transtibiaal geamputeerden is onderzoek verricht naar de drukverschillen op de stomp bij het dragen van de PPAM aid of de AMA. De deelnemers werden in twee groepen verdeeld. De eerste groep gebruikte eerst twee weken de AMA en daarna de PPAM aid. De tweede groep in omgekeerde volgorde. Hieruit blijkt dat de druk tijdens het staan met een AMA aanzienlijk hoger is dan het staan op de PPAM aid. Tijdens het lopen zijn de verschillen in druk tussen de beide voorzieningen klein.

Van Ross, Johnson,& Abbott (2009) hebben onderzoek gedaan naar de effecten van snelle mobilisatie na transtibiale amputatie als gevolg van onvoldoende doorbloeding. 62 patiënten werkten mee aan de studie waarvan 56 het afronden. Eén patiënt is gestopt met het onderzoek vanwege een flexiecontractuur in de knie, vier anderen vanwege een verslechterde algemene gezondheid en één was niet therapietrouw. De mobilisatie werd de eerste drie weken gedaan door middel van een PPAM aid en werd vervolgd met een prothese. Er werd door de fysiotherapeut volgens een standaard loop programma getraind. De conclusie die uit het onderzoek getrokken kan worden is dat snelle mobilisatie kan worden uitgevoerd zonder schade aan de patiënt. Het belangrijkste voordeel dat uit deze studie bleek was dat al tijdens de wondheling de patiënt gelijktijdig kan oefenen met lopen. Problemen die worden veroorzaakt door immobiliteit werden niet waargenomen. Spieratrofie en de vorming van contracturen werden vermeden (behalve in één geval deze is met het onderzoek gestopt). Het is niet mogelijk om uit de resultaten van dit onderzoek te beweren dat snelle mobilisatie de tijd tot wondgenezing versnelde of vertraagde. Maar zelfs als de tijd om te genezen toe zou nemen, is het waarschijnlijk minimaal en zal het niet opwegen tegen de voordelen van vroege mobilisatie. De goede kwaliteit van het litteken werd toegeschreven aan mobilisatie, door een snelle krimp in het stompvolume vermindert de spanning in de wond en zorg ervoor dat de huidranden sneller samenkomen.



Het doel van de studie uitgevoerd door Parry en Morrison (1989) was het evalueren van de Femurett verstelbare oefenprothese (Fig. 2.3) voor transfemorale amputatie en een vergelijking te maken met de PPAM aid.

De Femurett oefenprothese bestaat uit een neutrale voet, een onderbeenbuis die in hoogte verstelbaar is, een enkelassig kniescharnier met slot, een bovenbeengedeelte (Quadrilaterale koker in drie verschillende maten links en rechts) welke instelbaar is in hoogte en rotatie en eenvoudig verwisselbaar. Een schouder bandage zorgt voor de ophanging. Het lopen gebeurt met een vaste knie, het kniegewricht maakt het mogelijk om met de prothese aan te gaan zitten. 51 patienten maakten deel uit van de studie. Dit waren 32 mannen en 19 vrouwen. Voor 47 patienten werd de Femurett gebruikt om de mogelijkheden tot het gebruik van een prothese te boordelen. 13 patienten gebruikten de Femurett voor looptraining. In twee gevallen was de Femurett niet kort genoeg en in één geval niet voldoende groot.( de grootste maat is bij deze studie niet meegenomen)Alle patiënten die voordien de PPAM aid gebruikten merkten op hoe licht de Femurett voelde. De aanwezigheid van een voet is een psychologisch voordeel, zowel optisch als ook voor evenwicht. Qua comfort werd door de meeste patiënten de voorkeur gegeven aan de Femurett ten opzichte van de PPAM aid. Reden hiervan is de grotere stijfheid en het veiligheidsgevoel. De Femurett geeft een meer realistisch beeld van een prothese dan de PPAM aid en maakt daardoor het leren omgaan met een definitieve prothese eenvoudiger. De PPAM aid was effectiever dan de Femurett in het verminderen van stompoedeem en comfortabeler voor stompen die nog niet volledig genezen zijn.

In een klinische evaluatie uitgevoerd door Redhead (1983) bij de Roehampton Walking Training School is onderzoek gedaan naar het gebruik van van de Roehampton Pneumatic walking aid.

De Roehampton Pneumatic walking aid is een variatie op de PPAM aid. De stabiliteit van de stomp in de oefenprothese is verbeterd ten opzichte van de PPAM aid door de luchtzak te verdelen in een anterior en posterior compartiment. De twee compartimenten staan met elkaar in verbinding via een kleine opening. Verbetering van de eindondersteuning van de stomp is bereikt door gebruik te maken van een afzonderlijke luchtzak in het distale einde van de oefenprothese. In plaats van een solid ankel cushion heel (SACH) voet te gebruiken is er bij de Roehampton Pneumatic walking aid gebruik gemaakt van een eenvoudige rocker.

De Roehampton pneumatic walking aid is gebruikt bij het merendeel van de patiënten die een transtibiale amputatie of knie ex-articulatie hebben ondergaan en revalideerden bij de Roehampton walking Training School in een periode tussen 1976 en 1978.

Het gaat hierbij om 87 amputaties van de onderste extremiteiten bij 85 patiënten tussen de 21 en 94 jaar oud met een gemiddelde van 67 jaar. Twee patiënten ondergingen een bilaterale amputatie in een keer, voor zes anderen was het een amputatie van het tweede been.

Gebruik van de oefenprothese werd geprobeerd vanaf de zesde post-operatieve dag. Als gevolg van vertraagde wondheling werd bij sommige patiënten het eerste gebruik vertraagd. Gemiddeld kwam dit neer op het eerste gebruik op de 17e dag na de operatie waarbij een spreiding was tussen de 6 en 55 dagen. Uiteindelijk is bij 80 patienten een definitieve prothese geleverd na een gemiddelde tijd van 40 dagen na de operatie. (spreiding tussen 15-112 dagen)

Vijf patiënten moesten worden teruggetrokken uit de proef om uiteenlopende redenen die niet in verband stonden met het gebruik van de oefenprothese. Er werden geen complicaties ondervonden door de druk op de stomp. Een aantal patiënten is tijdens het onderzoek gevallen met de oefenprothese maar deze bood bescherming aan de stomp. Volgens Redhead (1983) is de Roehampton pneumatic walking aid goed te gebruiken voor transtibiaalgeamputeerden, maar is beperkt bruikbaar voor transfemoraalgeamputeerden.

## Conclusie literatuuronderzoek

Er bestaan drie bekende oefenprothesen: Pneumatic Post-Amputation Mobility aid, Amputee Mobility Aid en de Femurett. Verder zullen er nog (veel) meer voorzieningen bestaan, alleen is hier in de wetenschappelijke literatuur niets over gevonden.

De verschillen hebben te maken met de manier van afsteunen en de patiënten doelgroep. De PPAM aid en de AMA werken volgens het principe met een luchtzak de Femurett maakt gebruik van een rigide quadrilaterale koker. De PPAM aid is te gebruiken voor transtibiale-, transfemorale- amputaties en knie ex-articulaties. De AMA enkel voor transtibiaalgeamputeerden en de Femurett voor transfemoraal geamputeerden.

Vroege mobilisatie met behulp van oefenprothesen kan zonder schade aan de patiënt worden toegepast bij correct gebruik en bied een aantal voordelen. Het helpt bij het verminderen van stompoedeem, contracturen en spieratrofie worden vermindert , de motivatie van de patiënt verbetert, verbetering van het littekenweefsel als gevolg van minder oedeem en daarmee minder spanning op de wondranden.

# Amputatie

De betekenis van het woord amputatie staat in het Zakwoordenboek der geneeskunde (2006) als volgt beschreven “gehele of gedeeltelijke chirurgische afzetting van een lichaamsdeel”.

De redenen van amputaties kunnen zeer divers zijn. Toch komen ze bijna allemaal op het zelfde neer. Er is een zodanige weefselbeschadiging dat het niet amputeren ernstige gevolgen heeft voor het leven van de patiënt. Er kan ook een directe amputatie zijn als het gevolg van een trauma. Deze zal alsnog chirurgisch worden behandeld. Verder kunnen ondraaglijke pijnklachten en misvormingen vanaf de geboorte redenen zijn om over te gaan tot amputatie. (Commissie Voorlichting van de Nederlandse Vereniging voor Heelkunde, 2008).

## Epidemiologie

In Nederland ligt het aantal amputaties aan de onderste extremiteiten op ongeveer 3300 per jaar. Dit is gebaseerd op de landelijk beschikbare cijfers van de Stichting Prismant over de periode van 1982 tot 2005.(Geertzen & Rietman, 2008).

De oorzaken van amputaties aan de onderste extremiteiten in de periode van 2000-2005 kunnen als volgt worden ingedeeld: 70% vasculair, 25% diabetes mellitus, 2% traumatisch, 2% oncologisch en 1% overige. Van alle amputaties wordt de transtibiale amputatie het meest uitgevoerd, bijna 50% van de amputaties van onderste extremiteiten word op transtibiaal niveau uitgevoerd. Ongeveer 30% van de amputaties is transfemoraal en slechts 6,5 % knie-exarticulaties. Bij mensen met een transfemorale amputatie is 80% tot 85% boven de leeftijd van 65 jaar. Bij knie-exarticulatieamputaties is het aandeel van de 65+ groep ongeveer 80%. Meer dan 80% van de mensen die een transtibiale amputatie ondergaan is ouder dan 65 jaar en 15% is ouder dan 85 jaar. (Geertzen & Rietman,2008).

## Perifeer arterieel vaatlijden

Perifeer arterieel vaatlijden (PAV) is de grootste oorzaak van amputatie en slechte wondgenezing. Perifeer arterieel vaatlijden is de officiële naam van de aandoening maar kent ook vele andere benamingen. Zoals claudicatio intermittens, rokersbenen, etalagebenen of etalageziekte. PAV kan zowel in de onderste als de bovenste extremiteiten voorkomen, echter de meest voorkomende vorm is die in de onderste extremiteiten.

PAV ontstaat door vernauwing van de perifere bloedvaten, meestal als gevolg van arteriosclerose. Arteriosclerose is de afzetting van plaque aan de binnenzijde van de vaatwand. Deze plaque bestaat voornamelijk uit cholesterolrijke vettige aanslag, bindweefsel en andere eiwitten. Door de vernauwing van de bloedvaten ontstaat er een zuurstoftekort in de spieren met pijnklachten tot gevolg. Hieraan verleent de aandoening de namen etalagebenen of etalageziekte. Mensen met PAV gaan vanwege de pijn stilstaan en doen als of ze naar een etalage kijken. Bij verergering van de aandoening kan er zonder behandeling gangreen (het afsterven van weefsel) ontstaan, waarna amputatie noodzakelijk zal zijn.

Risicofactoren voor PAV zijn: roken, overgewicht en gebrek aan lichaamsbeweging, diabetes mellitus, hypertensie en hypercholesterolemie.

De ziekte komt voornamelijk voor bij mannen boven de 50 jaar, maar ook bij jonge rokers vanaf circa 20 jaar. Bij patiënten met PAV zijn meestal niet alleen de perifere vaten aangetast. Zo is de kans groot dat er ook, in welke mate dan ook, sprake is van coronair lijden. Aangezien het gebruik van een prothese een toename van het energieverbruik met zich meebrengt zal dit dan ook een zekere invloed hebben op de revalidatie na een amputatie. (Haneveld, 1997).

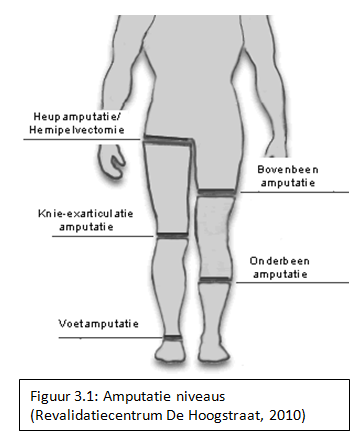
Operatie

Indien er geen acuut levensgevaar dreigt, wordt vóór de operatie het amputatieniveau bepaald. Dit gaat meestal in overleg met de revalidatiearts. Bij een amputatie van een deel van het been wordt het amputatieniveau mede bepaald door de mogelijkheden voor de fitting van een prothese voorziening. (Bogaerts, 2009).

### Niveau

In grote lijnen zijn er vijf niveau’s van amputatie van de onderste extremiteiten. (Fig. 3.1)

Enkel de transfemorale amputatie en de knie-exarticulatie zullen worden toegelicht, omdat de oefenprothese voor deze twee vormen van amputatie geschikt zal zijn.

**

*Knie-exarticulatie*

Wanneer bij amputatie van de onderste extremiteiten een transtibiale amputatie niet meer mogelijk is, komt de knie-exarticulatie als eerst optie naar voren. Een knie-exarticulatie is een amputatie dwars door het kniegewricht heen waarbij de femurcondylen geheel intact blijven.

De knie-exarticulatie kent een aantal voordelen ten opzichte van een transfemorale amputatie. De stomp is na een knie-exarticulatie eindbelastbaar. Door de myodese blijft de stomp groter en stabieler in volume waardoor aanpassing van de prothese minder vaak nodig zijn.

(Geertzen & Rietman, 2008).

*Transfemorale Amputatie*

Een transfemorale amputatie is een amputatie door het femur heen. Voor een transfemorale amputatie bestaat geen vaste hoogte. De lengte van de stomp word bepaald door het niveau van het aangedane weefsel. Er wordt naar gestreefd om zoveel mogelijk van de stomplengte te behouden. Een langere stomp kost tijdens het lopen met een prothese minder energie in vergelijking tot een kortere stomp. Een ideale amputatiehoogte voor een transfemorale amputatie is circa 25 cm distaal van de trochanter major. (Geertzen & Rietman,2008). Een langere stomp geeft cosmetische problemen, wanneer de cliënt gaat zitten zal het zichtbaar worden dat het bovenbeen langer is dan het bestaande been. Voor dit probleem zijn speciale knieën op de markt maar dit beperkt de keuze van kniescharnieren in verband met de benodigde inbouwhoogte.

### Complicaties

Aan elke operatie zijn risico’s verbonden, zo ook bij amputaties. Mogelijke complicaties na een amputatie zijn nabloedingen, wondinfectie, trombose en slechte wondgenezing, waarbij slechte wondgenezing de meest voorkomende complicatie na een amputatie is.

Een aantal factoren die de mate van wondgenezing bepalen zijn: Het intact zijn van de huid, aanwezigheid van ontsteking en de doorbloeding van de huid ter plaatse van de incisie. (Geertzen & Rietman, 2008).

De wondranden kunnen gaan necrotiseren als gevolg van verkeerde inschatting van het amputatie niveau. Ook kan de wond openspringen (wonddehiscentie) als gevolg van het te vroeg verwijderen van de hechtingen of het postoperatief zwellen van de stomp als gevolg van oedeem. (Kitslaar, Lemson, Schreurs, & Bergs, 2007).

Roken brengt een verhoogd risico op amputatie met zich mee en het is aangetoond dat het de wondgenezing schaadt. (Eneroth, 1999). Andere risicofactoren die de kans op wondhelingproblemen sterk vergroten zijn diabetes mellitus en nierfunctiestoornissen.

### Nazorg

In de meeste gevallen word de amputatiestomp na de operatie verbonden en gezwachteld. De zwachtels worden zo aangelegd dat de druk van distaal naar proximaal afneemt en moet het stompoedeem verminderd. Het verminderen van stompoedeem moet voorkomen dat de stomp distaal een grotere omvang krijgt dan proximaal. Hierdoor zal een stomp ontstaan welke de fitting van een prothese vergemakkelijkt. Verder verbetert het de wondgenezing door het verminderen van de huidspanning op de wondranden.   
In de periode na de operatie zal het herstel van de wond en het functieherstel van het geamputeerde lidmaat centraal staan. Het revalidatieteam, bestaande uit een revalidatiearts, fysiotherapeut en orthopedisch technoloog, zal bekijken welke prothesevoorzieningen mogelijk zijn. De mogelijkheden zijn afhankelijk van de algemene lichamelijke conditie, het amputatie niveau, vorm en genezing van de amputatie stomp. (Commissie Voorlichting van de Nederlandse Vereniging voor Heelkunde, 2008). Indien mogelijk wordt in deze fase een oefenprothese gebruikt.

# De oefenprothese

Aan het begin van het ontwerpproces zijn er eisen opgesteld waaraan de prothesevoorziening zou moeten voldoen. Deze eisen zijn tot stand gekomen in overleg met mensen van het revalidatiecentrum De Vogellanden, de adviseurs van OIM Hoogeveen en de afstudeerstudent. Bij het opstellen van de eisen is er al rekening gehouden met haalbaarheid. Ideaal maar niet realistisch zou bijvoorbeeld zijn; één prothese voor zowel links als rechts welke alle variatie aan omvangsmaten kan overbruggen en geschikt zou zijn voor alle mogelijke vormen van amputaties van de onderste extremiteiten. Aan de hand van deze eisen is de prothese ontworpen en vervaardigd . De eisen die gesteld zijn met een korte toelichting staan in dit hoofdstuk beschreven. Ook de keuze en vervaardiging van de verschillende onderdelen staan per onderdeel beschreven.

## Pakket van eisen

**De prothese moet geschikt zijn voor transfemorale- en knie exarticulatie-amputatie**

De prothesevoorziening dient gedragen te kunnen worden door patiënten welke een transfemorale- of knie exartieculatie-amputatie hebben ondergaan. De prothese voorziening hoeft dan ook niet in de mogelijkheid voorzien om gebruikt te kunnen worden door transtibiaal geamputeerden. Voor transtibiale-amputatie patiënten bestaan er al interim prothesen zoals bijvoorbeeld de Zwolse Insala Prothese (ZIP) voorziening.

**De prothese moet volledig afsteunend op tuber ischiadicum**

Het volledige lichaamsgewicht van de patiënt dient te worden gedragen door een afsteuning op het tuber ischiadicum. De prothesevoorziening wordt ontworpen voor patiënten met wondhelingproblemen en deze patiënten kunnen daardoor geen eindbelasting verdragen.

**De prothese moet eenvoudig en snel instelbaar zijn naar de patiënt door de fysiotherapeut**

Om de therapietijd optimaal te kunnen benutten moet de prothesevoorziening door het personeel snel en eenvoudig kunnen worden aangetrokken bij de patiënt en ingesteld. De prothese zal tijdens de revalidatieperiode van de patiënt alleen bij de betreffende persoon aangelegd worden. Dit houd in dat de prothese na dat deze eenmaal is ingesteld naar de patiënt snel opnieuw aangelegd moet kunnen worden. Aanpassing van de instellingen moet mogelijk blijven. Hiermee moet het probleem van bestaande voorzieningen waarbij bijvoorbeeld luchtzakken op druk moeten worden gebracht tot het verleden behoren.

**De prothese moet de mogelijkheid bevatten om met de prothese aan te gaan zitten**

Tijdens de klinische revalidatie moet de patiënt eenvoudig met de prothesevoorziening aan kunnen gaan zitten en weer gaan staan. Dit is van belang om de patiënt te kunnen laten rusten bij een mogelijk beperkte conditie. En het is eenvoudiger bij het aan en uittrekken van de prothesevoorziening.

**De prothese moet draagbaar zijn door patiënt**

De prothesevoorziening moet voor de patiënt op een acceptabele wijze gedragen kunnen worden. Dit wil zeggen op een veilige manier waarbij afvallen van de prothese niet mogelijk is. De prothesevoorziening moet door middel van zijn pasvorm op een pijnvrije/dragelijke manier gedragen kunnen worden op aangeven van de patiënt. De prothese koker zal een universele pasvorm moeten krijgen welke instelbaar is naar de patiënt.

**De prothese moet duurzaam**

De prothesevoorziening moet geschikt zijn voor herhaaldelijk gebruik. Wanneer een patiënt klaar is met zijn revalidatie zal de voorziening weer gebruikt gaan worden voor een volgende patiënt.

**De prothese moet goed te reinigingen zijn**

Hygiëne is een belangrijk onderdeel van het ontwerp. De prothesevoorziening zal door verschillende patiënten gedragen gaan worden. Daarom zal deze goed en eenvoudig gereinigd moeten kunnen worden of vervangbaar zijn. Bij de materiaalkeuze zal hiermee rekening gehouden moeten worden.

**Bij de prothese moet een contractuur stand van de heup ingebouwd kunnen worden**

Als laatste eis is gesteld dat de prothesevoorziening gedragen moet kunnen worden door patiënten met een contractuurstand van maximaal 15° anteflexie in de heup.

## Ontwerp en uitvoering

### Buitenkoker

**Model**

Het model voor de productie van de stompkoker is verkregen via het Elektronischer Test Schaft (ETS) systeem van de firma Otto Bock. Dit systeem word veel gebruikt bij OIM Hoogeveen voor het laten vervaardigen van proefprothesekokers voor transfemoraal geamputeerden. Door middel van het ingeven van maten in de computer wordt een standaard digitaal model van de gewenste stompkoker gevormd. Via het programma kan het model koker gekozen worden en kunnen er met de software aanpassing aan het model worden gedaan. Dit kan vervolgens opgestuurd worden om een schuimmodel (Fig. 4.1. )te laten frezen. Omdat het een instelbare prothese moet worden is bewust gekozen om geen “proefpatiënt” vooraf te kiezen. Dit zou de keuze voor de maatvoering kunnen beïnvloeden en een onrealistisch beeld geven. De maten voor het model voor het vervaardigen van het prototype prothese zijn gebaseerd op de gemiddelde omvangsmaten voor een bovenbeen. Deze maten zijn verkregen uit het cliëntenbestand van OIM Hoogeveen. Het gaat hierbij om twee omvangsmaten, dit is het minimale aantal omvangsmaten die nodig zijn om een ETS model te laten maken. De lengte van de stomp is extra lang genomen om er zeker van te zijn dat het model lang genoeg is. Aan het model is nog handmatig een correctie uitgevoerd. De tuberafsteuning is extra diep in het model ingewerkt om een uitgesproken tuberbank te verkrijgen. Dit is handmatig gedaan omdat deze correctie niet via de software mogelijk is, deze correctie bij de standaard vervaardiging van een prothesekoker ook niet wenselijk is.

**Materiaal**

Het materiaal dat gebruikt is voor het vervaardigen van de stompkoker is ThermoLyn® Polyethylene 200. Dit is de merknaam voor het plaatmateriaal polyethyleen. ThermoLyn® Polyethylene 200 is een hoge dichtheid polyethyleen materiaal welke thermoplastisch vervormbaar is bij een temperatuur van 165°C en een lage krimp heeft. (Otto Bock, 2007). De keuze voor thermoplastisch vervormbaar plaatmateriaal voor het vervaardigen van de koker ten opzichte van een gegoten koker is gemaakt op basis van verwerkbaarheid en verwerkingstijd. Een koker uit thermoplastisch vervormbaar plaatmateriaal is snel en daarmee goedkoop te vervaardigen. Het ontwerp is zo gemaakt dat er meerdere kokers nodig zijn. Het gaat hierbij om verschillende omvangsmaten om inzetbaar te zijn voor een diversiteit aan patiënten. Het prototype kan zonder gebruik van de binnenkoker (zie § 4.2.2) 10 cm in omvangsmaat variëren. Ook zijn uitvoeringen in zowel links als rechts nodig in verband met de tuberafsteuning.

Polyethyleen is verkozen boven polypropyleen omwille van de stijfheid. Polyethyleen heeft een lagere stijfheid en geeft de koker daarmee een groter vervormbaarheid. De vervormbaarheid is nodig om de stompkoker verstelbaar te maken.

**Vervaardiging**

De koker is vervaardigd door middel van het vacuüm trekken van het thermoplastische materiaal om het schuimmodel. Voor deze manier van vervaardigen is het schuimmodel in de standaard geplaatst waaraan de vacuümpomp is aangesloten. Het plaatmateriaal is in de oven op 165°C gebracht. Vervolgens wordt de plaat over het model gelegd en aan de voorzijde van het model gesloten en vacuüm om het model getrokken om de exacte vorm van het model aan te nemen. Na het afkoelen van het materiaal wordt de koker van het model gezaagd.

De koker is aan de voorzijde geopend.

(Fig. 4.2) Hierdoor is het mogelijk de koker te verstellen. De vorm met de vier flappen zorgt voor een flexibelere voorzijde ten opzichte van een rechte openstand, maar zal de krachten van de sluitingen over een groot oppervlakte verdelen. Dit ontwerp moet er eveneens voor zorgen dat er meer afzonderlijke variatie in omvang proximaal en distaal mogelijk is. De flexibiliteit aan de voorzijde van de koker is nodig om bij het sluiten van de prothesekoker de stomp achterin de koker te houden. Dit is nodig om voldoende tegendruk te geven en daarmee het afglijden van de tuberbank te voorkomen.

### Binnenkoker

**Model**

Om een grotere variatie aan omvangsmaten te kunnen overbruggen is er gekozen voor een Pedilin®binnen koker met een dikte van 5 mm. Door deze al dan niet in de koker te plaatsen zal het inwendig volume van de koker veranderen. De mogelijkheid bestaat om met meerdere binnenkokers te werken om op die manier de maatvariatie verder te vergroten. Dit zal in de praktijk getest moeten worden. Meerdere binnenkokers kunnen de stabiliteit van de stomp in de prothese verminderen.

**Materiaal**

Pedilin®is een stevig schuimmateriaal op basis van polyethyleen. Het is thermoplastisch vervormbaar bij een temperatuur van 130 °C. Het materiaal is huid vriendelijk, het behoud zijn vorm en is hygiënisch. (Otto Bock, 2007). Er is voor Pedilin®gekozen op basis van ervaring binnen het stagebedrijf met het materiaal. Het word al jaren lang gebruikt voor het vervaardigen van binnenkokers van onderbeenprothesen. Het materiaal is relatief gezien goed bestand tegen het optreden van scheuren. Het is goed verwerkbaar door thermoplastisch vervormen en leverbaar in vele dikte maten.

**Vervaardiging**

Het materiaal is met een ruime overmaat uit de plaat gesneden. Het is verwarmd in de oven tot het goed vervormbaar is geworden. Vervolgens is het om het schuimmodel gevouwen en met behulp van een plastic zak vacuüm gezogen. Hierdoor neemt het pedilin® nauwkeurig de contouren van het model aan. Na afkoeling is de ontstane koker ontdaan van het overtollige materiaal en is de overlap aan de voorzijde afgeschuind voor een egalere overgang.

### Bandage

**Sluitingen**

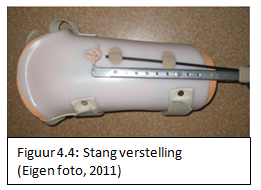
Voor de sluitingen is er gekozen voor twee klittenbanden met passant. Een klittenband sluiting is eenvoudig en traploos regelbaar. Door gebruik te maken van een passant kan de sluiting stevig worden aangespannen. Er zijn twee sluitingen aan de voorzijde van de prothesekoker geplaatst. De eerste sluiting is ter hoogte van de tuberbank geplaatst. Dit is gedaan om voldoende tegendruk aan de stomp te geven om afglijden van de tuberbank te voorkomen. De tweede sluiting is distaal op de prothesekoker geplaatst. Met deze sluiting is de distale omvang van de prothese koker te verstellen. Een goede omvatting van het distale deel van de stomp voorkomt het klepelen van de stomp in de koker en zorgt er voor dat de prothese beter te sturen is.

**Schouderbandage**

Om te voorkomen dat tijdens het staan en gaan van de patiënt de prothese afzakt is er een schouderbandage gemaakt. Omdat het hier niet om een individueel vervaardigde prothesekoker gaat is de pasvorm en daarmee de fitting niet optimaal en dit maakt het gebruik van een bandage noodzakelijk. De schouderbandage is gemaakt van trekband, een textiel bandmateriaal zonder lengte rek. Aan de voorzijde is wederom voor een klittenband sluiting met passant gekozen. Hiermee kan de bandage eenvoudig worden aangelegd en aangepast aan de lengte van de patiënt. De bandage gaat over de schouder aan de andere zijde dan waar de prothese gedragen word om te voorkomen dat de bandage van de schouder afglijdt . (Fig. 4.3)

### Bestaande componenten

**Stangen**

****De koker wordt door middel van een stalen adapter met twee aluminium stangen, de 5R4 van Otto Bock, bevestigd aan de onderbouw. Voor het prototype is gebruik gemaakt van aluminium stangen omdat deze eenvoudiger zijn te bewerken ten opzichte van roest vast stalen of titanium stangen. In de stangen is op een steek afstand van 20mm een gat geboord (Fig. 4.4) om de prothese in hoogte te kunnen verstellen. Hierdoor is de koker 60 mm in hoogte verstelbaar. Aan de koker zijn twee stalen stangen met M6 schroefdraadgaten bevestigd. De aluminium stangen worden hierop met vier M6 bouten vastgezet.

**Knie**

Voor het kniescharnier is er gezocht bij verschillende leveranciers naar een eenvoudige en lichte knie met vaststelling. De vaststelling is noodzakelijk geacht bij de toepassing als oefenprothese. Omdat de beoogde gebruikersgroep geen prothese ervaring heeft en nog een onvolledig geheelde stomp heeft is veiligheid een uiterst belangrijk punt bij de keuze van het kniescharnier. Een kniescharnier met vaststelling bied dan ook de hoogste vorm van veiligheid en zekerheid voor de gebruiker.

Voor het kniescharnier is de 3R40 van Otto Bock gekozen.

(Fig. 4.5) Het betreft een monocentrische knie met vaststelling en kan worden ontgrendeld door middel van een kabelbediening. Door de knie te ontgrendelen kan de patiënt eenvoudig gaan zitten met de oefenprothese aan. Het eigen gewicht is dankzij het gebruik van aluminium slechts 290 gram. Dit maakt de 3R40 tot een van de lichtste knieën op de markt. (Zie bijlage I)De lichte constructie geeft een beperking met de betrekking tot het maximaal toelaatbare gebruikersgewicht, deze bedraagt 100 kg. (Otto Bock, 2009).

**Buis**

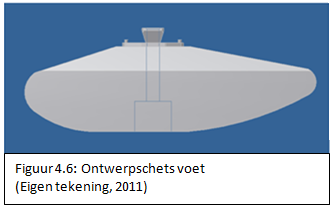
Tussen de knie en de voet is een verstelbare buis met adapter geplaatst, de 2R45 eveneens van Otto Bock. Hiermee is de prothese verder in hoogte verstelbaar. De buis is van aluminium en de adapter van roest vast staal. Het eigengewicht van deze buis en adapter is afhankelijk van de lengte van de gebruikte buis tussen de 430 en 470 gram. De buis met adapter is traploos verstelbaar over een lengte van 60 mm en word door middel van een klembout vastgezet. Het maximaal toelaatbare gebruikersgewicht is 125 kg. (Otto Bock, 2009).

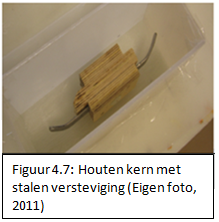
**Voetadapter**

Om de voet te bevestigen aan de buis is gekozen voor een piramide bevestiging. Hierdoor is de plantair-dorsie flexie en de pro-supinatie van de voet instelbaar. Deze instelmogelijkheden zijn belang om de prothese uit te lijnen in verband met de stand van de stomp. De adapter welke op de voet geplaatst is, is de 2R8=M10 van Otto Bock. Het is een stalen piramide adapter die bestemd is voor het gebruik op een SACH-voet. De adapter is doormiddel van een M10 bout en de bijgeleverde tweecomponentenlijm op de voet bevestigd. Het eigengewicht van de adapter is 125 gram. Ook voor dit onderdeel geldt een maximaal gebruikersgewicht van 125 kg. (Otto Bock, 2009).

### De voet

**Model**

Om de onderbouw voor zowel links als rechts bruikbaar te maken is voor de oefenprothese gekozen voor een zelfgemaakte voet. Met de oefenprothese zal met een knie in vaststelling gestaan en gelopen worden. Hierbij zorgt het profiel van de voet (Fig. 4.6) samen met de plaatsing van de aansluitpiramide voor stabiliteit en enige mobiliteit. De radius aan de achterzijde van de voet zorgt bij hielcontact voor een gelijkmatige overgang naar voetvlak. Het vlakke gedeelte onder het midden van de voet is voor stabiliteit tijdens stand. De radius aan de voorzijde moet er voor zorgen dat er enigszins afgewikkeld kan worden. De aansluitpiramide is voor het midden van het vlakke gedeelte geplaatst om te voorkomen dat de patiënt ongewild achteruit afwikkelt. De voet heeft de volgende afmetingen, lengte 25 cm, breedte 7cm en hoogte 7,5 cm. De maten zijn afgeleid van een bestaande SACH –voet.

**Materiaal**

De voet is gemaakt van een houten kern (Fig. 4.7) met daarom heen hardschuim en is verstevigd met een carbon buitenkant. De houten kern dient voor bevestiging van voetadapter. Om een voet te verkrijgen met een laag gewicht is alleen de kern van hout gemaakt en is de rest van schuim gemaakt. Voor de kern is er voor multiplex gekozen. Multiplex is een plaatmateriaal welke is opgebouwd uit een oneven aantal fineerlagen die kruiselings op elkaar verlijmd zijn. Multiplex is ten opzichte van massief hout sterker en vertoont minder werking.

De multiplex kern is in Pedilen® Rigid Foam 200 gegoten. Pedilen® Rigid Foam 200 is een tweecomponenten schuim voor orthopedisch technische toepassingen. De voordelen van dit schuim zijn; lichtgewicht, makkelijk te verwerken, vormvast en bestand tegen drukkrachten.(Otto Bock, 2007) Om de multiplex kern en het pedilen® schuim is de voet aan de buiten zijde versterkt met koolstof vezel. Koolstof vezel word samen met een hars verwerkt tot een composiet materiaal. Dit geeft een materiaal dat licht van gewicht is en een grote sterkte en stijfheid bezit. (Budinski & Budinski, 1996).

**Vervaardiging**

De multiplex kern is vervaardigd door drie lagen multiplex van 16 mm op elkaar te verlijmen en te schroeven. De kern dient voor de bevestigen van de adapter door middel van een M10 inbusbout. In de kern zijn twee stalen stangen verwerkt om uitbreken in het schuim te voorkomen. (Fig. 4.8) Het geheel is omgoten door Pedilen® schuim in een rechthoekige mal. Na het uitharden is het geheel uit de mal gehaald en in model geschuurd. Het geheel is geplamuurd om de luchtbellen in het schuim te dichten. En vervolgens is het geheel met vijf lagen koolstof en hars versterkt. In verband met de beperkte tijd en complexiteit is er geen sterkte berekening uitgevoerd. De keuze voor het aantal lagen koolstof is dan ook gebaseerd op de kennis en ervaring van de adviseurs binnen OIM. (Fig. 4.7) Het gat voor de bevestiging van de adapter is geboord. En de adapter gemonteerd door middel van de bout en de twee componenten lijm. Onder de voet is een anti-slip zool gelijmd om voor voldoende grip te zorgen tijdens het gebruik van de oefenprothese.

### De prothese

Na de keuze en vervaardiging van de verschillende onderdelen is de prothese geheel gemonteerd. Het resultaat (Fig. 4.8) is een prototype oefenprothese met een minimale tuber-grondhoogte van 76 cm tot maximaal 88 cm. Door het plaatsen van andere onderbeenbuizen is dit aan te passen tot een minimale hoogte van 66 cm tot een maximale hoogte van 128 cm. De inwendige omvangsmaten van de koker zijn gemeten op 7 cm onder de tuberbank. De minimale inwendige omvangsmaat is 42 cm dit is met één binnenkoker.De maximale inwendige omvangsmaat is 55 cm, dit is gemeten zonder de binnenkoker.Het totaalgewicht van de prothese bedraagt 2,79 kg. Om afzakken van de prothese te verminderen is een laag prothese gewicht van belang. Uit onderzoek van Gitter, Czerniecke & Meinders (1997) naar het effect van toevoeging van gewicht op de zwaaifasearbeid blijkt dat het toevoegen van gewicht aan een prothese geen energie kost.

# Evaluatie

De prothese is door de student beoordeeld op de eisen waaraan de prothese moest voldoen. In dit hoofdstuk is per eis een beschrijving van de bevindingen te lezen. Ook is het revalidatieteam benaderd om -voor zo ver mogelijk- de bevindingen van het team te verwerken in het verslag. De prothese is getest bij twee proefpersonen en ook deze bevindingen zijn in dit hoofdstuk opgenomen.

## Toetsing aan het pakket van eisen

**De prothese moet geschikt zijn voor transfemorale- en knie exarticulatie-amputatie**

Aan de hand van het koker-ontwerp zou het mogelijk moeten zijn om de prothese in beide gevallen van amputatie te kunnen gebruiken. De typerende vorm van knie-exarticulatie met een grotere distale omvangsmaat kan problemen opleveren bij het dragen van de oefenprothese. Tijdens het onderzoek is er geen test uitgevoerd met een proefpersoon met een knie-exarticulatie. Doordat het geen circulair gesloten koker is , bestaat de mogelijkheid om met een knie-exarticulatie stomp in de prothese te kunnen. De lengte, gemeten vanaf de tuberbank tot de adapter van het kniescharnier, is een beperking met betrekking tot de stomplengte. Deze bedraagt maximaal 38 cm, gemeten van stompeinde tot tuberischiadicum. Bij een groter stomplengte zal het niet mogelijk zijn om de oefenprothese te gebruiken.

**De prothese moet volledig afsteunend op tuber ischiadicum**

In de koker is een duidelijke tuberafbank aanwezig. Hierop zal de patiënt zijn gewicht kunnen afsteunen. De prothese is opgebouwd in +/- 7° anteflexie hoek om afglijden van de tuberbank te voorkomen. Doordat de koker ook circulair contact met de stomp kan maken zal een beperkt deel van het lichaamsgewicht gedragen worden door de stomp zelf.

**De prothese moet eenvoudig en snel instelbaar zijn naar de patiënt door de fysiotherapeut**

De eerste keer voor gebruik zal het enige tijd vergen om de prothese volledig af te stellen.

Eerst zal gekeken moeten worden naar de omvangsmaten van de stomp. Vallen deze binnen het stelbereik van de prothese dan kan men verder gaan. De lengte van de prothese word bepaald en ingesteld door middel van de bouten aan de beide zijden van de prothese en de verstelbare buis. De prothese kan worden aangelegd, de sluitingen vastgezet en de bandage omgedaan. Nu kan de patiënt gaan staan met de prothese en er kan gekeken worden naar de stand van onderbeen en de voet. Indien nodig kan dit worden bijgesteld door het verstellen van de piramide adapters. Eenmaal afgesteld op de patiënt zal het aan en uittrekken van de prothese eenvoudig en snel kunnen gebeuren. De twee sluitingen aan de voorzijde worden geopend, de stomp word in de koker geschoven, de sluitingen worden gesloten en de bandage word over de schouder gedaan.

**De prothese moet de mogelijkheid bevatten om met de prothese aan te gaan zitten**

Door het gebruik van een protheseknie met vaststelling is het mogelijk om met de prothese aan, te gaan zitten. De patiënt zelf of de therapeut kan door middel van de kabelbediening de knie ontgrendelen om het buigen van de knie mogelijk te maken. Wanneer de knie volledig strekt wordt deze automatisch vergrendeld voor optimale zekerheid tijdens het staan.

**De prothese moet draagbaar zijn door patiënt**

De draagbaarheid van de prothese zal door de gebruiker beoordeeld moeten worden. (Zie §5.3) Het is daarom dan ook niet mogelijk om hierover een uitspraak te doen. Het gewicht van de prothese is mede bepalend voor de draagbaarheid. Het totaal gewicht van de prothese inclusief de bandage en de binnenkoker 2,79 kg.

**De prothese moet duurzaam**

De prothese is zowel in hoogte als omvang instelbaar en kan daardoor door verschillende patiënten worden gedragen. Doordat de prothese nog maar zeer beperkt is gebruikt kan over de duurzaamheid met betrekking tot de levensduur geen uitspraak worden gedaan.

**De prothese moet goed te reinigingen zijn**

De buitenkoker is gemaakt van een harde kunststof en goed te reinigen met een vochtige doek. Ook kan deze ontsmet worden met sterillium of een vergelijkbaar ontsmettingsmiddel.

De binnenkoker kan ook gereinigd worden met een vochtige doek of sterillium. Het risico bestaat dat de binnenkoker hierbij niet volledig schoon word. Vervanging zal dan noodzakelijk zijn.

**Bij de prothese moet een contractuur stand van de heup ingebouwd kunnen worden**

Er is een mogelijkheid wat betreft het aanpassen van de prothese aan een contractuurstand van de stomp. Door de modulaire opbouw is het mogelijk om de prothese af te stellen rekening houdend met een beperkte contractuurstand. Het is ook mogelijk om door middel van het gebruik van een verstelbare adapter patiënten met grotere contractuurstanden op de prothese te laten staan/lopen. Hiervoor kan bijvoorbeeld de 4R1 van Otto Bock (Fig. 5.1) worden gebruikt. Dit is een adapter die zowel anterior/posterior als mediaal/lateraal verstelbaar is.

## Evaluatie door revalidatie team

Tijdens het teamoverleg van het revalidatie team van revalidatiecentrum De Vogellanden is het prototype oefenprothese aan het team gepresenteerd. Het team was positief gestemd over de eerste indruk van de oefenprothese en wilden hem aan een praktijk test onderwerpen. De oefenprothese is echter niet door het team getest, omdat er geen geschikte revalidant beschikbaar was. Van het prototype oefenprothese is slechts één uitvoering gemaakt met de afmetingen beschreven in paragraaf 4.2.6. Het probleem bij het zoeken van een geschikte revalidant was de relatief beperkte omvangsmaat van de oefenprothese. De revalidanten bij het revalidatiecentrum op het moment van het onderzoek hadden een te grote omvangsmaat voor de oefenprothese.

## Praktijk test

Om de oefenprothese in de praktijk te kunnen beoordelen is er door de student een test uitgevoerd. Deze test heeft plaatsgevonden in de OIM vestiging Hoogeveen. Voor het testen van de oefenprothese zijn twee cliënten van OIM benaderd en bereid gevonden om de prothese aan een praktijk test te onderwerpen. Het gaat hierbij om twee personen welke al langere tijd prothese gebruiker zijn. Dit zal niet de uiteindelijke doelgroep zijn voor het gebruik van de oefenprothese. Er is gekozen voor meer ervaren prothese gebruikers om de veiligheid niet in het geding te laten komen.

### Voorbereiding

Voorafgaand aan de test is de prothese op zijn sterkte gecontroleerd. Dit is gedaan door de student (75 kg) zelf met de prothese te laten lopen. (Fig. 5.1) Door het open einde van de koker is het mogelijk om met de knie in flexie de prothese te dragen.

De proefpersonen moesten aan een aantal criteria voldoen om de test te kunnen uitvoeren. Ten eerste moest het een linker transfemoraal geamputeerde zijn, aangezien het prototype prothese alleen in een linker uitvoering is gemaakt. De stompomvang, gemeten 7 cm onder het tuberischiadicum, moest tussen de 42-55 cm zijn. Het maximale lichaamsgewicht van de mocht 75 kg bedragen. De algemene conditie van de cliënt en zijn stomp moest goed zijn. In het cliëntenbestand van OIM is gekeken naar mogelijke proefpersonen die aan de gestelde criteria voldoen. De maatgegevens zijn bekend via het cliëntenbestand, naar de algemene conditie van de cliënt en zijn stomp is gevraagd voorafgaand aan de test.

### Uitvoering

Uiteindelijk hebben twee proefpersonen op de prothese gestaan en gelopen. De gegevens van de proefpersonen staan hieronder beschreven.

Proefpersoon 1

Geslacht: Man

Leeftijd: 86 jaar

Gewicht: 74 kg

Lengte: 176 cm

Stompomvang: 39 cm

Aantal jaren prothese gebruiker: 2 jaar.

Proefpersoon 2

Geslacht: Man

Leeftijd: 67 jaar

Lengte: 168 cm

Gewicht: 73 kg

Stompomvang: 41 cm

Aantal jaren prothese gebruiker: Totaal 6 jaar, waarvan 4 jaar knie-exarticulatie prothese, na reamputatie incidenteel gebruik van bovenbeenprothese.

Voorafgaand aan de test zijn de proefpersonen geïnstrueerd over de uitvoering van de test. Er is aangegeven dat elke vorm van pijn of angst direct aangegeven moest worden. Tijdens de test is de proefpersoon gevraagd om op de oefenprothese te gaan staan en hun volledige lichaamsgewicht op de prothese te zetten. Wanneer dit problemen zou opleveren zou de test gestopt/aangepast worden. De prothese werd op de juiste lengte ingesteld en aangelegd bij de proefpersoon. Beide proefpersonen hebben gestaan en gelopen met de oefenprothese. Eén met behulp van een rollator en de tweede proefpersoon met behulp van de brug voor extra veiligheid. (Fig. 5.2) Tijdens de test zijn de proefpersonen geobserveerd en zijn deze gevraagd naar hun gevoel en bevindingen.

### Bevindingen

Door de knie te ontgrendelen is het mogelijk om eenvoudig met de prothese aan te gaan zitten.(Fig. 5.3) Het zitten met de oefenprothese werd niet als minder comfortabel ervaren in vergelijking met hun eigen prothese.

De voet zorgde voor voldoende stabiliteit tijdens stand bij de proefpersonen. Eén van de proefpersonen wikkelde daadwerkelijk af over de prothesevoet. De andere proefpersoon zette het gezonde been naast het prothese been om vervolgens het prothese been weer voor te zetten. Geen van de proefpersonen had het gevoel van instabiliteit of om ongewild achteruit te lopen.

Tijdens het lopen met de prothese was bij beide proefpersonen een rotatie van de prothese waarneembaar. Geen van de twee proefpersonen gaf dit aan als hinderlijk. Door de koker strakker te zetten werd de rotatie minder, maar bleef aanwezig. Eenmaal op de proefpersoon afgesteld, waarbij de lengte van de prothese en de stand van het onderbeen is ingesteld, was de prothese snel en eenvoudig aan en uit te trekken. Na afloop van de test is de stomp geïnspecteerd op druk of irritatie plekken en zijn de proefpersonen gevraagd om eventuele pijnlijke plaatsen aan te duiden. Pijn of irritatie is bij beide proefpersonen niet geconstateerd.

Het looppatroon van beide proefpersonen was met de oefenprothese slechter ten opzichte van de eigen prothese. De proefpersonen vertoonde een duidelijk laterale romp verplaatsing om voldoende ruimte te krijgen om het prothesebeen door te kunnen zwaaien. Dit is te verklaren doordat met de oefenprothese met een knie in vaststelling gelopen werd in tegenstelling tot de eigen prothese waarbij een remknie gemonteerd is. Tevens is de pasvorm van de oefenprothese niet optimaal omdat deze niet individueel vervaardigd is. Wel moet er bij eventueel toekomstig gebruik tijdens de klinische revalidatie rekening gehouden worden met het aanleren ven een verkeerd looppatroon.

# Discussie

Wanneer er een vergelijk wordt getrokken tussen de oefenprothesen uit het literatuuronderzoek en het prototype prothese vallen een aantal zaken op.

Het prototype prothese die is gemaakt is het meest te vergelijken met de Femurett oefenprothese en zal daarom in deze discussie worden vergeleken. Beiden bestaan uit een harde koker, een kniescharnier met vaststelling en is in hoogte verstelbaar.

Het ontwikkelde prototype prothese heeft als doel om patiënten met wondhelingproblemen te laten staan en/of lopen op het aangedane been. In het onderzoek van Parry & Morrison (1989) is ondervonden dat de Femurett oefenprothese door de harde koker en de tuberafsteuning niet geschikt is voor personen waarbij de stomp nog niet volledig is geheeld.

Dit zou betekenen dat de kans groot is dat het prototype prothese niet geschikt zal zijn voor zijn doelgroep. Details over de Femurett oefenprothese als maatvoering, verstelmogelijkheden en de gebruikte voet zijn in het artikel echter niet bekend. Verder onderzoek in de literatuur, navraag bij het revalidatieteam en mensen binnen het bedrijf leverde ook geen verdere informatie op. Hierdoor is niet goed te achterhalen wat de reden voor het niet kunnen gebruiken van de Femurett oefenprothese bij onvolledig geheelde stompen is. Een test met het prototype oefenprothese tijdens de klinische revalidatie van patiënten met onvolledig geheelde stompen kan hier uitsluitsel over geven.

Opvallend aan de Femurett oefenprothese is de plaatsing en uitlijning van het kniescharnier en de buis. Deze is aan de achterzijde van de koker gemonteerd. De reden en het effect van deze plaatsing is eveneens onbekend. De flexie is niet instelbaar bij de Femurett oefenprothese. Door de modulaire opbouw van het prototype prothese is dit wel mogelijk.

De meeste proefpersonen in het onderzoek van Parry & Morrison (1989) gaven aan de Femurett te verkiezen boven de PPAM aid. De reden hiervoor is de betere stabiliteit en veiligheid.

Uit de praktijktest met het prototype prothese bleek ook dat deze als veilig en stabiel werd ervaren.

Door het gebrek aan informatie over de Femurett oefenprothese en de beperkte test met het prototype prothese is het niet mogelijk om een uitspraak te doen over de al dan niet meerwaarde van het prototype prothese.

# Conclusie en aanbevelingen

## Conclusie

De vraag die aan de basis van het onderzoek ligt luid;

*Hoe kunnen patiënten met wondheling problemen na een transfemorale- of knieexarticulatie amputatie, binnen de klinische revalidatie, weer staan en/of lopen op het aangedane been?*

Als antwoord op deze vraag is een prototype bovenbeen oefenprothese ontworpen en vervaardigd. Voorafgaand aan het ontwerp en vervaardiging van het prototype is er een literatuuronderzoek uitgevoerd. Er is binnen de wetenschappelijke literatuur gezocht naar de reeds bestaande oefenprothesen. Binnen de vakliteratuur en fabrikant gegevens is er onderzoek gedaan naar onderdelen en materialen voor het prototype. Aan de hand van de informatie verkregen door het literatuuronderzoek , overleg met het revalidatie centrum en adviseurs van OIM is een ontwerp ontstaan zoals deze in het verslag beschreven staat.

De oefenprothese voldoet, voor zo ver nu te beoordelen is, aan het pakket van eisen dat is opgesteld. Tijdens de test waarbij twee proefpersonen met de prothese gestaan en gelopen hebben kwamen geen grote problemen aan het licht. Wel moet hierbij worden opgemerkt dat de test is uitgevoerd met cliënten welke al langere tijd prothese gebruiker zijn en dus niet volledig te vergelijken met de beoogde gebruikers. Dit prototype kan als een goede basis dienen voor verdere ontwikkeling van een oefenprothese voor de klinische revalidatie.

## Aanbevelingen

Voor verdere ontwikkeling en gebruik van de oefenprothese gelden de volgende aanbevelingen.

Voor het prototype prothese is er één koker gemaakt. Voor definitief gebruik is ten eerste een linker en een rechter uitvoering nodig. De koker van het prototype is in inwendige omvang instelbaar over 12 cm. Dit gebeurd door het al dan niet plaatsen van de binnenkoker en het verstellen van de sluitbanden.

Voor het model van het prototype is gebruik gemaakt van gegevens uit het cliëntenbestand van OIM Hoogeveen. Dit cliëntenbestand bestaat uit mensen die reeds een prothese dragen en geeft daarmee geen correcte informatie met betrekking tot de benodigde omvangsmaten. De beoogde gebruikersgroep heeft vaak nog te maken met oedeemvorming en is er nog beperkt sprake van spieratrofie in de stomp.

In de verdere ontwikkeling zal onderzocht moeten worden welke omvangsmaten binnen het bereik van de oefenprothese moeten liggen. Ook zal er gekeken moeten worden hoe het stelbereik van de prothese vergroot kan worden. Enkele mogelijkheden hiervoor zijn het gebruik van meerder binnenkokers in één buitenkoker, indien mogelijk de patiënt een liner laten dragen of één of meerdere stompkousen. Aan de hand van die gegevens zal gekeken moeten worden hoeveel verschillende kokers er gemaakt moeten worden.

Tijdens de praktijk test kwam naar voren dat de sluitingen van de koker voor verbetering vatbaar zijn. Door het (krachtig) sluiten van de klittenbanden met passant verdraait de koker om de stomp. Bij verdere ontwikkeling zal er gekeken moeten worden naar andere mogelijkheden om de koker te sluiten.

Voor definitief gebruik zal de prothese getest en of berekend moeten worden op het maximaal toegestane gebruikers gewicht. Ook moet er gekeken worden naar de veilige gebruiksduur van de prothese met het oog op slijtage van de verschillende onderdelen en materiaal vermoeidheid.

Een uitgebreidere praktijk test is aanbevolen om het gebruiksgemak en de aanpassingsmogelijkheden verder te verbeteren.

Bij verdere productie zal er gekeken moeten worden naar de betaling van de oefenprothese en de rol van de zorgverzekeraar hierin. Navraag bij het college voor zorgverzekeringen leverde geen duidelijk antwoord. (Bijlage I)

De adapter (5R4) welke is gebruikt voor het prototype is niet meer leverbaar. Hiervoor zal een oplossing gezocht moeten worden bij verdere fabricage/ontwikkeling.

# Literatuur

Bogaerts, Y. (2009). *Prothesen onderste lidmaat.* Geel: Katholieke hogeschool Kempen

Budinski, K.G., Budinski, M.R. (1996). *Materiaalkunde voor technici.* Den Haag: Sdu Uitgevers bv.

Commissie Voorlichting van de Nederlandse Vereniging voor Heelkunde. (2008). *Amputatie van een arm of been.* Op 17 maart 2010 verkregen via <http://www.operatieinfo.nl/>

Deckers, J.H.M., & Beckers, D.M.L. (1996). *Ganganalyse en looptraining voor de paramidicus.* Houten: Bohn Stafleu Van Loghum.

Eneroth, M. (1999). *Factors affecting wound healing after major amputation for vascular*

*disease: a review*

Prosthetics and Orthotics International, 23(3), 195-208.

Geertzen J.H.B., & Rietman, J.S. (2008). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*. Utrecht: Lemma.

Geertzen J.H.B., Rietman, J.S., & Linde van der, H. (2007). *Amputatie en prothesiologie*. In J.H.B.M. Willems (ed.), Handboek Arbeid en Belastbaarheid aanvulling C6. Houten: Bohn Stafleu Van Loghum.

Gitter, A., Czerniecki, J.M., Meindes, M. (1997). *Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation*

Am J Physical Medicine and Rehabilitation, 76 (2), 114-121

Haneveld G.T. (1997). *Geneeswijzer.* *Verschijnselen, oorzaken, onderzoek en behandeling van de meest voorkomende aandoeningen.* (vertaling van John Hopkins Symptoms& Remedies) Laren: Wellness.

Jochems, A.A.F., & Joosten F.W.M.G. (2006). *Zakwoordenboek der Geneeskunde*. Doetichem: Elsevier Gezondheidszorg

Kap,B., & Kuipers, H. (2010). Een beenamputatie, medische informatie. Oorzaken, gevolgen,amputatieniveau en de periode vlak na de operatie. Utrecht: Revalidatiecentrum De Hoogstraat

Kitslaar, P., Lemson, M., Schreurs, C., & Bergs, H. (2007). *Klinische zorg rondom de vaatpatient.* Zeist: Bohn van Stafleu van logum.

Nederlandse Vereniging van Revalidatieartsen (VRA), Werkgroep Amputatie en Prothesiologie (WAP) (2010). *Kies een knie*

Op 15 maart 2010 verkregen via http://www.protheseassistent.nl/kieseenknietabel.html

Noordhout, de B.M., Pirnay, L., & Brogniez, A. de. (2004). *Early fitting of artificial limbs to amputated lower limbs.*

Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionelle, 104(4), 393-395.

Otto Bock. (2007). *Materialien für der Orthopädie-Techniek* Duderstadt: Otto Bock HealtCare GmbH

Otto Bock. (2009). Prothetik Untere Extremit*äten* Duderstadt: Otto Bock HealtCare GmbH

Parry, M. & Morrison, J.D. (1989). *Use of the Femurett adjustable prosthesis in the assessment and walking training of new above-knee amputees.*

Prosthetics and Orthotics International, 13, 36-38

Redhead R.G. (1983). *The early rehabilitation of lower limb amputees using a pneumatic walking*

*aid.* Prosthetics and Orthotics International, 7 ,88-90.

Ross van, E.R., Johnson, S., & Abbott, C.A. (2009). *Effects of early mobilization on unhealed dysvascular transtibial amputation stumps: a clinical trial.*

Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 90, 610-617.

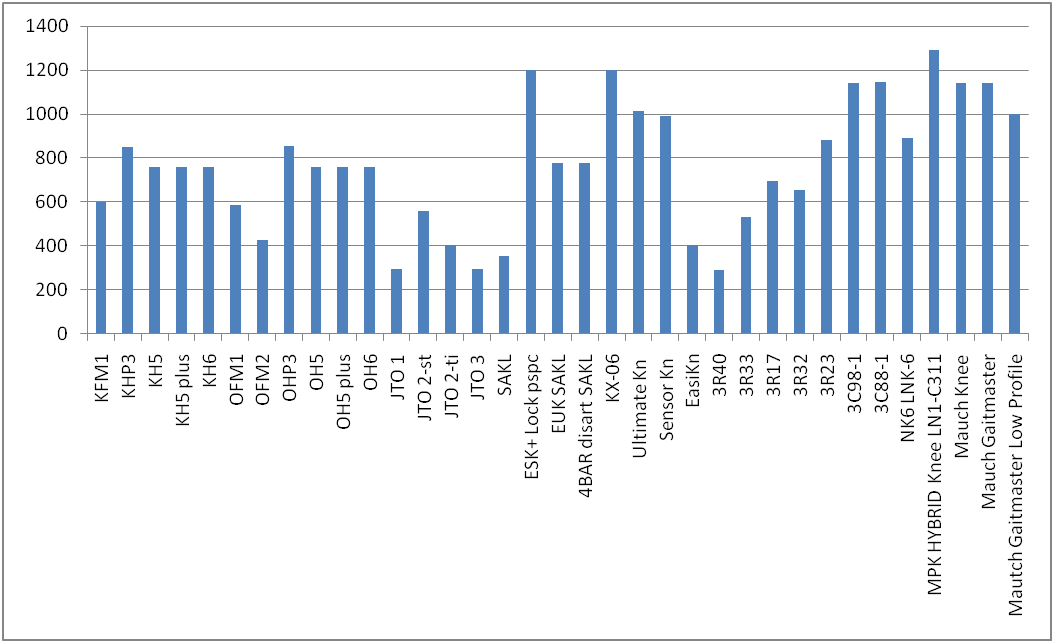
Scott, H., Condie, M.E., & Treweek, S.P. (2000). An evaluation of the Amputee Mobility Aid (AMA) early walking aid.

Prosthetics and Orthotics International, 24, 39-46

# Bijlage I Vergelijking vaststellingsknieën

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Eigen gewicht (gr.)** | **Max. gebruikersgewicht (kg.)** | **Type knie** | **Fabrikant** |
| 600 | 100 | KFM1 | Medipro |
| 850 | 100 | KHP3 | Medipro |
| 760 | 100 | KH5 | Medipro |
| 760 | 125 | KH5 plus | Medipro |
| 760 | 136 | KH6 | Medipro |
| 585 | 100 | OFM1 | Medipro |
| 425 | 100 | OFM2 | Medipro |
| 855 | 100 | OHP3 | Medipro |
| 760 | 100 | OH5 | Medipro |
| 760 | 125 | OH5 plus | Medipro |
| 760 | 136 | OH6 | Medipro |
| 295 | 85 | JTO 1 | Bauerfeind |
| 560 | 100 | JTO 2-st | Bauerfeind |
| 405 | 100 | JTO 2-ti | Bauerfeind |
| 295 | 100 | JTO 3 | Bauerfeind |
| 352 | 125 | SAKL | Bauerfeind |
| 1200 | 125 | ESK+ Lock pspc | Blatchford |
| 775 | 125 | EUK SAKL | Blatchford |
| 775 | 125 | 4BAR disart SAKL | Blatchford |
| 1200 | 145 | KX-06 | Blatchford |
| 1016 | 125 | Ultimate Kn | OhioWillowWood |
| 990 | 125 | Sensor Kn | OhioWillowWood |
| 403 | 100 | EasiKn | OhioWillowWood |
| 290 | 100 | 3R40 | OttoBock |
| 530 | 125 | 3R33 | OttoBock |
| 695 | 150 | 3R17 | OttoBock |
| 655 | 125 | 3R32 | OttoBock |
| 880 | 125 | 3R23 | OttoBock |
| 1143 | 125 | 3C98-1 | OttoBock |
| 1147 | 125 | 3C88-1 | OttoBock |
| 890 | 125 | NK6 LNK-6 | LothFabenim |
| 1290 | 125 | MPK HYBRID Knee LN1-C311 | LothFabenim |
| 1140 | 136 | Mauch Knee | Ossur |
| 1140 | 125 | Mauch Gaitmaster | Ossur |
| 1000 | 147 | Mautch Gaitmaster Low Profile | Ossur |

(Nederlandse Vereniging van Revalidatieartsen,2010. Bewerking van kies een knie tabel)

Grafiek gewicht van vaststellingsknieën

(Eigen grafiek, 2011. Uit gegevens van kies een knie tabel)

# Bijlage II Vergoedingsregeling prothesen

Protheses vallen onder het begrip 'Uitwendige hulpmiddelen ter volledige of gedeeltelijke vervanging van anatomische eigenschappen van onderdelen van het menselijk lichaam of bedekking daarvan'

Artikel 2.8 van de Raad voor de Volksgezondheid en Zorg luidt als volgt:

1. Hulpmiddelen als bedoeld in artikel 2.6, onderdeel a, omvatten

a. Hulpmiddelen ter volledige of gedeeltelijke vervanging van:

1º. de onderste en bovenste extremiteiten, inclusief oplaadinrichting en batterijen indien het gaat om hulpmiddelen met een energievoorziening;

In artikel 2.8 van de Regeling zorgverzekering zijn dus de hulpmiddelen ter vervanging van anatomische eigenschappen opgenomen, de prothesen. Het betreft onder andere de prothesen voor de ledematen (arm, hand, been en voet) inclusief het proximale deel (schouder, heup en bekken).

Een verzekerde dient redelijkerwijs te zijn aangewezen op een bepaald type prothese. Hierbij spelen de individuele omstandigheden van de persoon - het activiteitenniveau en de deelname aan het maatschappelijk verkeer - een belangrijke rol. De individuele omstandigheden geven de doorslag bij de beoordeling of een verzekerde redelijkerwijs is aangewezen op een prothese in speciale uitvoering (bijvoorbeeld een badprothese of een prothese met microprocessor gestuurd gewricht). Bij een aanvraag dient de vraag te worden beantwoord of een bepaald type prothese - gezien de zorgbehoefte van de verzekerde - een adequate voorziening is.

De mogelijkheid bestaat om een reserve-exemplaar van een prothese te verstrekken of te vergoeden, indien dit redelijkerwijs is aangewezen. Een reserve-exemplaar kan redelijkerwijs zijn aangewezen, als de verzekerde zonder dit hulpmiddel ernstig belemmerd wordt in zijn normale bezigheden en het te verwachten is dat verzekerde zijn voorziening regelmatig gedurende geruime tijd zal moeten missen in verband met noodzakelijk onderhoud of reparatie.

Artikel 2.8, eerste lid, onderdeel a, subonderdeel 1º van de Regeling zorgverzekering: hulpmiddelen ter volledige of gedeeltelijke vervanging van de onderste of bovenste extremiteit (incl. toebehoren): in geval van prothesen voor de onderste of bovenste extremiteit kan sprake zijn van niet-bekrachtigde prothesen en prothesen in bekrachtigde uitvoering. Deze laatste prothesen worden onderverdeeld in prothesen met aansturing door lichaamsbekrachtiging, aansturing door middel van een externe krachtbron (zoals de myo-elektrische handprothese) of een combinatie van beide mogelijkheden (hybride). Als typen prothesen zijn te onderscheiden: voorlopige, definitieve en cosmetische prothesen. De algemeen gangbare hulp- en aanzetstukken maken deel uit van een armprothese en ook een stompkous of liner maakt in veel gevallen deel uit van de prothesevoorziening.

Samengevat: een bovenbeenprothese valt onder de basisverzekering indien de verzekerde hierop redelijkerwijs is aangewezen. De beoordeling of een verzekerde redelijkerwijs hierop is aangewezen wordt gedaan door de zorgverzekeraar.