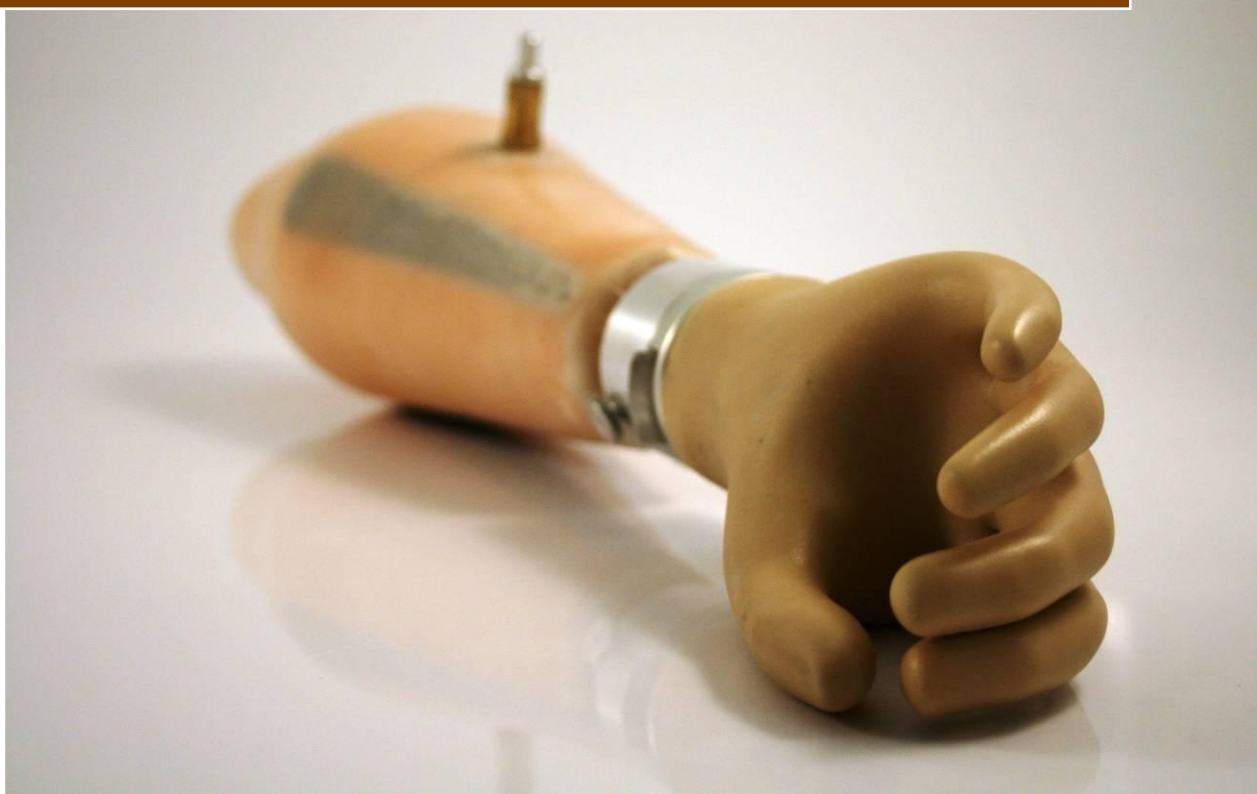


# 2011

## De Pasprothese



**Kas Peters**  
**Patrick Dekker**

07005989  
07013124

# Afstudeerverslag

## Kas Peters en Patrick Dekker

### *“De Pasprothese”*

Afstudeerperiode:  
Afstudeer Adres:  
Afstudeer begeleider:  
Externe begeleider:

Maart 2011 – Juli 2011  
Orthopedietechniek “De Hoogstraat”, Utrecht  
A. Lagerberg  
E. Tieben

### Voorwoord

Dit verslag is geschreven in het kader van onze afstudeerperiode bij de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Bij de afdeling revalidatietechniek van De Hoogstraat te Utrecht, hebben wij gedurende 14 weken de gelegenheid gekregen om te werken aan onze afstudeeropdracht.

Het onderzoek dat wij hebben gedaan, het ontwerpproces dat wij hebben doorlopen om tot een ontwerp van een multipasbare pasprothese te komen en het uiteindelijke ontwerp zijn in dit verslag beschreven. Dit verslag is geschreven voor onze afstudeerbegeleiders, externe begeleiders, medestudenten en overige mensen die geïnteresseerd zijn in het ontwerp van de pasprothese.

Graag willen wij onze afstudeerbegeleider, vanuit de opleiding, Aad Lagerberg bedanken voor de sturing en begeleiding. We bedanken Ellen Tieben voor de begeleiding vanuit De Hoogstraat. Tevens dank aan Femke de Backer-Bes, Rob van Denderen, Nico Kamp en Mary-Louise Vestjens voor hun vakkundige bijdrage. Wij hopen met dit verslag duidelijk uiteen te zetten hoe we tot bepaalde keuzes zijn gekomen en hoe daardoor het uiteindelijke product tot stand is gekomen.

Patrick Dekker en Kas Peters

Den Haag, juni 2011

## Inhoudsopgave

|        |                                                  |    |
|--------|--------------------------------------------------|----|
| 1.     | Inleiding .....                                  | 7  |
| 2.     | Analyse.....                                     | 8  |
| 2.1.   | Doelgroep .....                                  | 8  |
| 2.1.1. | Amputaties .....                                 | 8  |
| 2.1.2. | Congenitale reductiedefecten .....               | 9  |
| 2.2.   | Waarom en wanneer een prothese .....             | 10 |
| 2.3.   | Het gebruik van de toekomstige pasprothese ..... | 10 |
| 2.4.   | Marktonderzoek.....                              | 11 |
| 2.4.1. | Interim prothesen .....                          | 11 |
| 2.4.2. | Prothese simulator .....                         | 12 |
| 2.4.3. | Definitieve prothesen.....                       | 12 |
| 2.5.   | Fitting.....                                     | 14 |
| 2.6.   | Prothese productieproces .....                   | 14 |
| 2.7.   | Uiterlijk pasprothese .....                      | 15 |
| 2.8.   | Antropometrie.....                               | 16 |
| 2.8.1. | Arm omtrek .....                                 | 16 |
| 2.8.2. | Onderarm lengte .....                            | 17 |
| 2.8.3. | Hand maat .....                                  | 18 |
| 2.8.4. | Verschillende maten proef prothesen .....        | 18 |
| 2.9.   | Krachten op prothese.....                        | 19 |
| 2.9.1. | Buitenkoker .....                                | 19 |
| 2.9.2. | Pasvorm .....                                    | 19 |
| 2.9.3. | Afschuiven .....                                 | 21 |
| 2.10.  | Eisen .....                                      | 21 |
| 3.     | Ontwerpfase .....                                | 22 |
| 3.1.   | Het verkrijgen van de pasvorm .....              | 22 |
| 3.1.1. | Vacuüm I.....                                    | 22 |
| 3.1.2. | Vacuüm II.....                                   | 23 |
| 3.1.3. | Opblaasbare componenten.....                     | 23 |
| 3.1.4. | Spalk met bandjes .....                          | 23 |
| 3.1.5. | Schalen met bandjes .....                        | 24 |
| 3.1.6. | Thermoplastische koker .....                     | 24 |
| 3.1.7. | Vormbaar materiaal met fase verandering .....    | 24 |
| 3.2.   | Het koppelen van de hand aan de prothese .....   | 25 |
| 3.2.1. | Originele koppelingen .....                      | 25 |
| 3.2.2. | Conische koppeling.....                          | 25 |
| 3.2.3. | Slangklem .....                                  | 26 |
| 3.2.4. | Clip .....                                       | 26 |
| 3.2.5. | Borg-boutje.....                                 | 26 |
| 3.2.6. | Schroefdraad .....                               | 26 |
| 3.2.7. | Borgpen-koppeling .....                          | 26 |
| 3.3.   | Het lichaamsbekrachtigde systeem.....            | 27 |
| 3.4.   | Het myo-elektrische systeem .....                | 27 |
| 3.4.1. | Schakelschema .....                              | 27 |
| 3.4.2. | Accu plaatsing.....                              | 27 |
| 3.4.3. | Het verloop van de snoertjes .....               | 28 |
| 3.4.4. | Plaatsing van de elektroden .....                | 28 |
| 3.5.   | Het opvangen van trekkrachten.....               | 28 |
| 3.5.1. | Binnenkoker .....                                | 28 |

|        |                                                |    |
|--------|------------------------------------------------|----|
| 3.5.2. | Beugel .....                                   | 28 |
| 3.5.3. | Sleeve .....                                   | 29 |
| 3.6.   | Het verkrijgen van stijfheid van de koker..... | 29 |
| 3.6.1. | Harde buitenkoker.....                         | 29 |
| 3.6.2. | Spalkjes.....                                  | 29 |
| 3.6.3. | Liner met staaf.....                           | 29 |
| 3.7.   | Werkingsprincipes pasvorm bewijzen.....        | 30 |
| 3.7.1. | Vacuüm I.....                                  | 30 |
| 3.7.2. | Vacuüm II.....                                 | 31 |
| 3.8.   | Het concept .....                              | 33 |
| 4.     | Detaillering .....                             | 34 |
| 4.1.   | Vulling.....                                   | 34 |
| 4.2.   | Koker.....                                     | 34 |
| 4.3.   | Spalk .....                                    | 35 |
| 4.4.   | Gietring.....                                  | 35 |
| 4.5.   | Beugel.....                                    | 35 |
| 4.6.   | Verloop.....                                   | 35 |
| 4.7.   | Adapter.....                                   | 35 |
| 4.8.   | Ventiel .....                                  | 36 |
| 4.9.   | Aansturing van de hand.....                    | 36 |
| 4.9.1. | Lichaamsbekrachtigd.....                       | 36 |
| 4.9.2. | Myo-elektrisch.....                            | 36 |
| 4.10.  | Hulpmiddelen .....                             | 36 |
| 4.11.  | Het eindontwerp .....                          | 37 |
| 5.     | Vervaardiging.....                             | 38 |
| 6.     | Testfase.....                                  | 39 |
| 6.1.   | Technische componenten .....                   | 39 |
| 6.1.1. | Giethulpmiddel.....                            | 39 |
| 6.1.2. | Pashulpmiddel .....                            | 39 |
| 6.1.3. | Materiaal koker .....                          | 39 |
| 6.1.4. | Verstevingen.....                              | 39 |
| 6.1.5. | Ventiel .....                                  | 40 |
| 6.1.6. | Adapter.....                                   | 40 |
| 6.1.7. | Gewicht.....                                   | 40 |
| 6.2.   | Gebruikers onderzoek .....                     | 40 |
| 6.2.1. | Methode.....                                   | 40 |
| 6.2.2. | Resultaten.....                                | 40 |
| 6.3.   | Reactie van de therapeuten .....               | 41 |
| 7.     | Conclusie en aanbevelingen .....               | 42 |
|        | Literatuurlijst .....                          | 44 |
|        | Bijlage .....                                  | 45 |

## Samenvatting

Dit rapport behandelt het proces van het ontwikkelen van een pasprothese, met als doel een beeld en onderbouwing te geven van het tot stand komen van het eindproduct.

De achtereenvolgende hoofdstukken van de analyse gaan in op een groot aantal voor de pasprothese relevante aspecten als:

- De beschrijving van de problematiek van de doelgroep en waarom men voor een prothese kiest;
- De functie van de te ontwerpen pas prothese;
- Een marktonderzoek waarin gekeken wordt of een dergelijk product al op de markt is, of dat er vergelijkbare producten zijn met werkingsprincipes die interessant kunnen zijn voor het eindproduct;
- De huidige productie van de prothesen en de bijbehorende technieken;
- Het belang van het cosmetisch aspect;
- De antropometrie van de doelgroep en berekening van ontbrekende data;
- Optredende krachten in een prothese en op de stomp tijdens belasting.

In de daarop volgende ontwerpfase worden de volgende deelproblemen met mogelijke oplossingen besproken:

- Hoe is de pasvorm te verkrijgen;
- Op welke manier het mogelijk is het lichaamsbekrachtigde systeem te integreren;
- Op welke manier het mogelijk is het myo-elektrische systeem te integreren;
- Hoe de trekkracht bij een conische stomp op te vangen is;
- Hoe ervoor gezorgd kan worden dat de prothese stijf genoeg is.

Aan het eind van de ontwerpfase wordt een concept gevormd. Dit concept wordt in het volgende hoofdstuk uitgewerkt. In deze detaillering is er voor de volgende oplossingen gekozen:

- Een vulling van polystyreen korrels voor het verkrijgen van de pasvorm;
- Een koker vervaardigd uit een samenstelling van silicone en tricot;
- Koolstof spalken voor extra sterkte;
- Een pen-borg systeem om de adapters te bevestigen;
- Een ventiel met terugslagklep voor automatische sluiting.

Een vervaardigingsfase volgt hierop. Hierin wordt beschreven hoe de onderdelen vervaardigd zijn. In de test fase wordt het prototype uitgebreid getest. Allereerst wordt de prothese, in een proefopstelling, op zijn werking getest. Vervolgens met patiënten en therapeuten. De volgende resultaten zijn het gevolg:

- Op een aantal kleinigheden na, werkt het prototype naar behoren;
- De pasprothese evenaart niet exact het gevoel van een definitieve prothese. Het gevoel is wel vergelijkbaar en wordt niet als onprettig ervaren;
- Het aantal handelingen om de prothese aan te krijgen wordt als veel ervaren;
- Het gewicht blijkt vergelijkbaar met een definitieve prothese;
- Het uiterlijk van de pasprothese is niet perfect maar verschillen worden geaccepteerd.

Al met al is er een product vervaardigd dat aan de vraag voldoet. Een product dat, na productie van de verschillende maten, zeer zeker een goede aanvulling zal zijn voor de bestaande prothese voorlichtingen.

## 1. Inleiding

Jaarlijks worden er ongeveer 70 kinderen geboren met een reductiedefect aan de armen. Daarnaast zijn er kinderen die hun arm verliezen door een traumatisch ongeval. Met de huidige orthopedische technieken is het mogelijk om een cosmetisch mooie en zeer functionele prothese aan te meten. Lang niet alle kinderen kiezen ervoor een prothese te gebruiken. De vraag is echter waarop deze keuze is gebaseerd. Het ervaren van de voor en nadelen van een prothese en het besluit om er wel of niet gebruik van te maken is onder de huidige omstandigheden dus niet goed mogelijk. Dit maakt dat er regelmatig een prothese wordt verstrekt die uiteindelijk toch slecht bevalt en niet of nauwelijks gebruikt wordt.

Ook bij Revalidatiecentrum “De Hoogstraat” te Utrecht heeft men te maken met jonge revalidanten. In de hand- en armwerkgroep worden kinderen gezien met arm amputaties of reductie defecten. Juist zo’n groep jonge patiënten zal baat hebben bij het ervaren van een prothese voordat deze werkelijk aangemeten wordt. Daarom is het van belang dat er een pasprothese ontwikkeld wordt welke een beleving zal geven die gelijk is aan die van de uiteindelijke op maat vervaardigde prothese.

De doelstelling van deze afstudeeropdracht is het ontwikkelen van een myo-elektrische en een lichaamsbekrachtigde (middels schouderbandage) instelbare pasprothese, voor kinderen met een congenitaal reductiedefect aan de hand/arm of een traumatische armamputatie, die gebruikt kan worden tijdens de prothesevoorlichting.

Om een pasprothese te ontwikkelen die zo veel mogelijk de juiste beleving geeft van een op maat gemaakte prothese, worden verschillende stappen doorlopen. Deze stappen zijn allen terug te vinden in dit verslag. Door te beginnen met een uitgebreide analyse zal duidelijk worden wat de aandachtspunten zijn om tot een goed product te komen. Wie is de gebruiker? Wat zijn bestaande oplossingen? En wat gaat de pasprothese te verduren krijgen? Dat zijn enkele vragen die in de analyse beantwoord worden.

In het tweede deel van het verslag wordt de ontwerpfase besproken. Verschillende oplossingen voor zeer uiteenlopende deelproblemen zullen de revue passeren. Hoe wordt de prothese aan de hand bevestigd? Hoe wordt de pasvorm verkregen? Hoe wordt er een koppeling gemaakt met de prothesehand? De meest geschikte oplossingen tezamen zullen resulteren in een uiteindelijk ontwerp. Dit ontwerp zal in detail uitgewerkt worden in het hoofdstuk dat hierop volgt.

Het ontwerp is vervaardigd, waarna de pasprothese uitvoerig zal worden getest. Door de pasprothese te laten testen door ervaren prothesegebruikers, kan een goede feedback verkregen worden over het product. Hieruit zal blijken of er eventueel aanpassingen gedaan moeten worden aan het ontwerp en of het systeem werkelijk bruikbaar is tijdens de prothesevoorlichting.

## 2. Analyse

In de analysefase wordt dieper ingegaan op de verschillende facetten van de opdracht en de probleemstelling. Zo wordt onder andere de doelgroep gespecificeerd en uitgewerkt en een marktonderzoek wijst uit wat er reeds op de markt is. Uit een krachtenanalyse moet blijken hoe sterk het geheel moet zijn. Aan de hand van de analyse kan een lijst van eisen en wensen worden gevormd, welke de basis vormt voor de ontwerpfase.

### 2.1. Doelgroep

Om een ontwerp tot een succes te maken moet het goed aansluiten bij de doelgroep waarvoor het product gemaakt wordt. In dit geval wordt de multipasbare proefprothese ontwikkeld voor kinderen van twee tot achttien jaar met een onderarm amputatie of een reductie defect.

Bij kinderen in de lage leeftijdsgroepen komen nog relatief weinig amputaties voor. Hoe ouder het kind wordt, hoe vaker amputaties voorkomen. Reductie-defecten blijven echter frequenter voorkomen dan amputaties.

#### 2.1.1. Amputaties

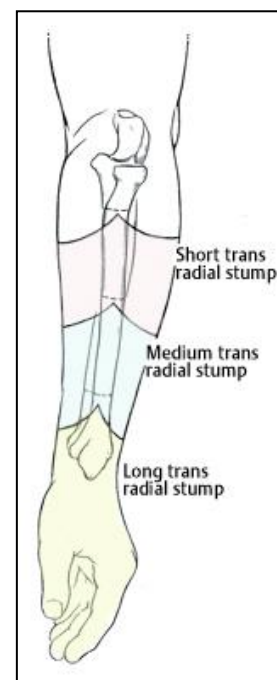
De redenen om een amputatie voor te stellen kunnen verschillend zijn. Toch komen ze in feite allemaal op hetzelfde neer: er is meestal sprake van dusdanige weefschade (beschadiging en/of versterf), dat het niet amputeren (ernstige) gevolgen heeft voor het verdere leven. Deze weefschade kan verschillende oorzaken hebben. Drie veelvoorkomende oorzaken zijn:

- letsel verkregen door een traumatisch ongeval;
- problematiek met de circulatie in het lichaamsdeel waardoor weefselsterfte optreedt;
- De groei van bottumoren die geremd wordt door amputatie.

Als er gekeken wordt naar amputaties aan de onderarm kan er grofweg onderscheid gemaakt worden tussen twee verschillende plaatsen van amputatie:

- Transradiale amputatie;
- Pols exarticulatie.

Een transradiale amputatie is een amputatie van de arm tussen het art. cubiti en het art. radiocarpeae. De lengte van de ulna en radius wordt hierbij lang mogelijk gehouden en op gelijke hoogte afgekort. Indien mogelijk moet myodesee (het aan elkaar hechten van spierweefsel) en myoplastiek (het vastmaken van de spieren aan het bot) worden toegepast. Dit wordt gedaan om een beter beschermde stomp te krijgen. Ook bevordert dit de bloedsomloop in het uiteinde van de stomp.



Afbeelding 2.1 ZO

De stomp wordt zo lang mogelijk gehouden. Dit is gunstig omdat:

- Hierdoor een groter gebied ontstaat om krachten van buitenaf op te vangen.
- De pro- en supinatie mogelijkheid van de stomp afhankelijk te zijn van de lengte hiervan.
- De prothese aan de ventrale zijde hierdoor opener kan zijn. Dit komt de flexie mogelijkheden ten goede.

Een lange stomp heeft echter ook een nadeel. Als de patiënt gebruik wil maken van een myoelektrische prothese zal een lange stomp in de koker weinig ruimte overlaten voor het mechanische deel van de prothese. Zo moet er bijvoorbeeld rekening gehouden worden met het plaatsen van een accu.

Als de ulna en radius bij de amputatie intact worden gelaten en de hand geamputeerd wordt vanaf het proximale deel van de pols, is er sprake van een exarticulatie; het amputeren door het gewricht heen. Dit betekent dat de onderarm over de volledige lengte nog kan worden benut tijdens de krachtlevering en het meeste spierweefsel behouden kunnen worden behouden. De distale delen van de ulna en radius zullen echter zorgen voor een verdikking aan het uiteinde van de stomp, dit kan nadelig zijn voor de lossende vorm van de stomp. De binnenkoker van een prothese zal hierachter blijven hangen.

### 2.1.2. Congenitale reductiedefecten

Aangeboren afwijkingen waarbij een gedeelte van een arm of een been ontbreekt of onvolledig tot ontwikkeling is gekomen, worden congenitale reductiedefecten genoemd. Deze reductiedefecten komen ongeveer 0.5 op 1000 levendgeborenen voor. Er is een grote variatie in ernst van de afwijkingen en de uitingsvorm. Reductiedefecten aan de armen komen twee maal zo frequent voor als aan de benen. Voor de Nederlandse populatie betekent dit, dat er per jaar ongeveer 70 kinderen met een reductiedefect aan de armen wordt geboren<sup>6</sup>.

Reductiedefecten zijn in de meeste gevallen niet erfelijk. Wel kunnen reductiedefecten een symptoom zijn van een uitgebreider syndroom. Daarom worden bijna alle kinderen die ter wereld komen met ontbrekende delen van ledematen doorverwezen naar een klinische geneticus (erfelijkheidsdeskundige). In ongeveer 5 procent is een reductiedefect van de hand onderdeel van een syndroom. Soms kunnen congenitale reductiedefecten ontstaan als de moeder in de zwangerschap bepaalde geneesmiddelen gebruikt heeft, zoals softenon (thalidomide).



Afbeelding 2.2

De orthopedisch chirurg bekijkt of een operatie nodig is. Bij de behandeling van congenitale reductiedefecten van de armen opereert men alleen wanneer men denkt dat de functie van de arm/hand door standsverandering kan worden verbeterd. Staat een hand bijvoorbeeld zo gedraaid dat de positie ongunstig is om eten naar de mond te brengen of om persoonlijke hygiëne te betrachten, dan kan het bot in de arm doorgezaagd worden en de arm en hand gedraaid worden om het in optimaal functionerende positie weer vast te laten groeien.

De ergotherapeut kijkt samen met de revalidatietechnicus of orthopedisch instrumentmaker of een hulpmiddel of prothese nodig is. Wanneer de stomp relatief lang is en wanneer er nog vingerfunctie is, kunnen hulpmiddelen voor specifieke handelingen voldoende zijn. Bij een korte stomp is het ook mogelijk om gebruik te maken van hulpmiddelen. Maar wanneer de stomp erg kort is en er geen vingers aanwezig zijn komt de patiënt in aanmerking voor een prothese<sup>8</sup>.

Het classificatiesysteem van de International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO) onderscheidt twee soorten defecten: transversale en longitudinale. Bij een transversaal defect is de extremititeit normaal ontwikkeld, tot aan de plaats waar het lichaamsdeel ophoudt. De grens bevindt zich dus in een vlak dat dwars op de lengteas van de extremititeit ligt. Bij een longitudinaal defect bevindt deze grens zich voor een deel dwars en voor een deel parallel aan de lengteas van de arm. Kinderen met een transversale aandoening van de onderarm missen meestal één hand en vaak tweederde deel van de onderarm. De arm is meestal rond en kan kleine rudimentaire vingerknopjes bevatten. Tijdens de groei van het kind blijft de verhouding tussen de lengte van de aangedane en de gezonde arm gelijk, zodat het absolute verschil tussen de armen toeneemt.

Tijdens de zuigelingenfase ontstaat er spontaan een goede integratie tussen de kortere en de normale arm. Het gevoel in de stomp ontwikkelt zich even goed als in de vingertoppen van de normale hand. De meeste handelingen worden met de normale arm gedaan. De kortere arm wordt daarbij, indien nodig, ingeschakeld als ondersteuning. Dit eenhandig functioneren veroorzaakt een asymmetrische werkhouding, waardoor tijdens de groei een kleine afwijking, met een lichte schouderhoogstand aan de aangedane zijde, kan ontstaan. Het gebruik van een prothese of hulpmiddel kan het gemis van bimanueel grijpen compenseren en een symmetrische werkhouding bewerkstelligen<sup>6</sup>.

## 2.2. Waarom en wanneer een prothese

Prothesen worden zowel om functionele als om cosmetische redenen gebruikt. De reden om een prothese te dragen wisselt per kind en lijkt sterk afhankelijk te zijn van de houding van de ouders en van anderen in de directe omgeving van het kind. Sommige kinderen dragen de prothese de hele dag, andere een paar uur per dag en voor specifieke activiteiten. Weer andere kinderen zijn er daarentegen onhandig mee en voelen zich beperkt door een prothese. Wanneer het kind ouder wordt, worden cosmetische redenen belangrijker.

Het tijdstip waarop bij kinderen de eerste prothese moet worden versterkt is omstreden. Voorstanders voor het verstrekken van een prothese in het eerste levensjaar wijzen op de voordelen van een spontane integratie van het gebruik van de prothese tijdens de vroege ontwikkeling van het kind en op de grotere kans op acceptatie van de prothese op latere leeftijd. Nadelen zijn het extra gewicht van de prothese, geremd worden bij het spontaan bewegen en de verminderde tastzin bij het manipuleren.

Wanneer gekozen wordt voor een prothese kan deze op verantwoorde wijze worden aangemeten. Hierna volgt een instructie en training. Na de instructie kan, onder begeleiding van de ouders, het prothesegebruik met succes verder thuis worden aangeleerd. Regelmatig moet het gebruik worden geëvalueerd en moet worden gekeken of de prothese nog goed past en technisch nog in orde is<sup>6</sup>.

## 2.3. Het gebruik van de toekomstige pasprothese

Om de keuze voor een prothese makkelijker te maken, is er de prothese voorlichting. De toekomstige pasprothese wordt gebruikt tijdens deze prothesevoorlichting. De huidige prothesevoorlichting is te verdelen in twee delen. Zo is er de algemene- en de specifieke prothesevoorlichting. De algemene voorlichting is gericht op het tonen van de mogelijkheden met prothesen. Op basis van deze voorlichting wordt het voor de patiënt duidelijk welke prothese geschikt is voor hem/haar. Bij jonge kinderen gaat het vaak vooral om het voorlichten van de ouders.

Pas na de beslissing of een prothese een zinvolle aanvulling is voor een patiënt, wordt een specifiekere voorlichting gegeven. Hierbij wordt verder ingegaan op de verschillende mogelijkheden die geschikt zijn voor de patiënt. Ook de wensen van de patiënt spelen een belangrijke rol. Zo kan er door de patiënt gekozen worden voor een functionele haak wanneer het cosmetisch aspect voor hem/haar geen rol speelt. Aan de andere kant zijn er patiënten die enkel om cosmetische redenen een prothese aangemeten willen krijgen. Zij kiezen dan voor een cosmetische prothese.

Tijdens deze specifiekere voorlichting zal er gebruik gemaakt worden van de pasprothese. Het werkelijk dragen van een prothese zal de gebruiker meer vertellen dan welke voorlichtingsfilm dan ook. Vooral het gebruik van de myo-elektrische techniek zal een waardevolle aanvulling zijn tijdens deze voorlichting. Als het gebruik van de pasprothese in de bestaande voorlichtingstijd plaatsvindt, rest er ongeveer 30 minuten voor het gebruik. Deze tijd kan opgesplitst worden in 15 minuten gebruiksklaar maken van de pasprothese en 15 minuten het doen van oefeningen.

## 2.4. Marktonderzoek

Het te ontwerpen product is innovatief, iets dergelijks is nog niet te verkrijgen op de markt. Daarom wordt er een marktonderzoek gedaan, waarin gekeken wordt naar producten die een vergelijkbare functie hebben of die gebruik maken van een techniek die mogelijk interessant is voor het eindproduct. Het marktonderzoek wordt verdeeld in twee delen. Als eerst is er gekeken naar interim prothesen; prothesen die tijdelijk worden gebruikt. Daarnaast wordt er gekeken naar bestaande, permanente prothesen, zowel myo-elektrische als lichaamsbekerachtige.

### 2.4.1. Interim prothesen

Na een onder- dan wel bovenbeen amputatie is het voor de patiënt van groot belang snel te gaan revalideren. De tijdige druk op de stomp en een vroege mobilisatie van het been zijn van grote invloed op de kwaliteit en de snelheid van de revalidatie. Het snel beginnen van het lopen met een prothese is ook gunstig voor de gewenning van de patiënt. Op het gebied van tijdelijke beenprothesen zijn er dan ook een aantal technieken. Deze prothesen worden 'interim prothesen' genoemd. De Saarbrücker Frühversorgungsprothese<sup>4</sup> (Afbeelding 2.3) maakt gebruik van een ruime buitenkoker. Deze is in verschillende standaard maten verkrijgbaar. Aan de onderkant van de koker kan een onderbeen naar keuze worden gemonteerd. De pasvorm of 'binnenkoker' wordt verkregen door een opblaasbare mantel die om de stomp gaat. Wanneer de stomp met mantel in de koker is gestopt wordt de mantel onder druk gezet. Op deze manier wordt de pasvorm van de stomp gekoppeld aan de buitenkoker. De onderdelen van deze prothese zijn geheel herbruikbaar.



Afbeelding 2.3



Afbeelding 2.4

De Halmstad-Interim-beenprothese<sup>4</sup> (Afbeelding 2.4) maakt gebruik van een thermoplastische koker. Deze wordt warm gemaakt en met behulp van een drukverband om de stomp gevormd. Hierdoor wordt pasvorm verkregen. Aan de onderkant van deze thermoplastische koker wordt een onderbeen naar keuze gemonteerd. Dit systeem maakt geen gebruik van een binnen én buiten koker. Voor het comfort wordt een stompkous over de stomp getrokken. Deze koker is echter slechts eenmalig te gebruiken. Het onderwerk is wel te hergebruiken.



Afbeelding 2.5

De interim prothese van Tillmann Beuscher<sup>5</sup> (Afbeelding 2.5) is zo ontworpen om gebruikt te worden in oorlogsgebieden. Hij is goedkoop te produceren en kan snel aangemeten worden. Met behulp van een thermoplastische binnenkoker wordt de pasvorm gerealiseerd. De buitenkoker is aanpasbaar zodat deze goed op de binnenkoker aansluit. Omdat de buitenkoker aanpasbaar is, kan deze worden hergebruikt. De binnenkoker is slechts herbruikbaar wanneer de nieuwe stomp veel op de oude lijkt.

Een andere techniek wordt in afbeelding 2.6 weergegeven. Een koker bestaande uit verschillende delen die ten opzichte van elkaar kunnen bewegen. Met behulp van banden worden de delen om de stomp gevormd. Om het geheel comfortabeler te maken wordt er een stompkous gebruikt. Deze prothese is goed herbruikbaar. De aanpasbaarheid is echter beperkt. Er zullen daarom veel standaard maten beschikbaar moeten zijn.



Afbeelding 2.6

#### 2.4.2. Prothese simulator

Hoewel uit onderzoek blijkt dat het ook voor onderarm amputaties zeer nuttig is om tijdig te beginnen met een prothese<sup>7</sup> zijn interim prothesen voor de onderarm niet op de markt. Er is dus geen mogelijkheid om de tijd te overbruggen met een tijdelijke prothese tot de definitieve prothese klaar is.

Een ander voorbeeld van een pasprothese is weergegeven in afbeelding 2.7. Dit is een prothese die gepast kan worden bij mensen met een gezonde arm. Deze is ontwikkeld bij het UMCG en wordt gebruik om onderzoek te doen naar myo-elektrische aansturing. De pasvorm wordt gerealiseerd door een aantal verstelbare banden die op een spalk zijn bevestigd. Deze prothese zorgt voor een verlenging van de gezonde arm.



Afbeelding 2.7

#### 2.4.3. Definitieve prothesen

Omdat er gestreefd wordt naar een pasprothese die zo veel mogelijk lijkt op de uiteindelijk prothese die voor de patiënt wordt gemaakt, wordt er ook gekeken naar bestaande onderarm prothesen. Door productietechnieken en/of uiterlijke kenmerken van de uiteindelijke prothesen over te nemen zal een zo realistisch mogelijk beeld ontstaan. Bij transversale reductiedefecten van de onderarm kan er ter compensatie van de armlengte en de grijpfunctie gebruik worden gemaakt van verschillende typen prothesen. Grofweg kunnen er drie verschillende prothesen worden onderscheiden: De cosmetische, myo-elektrische en lichaamsbekrachtigde prothese. Een ander onderdeel waarop prothesen van elkaar kunnen verschillen is de manier van het verkrijgen van de pasvorm. Ook hier wordt aandacht aan besteed.

##### Cosmetische prothesen

De armlengte is eenvoudig te compenseren door een prothese met een kunsthand zonder actieve grijpfunctie. Het voordeel van deze prothese is dat deze licht van gewicht, weinig kwetsbaar en gemakkelijk in gebruik is. Een voorbeeld van een dergelijke prothese is de prothese met een "Pink II"-hand, zoals weergegeven op afbeelding 2.8.



Afbeelding 2.8

##### Prothesen met grijpfunctie

De functie van de prothese kan worden uitgebreid door gebruik te maken van een prothesehaak of -hand, die door het kind zelf kan worden geopend. De prothesehaak (afbeelding 2.9) is bij uitstek geschikt om voorwerpen te pakken en vast te houden, omdat het vast te pakken voorwerp goed te zien is. Bovendien is een haak stevig en gemakkelijk schoon te maken. In tegenstelling tot de enkel functionele haak zijn er ook prothesehand met grijpfunctie. Deze zien er een stuk natuurlijker uit. Deze prothesehand heeft echter minder goede fixatiemogelijkheden dan een haak, omdat tijdens het grijpen het voorwerp niet goed te zien is en er



Afbeelding 2.9

meer energie nodig is voor het openen van de hand. Bij intensief gebruik wordt de handschoen relatief snel vies.

### Lichaamsbekrachtigde prothesen

De energie om de prothesehaak of –hand te openen, kan geleverd worden door een beweging in het art. cubiti van de korte arm door middel van elleboogbesturing (WILMER ellebooggestuurde prothese, afbeelding 2.10). Ook kan deze aangestuurd worden door het art. humeri aan de andere zijde van het lichaam, door middel van een schouderbandage. Omdat bij beide prothesetypen de persoon zelf de



energie levert, worden het lichaamsbekrachtigde prothesen genoemd. Deze prothesen hebben als voordeel dat het openen van de haak of hand snel gaat en dat er een directe feedback is op de openingspositie tijdens het grijpen.

Afbeelding 2.10

Het lichaamsbekrachtigde principe is een robuust en trefzeker systeem. Het werkt op eigen lichaamskracht en kan daardoor goed gedoseerd worden. Er is niet alleen terugkoppeling door naar de prothese te kijken, maar ook door de spanning op de kabel. Door een eenvoudig mechanisch systeem is de kans op defecten erg klein. Tevens hoeft er geen accu in de prothese verwerkt te worden, waardoor de prothese relatief licht is.

Het nadeel van een dergelijke prothese is dat er ten alle tijde een bandage gedragen moet worden. Deze bandage kan zorgen voor huidirritatie. Bij strakke kleding zijn de bandage en kabel zichtbaar. Ook de maximale knijpkracht is beperkt. In veel gevallen sluit de hand door een veer en kan actief worden geopend. De knijpkracht zal daardoor altijd beperkt worden door de maximaal te leveren kracht door middel van protractie in de schoudergordel.

### Myo-elektrische prothesen

Naast lichaamsbekrachtigde prothesen zijn er ook elektrisch bekrachtigde prothesen. De energie voor het openen en sluiten van de prothesehand komt in dit geval via een batterij. De elektrische hand kan op twee wijzen worden bediend. Met een eenvoudige trekschakelaar in de schouderbandage of door versterking van het myo-elektrisch signaal op de huid. In dit laatste geval spreekt men van een myo-elektrische prothese (afbeelding 1.11). Bij deze prothese ontstaat het elektrische signaal door afwisselend de flexoren en de extensoren in de onderarm aan te spannen. Hierdoor kan de elektrische hand worden geopend of gesloten. Het voordeel van een myo-elektrische prothese is dat de bediening vanuit de spiergroepen geschiedt die in een normale situatie bij het openen en sluiten van de hand ook actief zouden zijn. Een ander voordeel is dat de openingswijdte tussen de prothesevingers ruim is en de sluitkracht groot. Deze prothese is echter kwetsbaar in het dagelijkse gebruik en relatief duur in aanschaf en onderhoud. Voor het grijpen met een myo-elektrische prothese is extra aandacht en concentratie nodig, omdat er geen directe feedback is op de openingspositie, zoals bij een lichaamsbekrachtigde prothese.

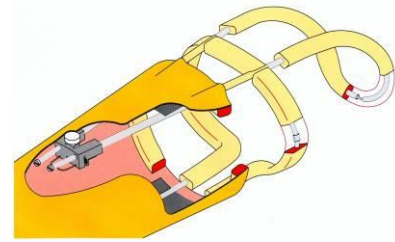


Afbeelding 1.11

## 2.5.Fitting

De onderarmprothese kan om de stomp en de elleboog gefixeerd worden met een gesloten condylenfitting, de zogenoemde 'Münsterfitting'. Een andere manier om de prothese aan de arm te bevestigen is door middel van een open condylenfitting, de WILMER open fitting (afbeelding 2.12). Bij het toepassen van de open fitting treden er minder transpiratieproblemen op en blijft

het mogelijk om aan tafel op de ulna te steunen<sup>10</sup>.



Afbeelding 2.12

## 2.6.Prothese productieproces

Wanneer is besloten dat een kind in aanmerking komt voor een onderarm prothese, wordt een afspraak gemaakt met de orthopedisch instrumentmaker. Hier begint het productieproces van de prothese, wat een arbeidsintensief proces is. Hieronder zijn de globale stappen van het gehele proces weergegeven, een uitwerking hiervan is te vinden in bijlage I.

- Kopie van stomp
  - Negatief verkrijgen door ingipsen van de stomp
  - Kopie maken d.m.v. gips gieten in het negatief
  - Eventueel aanpassingen doen aan de kopie voor juiste pasvorm
- Proefkoker
  - Proefkoker maken door polipropyleen vacuüm te vormen om het gipsmodel van polipropyleen
  - Proefkoker nog beter vormen naar de stomp d.m.v. inspuiten van siliconen of vormen d.m.v. verwarmen
- Positief model
  - Gips in proefkoker gieten voor exact positief
  - Positief wordt zo glad mogelijk gemaakt ten behoeve van de volgende stappen
- Siliconen binnenkoker
  - Silicone om gipsmodel vormen met behulp van vacuüm technieken
- Harde buitenkoker
  - Siliconen binnenkoker opschuimen voor contouren buitenkoker
  - Koolstof lagen aanbrengen voor sterkte van koker
  - Aantal lagen tricot aanbrengen
  - Gieten van hars met behulp van vacuüm technieken
  - Schuim verwijderen uit buitenkoker
  - Montage punten voor binnenkoker maken
  - Adapter in het uiteinde van de koker lijmen

## 2.7. Uiterlijk pasprothese

Tijdens de prothesevoorlichting zonder pasprothese, worden er verschillende soorten prothesen aan de patiënt voorgelegd. Hierbij worden de verschillen getoond tussen bijvoorbeeld de realistische ogende handen en de prothesen met een zeer functionele haak. Als de patiënt de keuze maakt voor een bepaald soort prothese, wordt deze exact gemaakt als het voorbeeld, echter wel specifiek aangemeten.

In het geval van de te vervaardigen pasprothese zal de patiënt ook de werking van de prothese, bijvoorbeeld het myoëlektrische mechanisme, uit kunnen proberen met het voorgelegde model. De pasprothese zal gebruikt kunnen worden om slechts deze mechanismen te ervaren, los van het uiterlijk dat enigszins anders is door diverse aanpasbaarheden. Maar er kan ook voor gekozen worden om veel verschillende pasprothesen te ontwerpen met verschillende mechanismen en in verschillende maten.

Een voordeel van een product dat puur voor de werking wordt ontwikkeld is dat er meer mogelijkheden zijn voor een eventueel aanpasbaar systeem. De proefprothese zal dus mogelijk een stuk groter uitvallen en eventueel zullen verstelbaarheden aan de buitenkant van de prothese zichtbaar zijn. Ook is het mogelijk om een systeem te ontwerpen dat zowel myoëlektrisch als lichaamsbekrachtigd aangestuurd kan worden. Een nadeel hiervan zal zijn dat het uiterlijk van de pasprothese hierdoor niet meer overeenkomt met het uiteindelijke product. Het is dus van belang dat de patiënt zich goed in moet kunnen beelden dat de uiteindelijk prothese een ander uiterlijk heeft. Dit zal vooral bij zeer jonge kinderen lastig te begrijpen zijn. De link tussen de twee voorbeeldprothesen zal pas vanaf een jaar of 7 gelegd worden<sup>1</sup>.

Een pasprothese die zowel qua uiterlijk als qua werking de uiteindelijke prothese zo nauw mogelijk evenaart, zal daarom de meest ideale oplossing zijn om een goede ervaring te krijgen. Om een complete voorlichting te geven, zal het nodig zijn om verschillende modellen pasprothesen te vervaardigen. Zo is er een groot uiterlijk en functioneel verschil tussen de lichaamsbekrachtigde en de myoëlektrische prothese. Voor beide modellen zal een aparte pasprothese vervaardigd moeten worden in veel verschillende maten om het geheel zo realistisch mogelijk te houden.

---

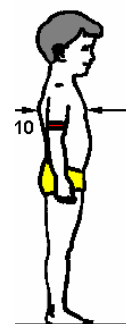
<sup>1</sup> Dit is gebleken uit de praktijk ervaring van ergotherapeute Mary Louise Vestjens werkzaam in het HWK team van De Hoogstraat

## 2.8. Antropometrie

Omdat de pasprothese te gebruiken moet zijn voor kinderen van twee tot achttien jaar ontstaat er een grote diversiteit aan maten waar de prothese aan moet voldoen. Omdat er naar gestreefd wordt om het product zo veel mogelijk op een echte prothese te laten lijken, die op maat gemaakt wordt, zal ook de pasprothese aan de juiste maten moeten voldoen. De grote doelgroep zal gesplitst worden in vier maatgroepen om extreme verstellingen aan /van het product te voorkomen. De vier verschillende pasprothesen zullen dus qua lengte en diameter instelbaar moeten zijn binnen de marges van elke groep.

### 2.8.1. Arm omtrek

De eerste belangrijke maat is de omtrek van de onderarm. Over de omtrek van de onderarm van kinderen is niet veel bekend. Deze maat ontbreekt in diverse antropometrische overzichten. Daarentegen zijn er wel gegevens gevonden die de omtrek van de boven arm weergeven<sup>1</sup>. Ook is er een onderarm omtrek van volwassenen te vinden, waarin eveneens de bovenarm omtrek en de pols omtrek is opgenomen<sup>2</sup>.



Afbeelding 2.12

Er is voor gekozen om de omtrek van de onderarm en de pols van de kinderen te benaderen. Bij de volwassenen is een verhouding uit te rekenen tussen de bovenarm en de onderarm, de onderarm en de pols en de bovenarm en de pols. Deze verhoudingen kunnen gebruikt worden om de onderarmmaat en de polsmaat van de kinderen te benaderen. De verhoudingen tussen bovenarm, onderarm en pols zijn weergegeven in Tabel 1.

| Omtrek Arm Volwassenen en berekende verhoudingen |          |          |      |             |            |            |
|--------------------------------------------------|----------|----------|------|-------------|------------|------------|
| Geslacht/Groep                                   | Bovenarm | Onderarm | Pols | Boven/Onder | Onder/Pols | Boven/Pols |
| Man                                              | 358      | 320      | 185  | 1,11875     | 1,72972    | 1,93513    |
| Vrouw                                            | 307      | 277      | 163  | 1,10830     | 1,69938    | 1,88343    |
| Gemiddeld man/vrouw                              | X        | x        | x    | 1,11353     | 1,71455    | 1,90928    |

Tabel 1. Armomtrek volwassenen

Door deze verhoudingen toe te passen op de waarden die te vinden zijn in de tabel "kinderafmetingen", zullen de onderarm en pols maten van de kinderen benaderd kunnen worden. Ook wordt hier direct gekeken naar de P3 en P97 van de groepen. Hierdoor wordt duidelijk wat de grootste en kleinste maat van de pasprothese moet zijn

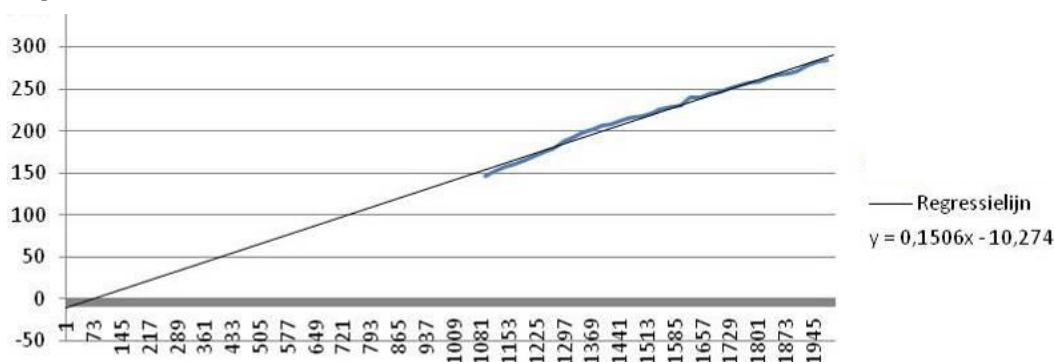
| Omtrek Arm Kinderen aan de hand van verhoudingen |             |        |           |        |
|--------------------------------------------------|-------------|--------|-----------|--------|
| Groep                                            | Meet plaats | P3     | Gemiddeld | P97    |
| 2-5 jaar                                         | Bovenarm    | 150 mm | 172 mm    | 198 mm |
|                                                  | Onderarm    | 134 mm | 154 mm    | 167 mm |
|                                                  | Pols        | 78 mm  | 90 mm     | 104 mm |
| 6-8 jaar                                         | Bovenarm    | 162 mm | 188 mm    | 224 mm |
|                                                  | Onderarm    | 145 mm | 169 mm    | 201 mm |
|                                                  | Pols        | 85 mm  | 98 mm     | 117 mm |
| 9-12 jaar                                        | Bovenarm    | 175 mm | 211 mm    | 260 mm |
|                                                  | Onderarm    | 157 mm | 189 mm    | 233 mm |
|                                                  | Pols        | 92 mm  | 111 mm    | 136 mm |

Tabel 2. Armomtrek kinderen

Deze afmetingen zijn allen gemeten of berekend vanuit een gezonde situatie. Er is hier dus geen sprake van amputaties of congenitale reductie defecten. In veel gevallen zullen de onderarmen/stompen van deze patiëntengroep dunner zijn dan gezonde armen. Ook is er in deze berekening van uitgegaan dat de lichaamsverhoudingen van kinderen hetzelfde zijn als die van de volwassen mens. Bekend is echter dat deze lichaamsverhoudingen van elkaar verschillen. Hierdoor zijn bovengenoemde getallen slechts een indicatie van de onderarmomvang.

### 2.8.2. Onderarm lengte

Een andere maat die van belang is bij het vervaardigen van een onderarmprothese, is de lengte van de onderarm. Helaas zijn ook hier geen directe gegevens van beschikbaar. Wel is het mogelijk om, net als bij de omvang van de onderarm, gegevens te combineren om tot een benadering te komen. Hierbij wordt gebruik gemaakt van dezelfde leeftijdsgroepen als in Tabel 1 en 2. Van deze groepen is bekend wat de gemiddelde lichaamslengte is. In een andere tabel is de onderarm lengte te vinden die overeenkomt met de betreffende lichaamslengte. Ook deze tabel met lichaamsverhoudingen is niet compleet. De kleinste lichaamslengte die hierin staat geregistreerd is 1092 mm. Als er naar de P3 van de groep 2 t/m 5 jaar wordt gekeken, is de lichaamslengte 877 mm. Om toch aan deze waarden te komen zijn de lichaamslengte en onderarm lengte tegen elkaar uitgezet in een grafiek. Door een regressielijn te genereren, met de daarbij horende formule, is het mogelijk een voorspelling te doen over de lengte van de onderarm van kinderen onder de 1092mm.



Grafiek 1. Lichaamslengte tegen onderarm lengte

| Onderarm lengten aan de hand van de regressielijn |     |                     |                      |
|---------------------------------------------------|-----|---------------------|----------------------|
| Groep                                             |     | Lichaamslengte (mm) | Onderarm lengte (mm) |
| Kinderen 2tm5                                     | P3  | 877                 | 122                  |
|                                                   | P50 | 1049                | 148                  |
|                                                   | P97 | 1228                | 175                  |
| Kinderen 6tm8                                     | P3  | 1163                | 165                  |
|                                                   | P50 | 1284                | 183                  |
|                                                   | P97 | 1412                | 202                  |
| Kinderen 9tm12                                    | P3  | 1326                | 189                  |
|                                                   | P50 | 1480                | 212                  |
|                                                   | P97 | 1653                | 239                  |
| Volwassen                                         | P3  | 1535                | 221                  |
|                                                   | P50 | 1723                | 249                  |
|                                                   | P97 | 1912                | 278                  |

Een ander probleem dat hier mee opgelost wordt is dat in de tabel "Menselijke afmetingen" veel gegevens ontbreken<sup>3</sup>. De stappen tussen de verschillende lichaamslengtes zijn vrij groot. Door ook bij alle andere lichaamslengtes gebruik te maken van de regressieformule kunnen de exacte onderarm lengtes voorspeld worden.

Tabel 3 Onderarm lengten

### 2.8.3. Hand maat

Een derde maat die van belang is bij het maken van een zo realistisch mogelijke pasprothese is de maat van de hand. De maat van deze hand zal zo nauwkeurig mogelijk overeen moeten komen met de hand aan de andere arm. Een maat die in de prothesiologie wordt gebruikt voor de maatbepaling van de hand is de lengte van de middelvinger. Uitgaande van de voorgaande groepsverdeling komt dit overeen met een middelvinger lengte van 50mm, 59mm en 68mm<sup>1</sup>.

Omdat de hand een standaard onderdeel is van de prothese, is de gebruikte maat afhankelijk van het aanbod van de leverancier. Bij Otto Bock is het mogelijk om in de range van 50mm tot 68 mm 6 verschillende maten handen te bestellen<sup>9</sup>. Hierdoor zal er altijd een hand zijn die de andere hand benadert.

### 2.8.4. Verschillende maten proef prothesen

Om voor alle kinderen binnen de doelgroep een pasprothese beschikbaar te hebben, moeten er verschillende maten geproduceerd worden. In het geval van één enkele pas prothese zal het verschil tussen de grootste en kleinste maat te groot zijn. Dit kan zorgen voor technische problemen. Daarom is er voor gekozen om de pasprothese te ontwerpen in vier verschillende maten. Dit betekent dat de alle maten binnen de doelgroep verdeeld worden in vier groepen.

De lengte van de onderarm binnen de groep varieert van 122 mm tot 278 mm. Door dit te verdelen in vier groepen ontstaan er groepen met een range van 39 mm. De diameter van de arm kan afgeleid worden van de omtrek van de arm. De diameter van de arm varieert van 42 mm tot 89 mm. De vier verschillende maten pasprothesen die volgen uit de variatie in lengte zullen ook allen een andere, bijpassende, diameter hebben. Het diameter-verschil is 47 mm. Ingedeeld in de vier groepen resulteert dit in een variatie van 12 mm per groep.

| Afmetingen per maatgroep |                   |                     |
|--------------------------|-------------------|---------------------|
| Groep                    | Diameter Onderarm | Onderarmlengte (mm) |
| 1 (S)                    | 42 mm tot 54 mm   | 122 mm tot 161 mm   |
| 2 (M)                    | 54 mm tot 66 mm   | 161 mm tot 200 mm   |
| 3 (L)                    | 66 mm tot 78 mm   | 200 mm tot 239 mm   |
| 4 (XL)                   | 78 mm tot 90 mm   | 239 mm tot 278 mm   |

Tabel 4 Totaal overzicht maatgroepen

## 2.9. Krachten op prothese

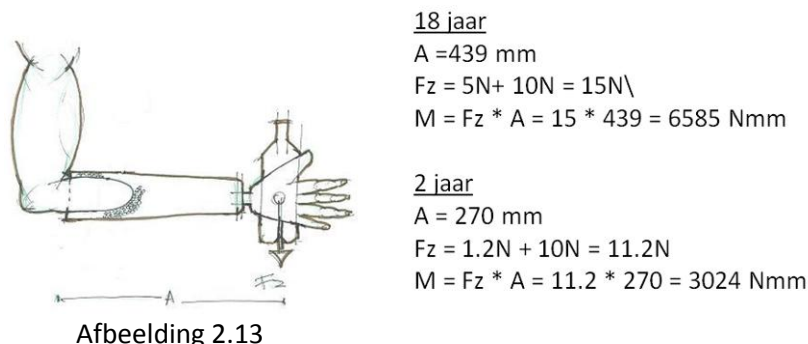
De pasprothese wordt tijdens prothesevoorlichting gebruikt en is bedoeld om de patiënt een idee te geven hoe het is om een prothese te dragen. Om deze reden hoeft de prothese niet bestand te zijn tegen de belastingen van het dagelijkse leven. Het streven is om de prothese bestand te maken tegen een aantal simpele handelingen, zoals bijvoorbeeld het oppakken van een voorwerp van 1 kg.

Tijdens het oppakken van een voorwerp wordt de prothese blootgesteld aan verschillende belastingen. De buitenkoker wordt belast op buiging, de pasvorm ondervindt ten gevolgen van het moment dat het voorwerp levert, een drukkracht op de stomp. Tevens moet de prothese blijven hangen wanneer de arm verticaal naar beneden hangt.

Omdat elke prothese een andere afmeting en een ander gewicht heeft, wordt gekeken naar de grootste en de kleinste maat van de doelgroep. Deze twee groepen hebben ieder een eigen armlengte, gewicht van de hand en lengte van de stomp.

### 2.9.1. Buitenkoker

De buitenkoker van de prothese moet sterk genoeg zijn om het buigend moment van het gewicht van de hand (achtien jaar: 5N, twee jaar: 1,2N) en het voorwerp van 1 kilogram (10N.) te kunnen weerstaan. Bij het jongste kind zal dit moment het kleinst zijn. De diameter van de koker is in dit geval ook het kleinst. Bij het oudste kind zal dit moment het grootst zijn. De diameter van de koker is in dit geval ook het grootst. Het verschil tussen het eigen gewicht van de prothese en het te tillen voorwerp is bij het jongste kind het grootst.



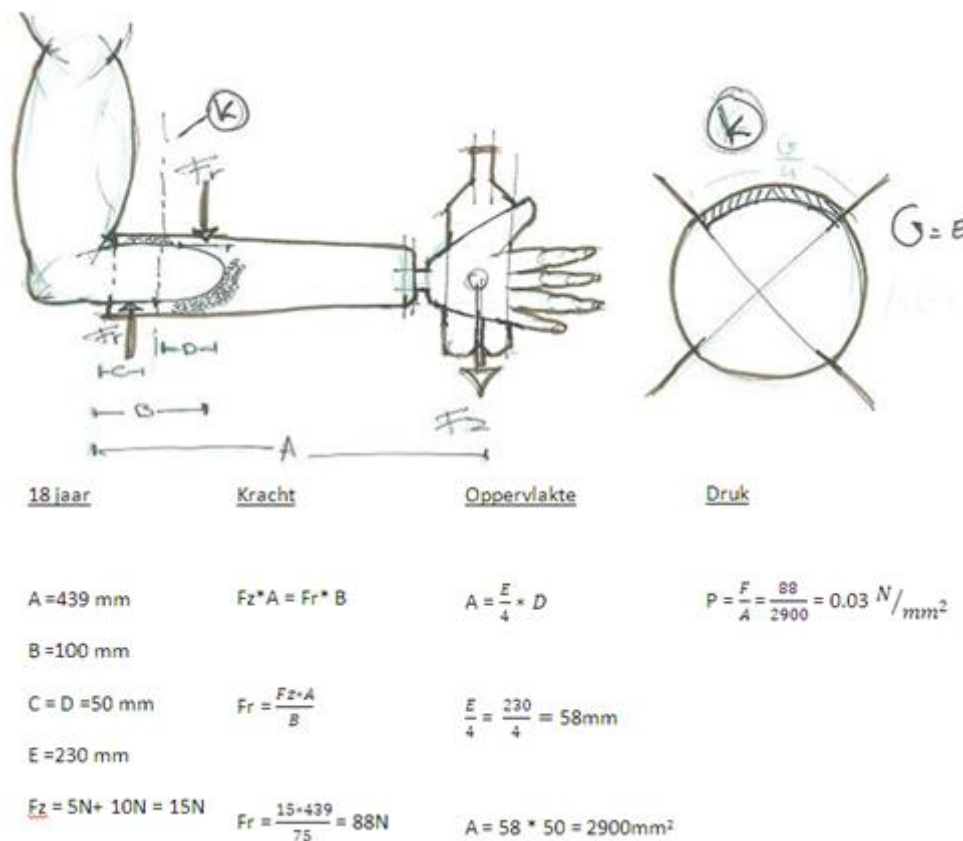
Afbeelding 2.13

### 2.9.2. Pasvorm

Het is van belang dat de pasvorm bestand is tegen de krachten die de stomp op de vorm uitoefent, ten gevolge van het oppakken van een voorwerp en het eigen gewicht van de prothese. De hand is het zwaarste onderdeel van de prothese. Deze is ook het meest ver van de stomp verwijderd. Door de grote momentsarm, zorgt het gewicht van de hand voor een grote reactiekracht op de pasvorm en stomp. Ook de lengte van de stomp heeft invloed op de reactiekrachten in de pasvorm. Hoe korter de stomp is, hoe groter de reactiekracht zal zijn. De pasvorm omsluit de stomp in zijn geheel, waardoor de druk gelijkmatig verdeeld wordt over het oppervlak van de stomp. Dit heeft als gevolg dat hoe groter de stomp is, hoe lager de druk per mm<sup>2</sup> zal zijn. Tevens zorgt een lange stomp voor een grote momentsarm waardoor de reactiekracht ook lager zal zijn.

Na overleg met de orthopedisch instrumentmaker wordt er gesteld dat een persoon van 18 jaar een 'korte' stomp heeft wanneer deze 100 mm is. De lengte, van humeraal epicondyl tot de handpalm van een achttienjarige P97, is 440 mm. Voor de vierjarige wordt deze verhouding ook gebruikt: een tweejarige P3 heeft een onderarm lengte van 270 mm. Met een verhouding van 100/440 wordt een 'korte' stomp 60 mm lang. Het gewicht van een myo-elektrische hand voor een 18 jarige ligt rond de 500 gram. Een hand voor een tweejarige weegt gemiddeld 120 gram.

De situatie is voor de 18 jarige uitgewerkt.



Afbeelding 2.14

Voor een tweejarige is eenzelfde berekening uitgevoerd. Er ontstaat bij een tweejarige een druk van 4 op de pasvorm.

De pasvorm zal dus bestand moeten zijn tegen een druk van 4

### 2.9.3. Afschuiven

Wanneer de patiënt de prothese verticaal naar beneden laat hangen, mag de prothese niet van de stomp afglijden. De pasvorm is hier wederom erg belangrijk. Hoe strakker de prothese zit, hoe beter deze zal blijven zitten. Bij een 'niet lossende' stomp zal het afglijden niet veel problemen opleveren. Dit zal bij een conische stomp lastiger zijn.

Er kan gedacht worden aan een beugel achter het olecranon om deze trekkracht op te vangen. Voor een achttienjarige P97 moet de prothese bestand zijn tegen een trekkracht van 15N (hand + voorwerp) + gewicht van prothese koker. Het totaalgewicht van de pasprothese wordt geschat op 20N. Voor een twee jarige P3 is dit 11.2N + het gewicht van de prothese koker. Dit zal een totaalgewicht opleveren van 15N.

### 2.10. Eisen

De belangrijkste punten uit de voorgaande analyse kunnen samengevat worden in een lijst met eisen en wensen. Aan de hand van deze lijst met eisen kan er begonnen worden aan de ontwerpfase. Om tot een goed ontwerp te komen zal aan alle onderstaande eisen voldaan moeten worden:

- De prothese moet het gewicht van een definitieve prothese benaderen.
- De prothese moet myo-elektrisch bestuurbaar zijn
- De prothese moet lichaamsbekrachtigd bestuurbaar zijn
- De pasvorm moet hervormbaar zijn
- De pasvorm moet het gevoel van een definitieve prothese benaderen
- De pasvorm moet bestand zijn tegen een druk van 4 gr/mm<sup>2</sup>
- De buitenkoker moet bestand zijn tegen een buigend moment van max 6585Nmm
- De prothese moet een strekkracht van 20 N kunnen weerstaan
- De verschillende maten moeten in 4 groepen gerealiseerd worden
- De prothesen moeten geschikt zijn voor kinderen van twee tot achttien jaar
- De prothese moet geschikt zijn voor kinderen met een congenitaal reductie defect
- De prothese moet geschikt zijn voor kinderen met een onderarm amputatie
- De prothese moet herbruikbaar zijn
- De prothese moet 15 minuten te gebruiken zijn
- De prothese moet in 15 minuten pas gemaakt worden.
- De prothese moet te gebruiken zijn door orthopedisch instrumentmaker en ergotherapeut.
- De prothese moet het uiterlijk van een definitieve prothese benaderen
- De prothese moet voldoen aan de afmetingen overeenkomstig aan de armen van de doelgroep

### 3. Ontwerpfase

In de analysefase zijn er diverse eisen geformuleerd. Het eindproduct zal aan al deze eisen moeten voldoen. Deze eisen kunnen ook gezien worden als deelproblemen voor het ontwerp. Al deze deelproblemen zullen dus opgelost moeten worden. Om een duidelijk overzicht te krijgen van de op te lossen deelproblemen worden deze omgeschreven naar *hoe kun je*. Al deze vraagstukken zullen uitgewerkt worden met daarbij diverse oplossingen. Voordat er een keuze wordt gemaakt tussen de oplossingen zal er eerst getest worden met verschillende werkingsprincipes. Hierdoor zal de ontwerpfase resulteren in een goed onderbouwd concept.

Niet alle eisen zijn om te zetten naar de zogenoemde HKJ's en sommige eisen kunnen samengevoegd worden tot één HKJ. De relevante HKJ's worden hieronder weergegeven. Verderop in het hoofdstuk worden deze uitgewerkt met daarbij de antwoorden.

Hoe kun je ..

- ... de pasvorm verkrijgen?
- ... de hand aan de koker koppelen?
- ... het lichaamsbekrachtigde systeem integreren?
- ... het myo-elektrisch systeem integreren?
- ... trekkracht bij een conische stomp opvangen?
- ... zorgen dat de prothese stijf genoeg is?

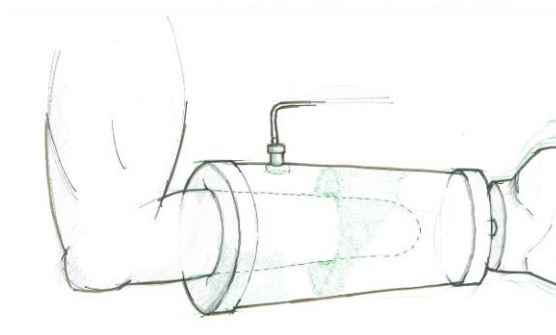
#### 3.1. Het verkrijgen van de pasvorm

De pasvorm zal zo nauwkeurig mogelijk aan moeten sluiten aan de vorm van de stomp. De binnenkoker zal dus bij het aanbrengen flexibel moeten zijn. De binnenkoker zal echter tijdens het gebruik een stevig geheel moeten vormen, omdat de pasvorm anders verloren gaat en de prothese daardoor niet meer juist zal passen. Verschillende mogelijkheden worden hieronder uiteengezet.

##### 3.1.1. Vacuüm I

Het eerste idee berust op een flexibele zak die na vacuüm trekken een vaste vorm aanneemt. Hierbij kan gedacht worden aan een pak koffiepoeder. Bij de aankoop van een pak koffiepoeder is deze zeer hard. Dit komt omdat het pak is vacuüm getrokken. Op het moment dat het pak open gaat, komt er lucht bij en wordt het pak in zijn geheel kneedbaar. Hetzelfde kan ook omgekeerd bereikt worden. Het vacuüm trekken van een zak gevuld met bolletjes, zal resulteren in een vormvast geheel. Dit principe wordt ook wel gebruikt bij het op maat maken van lig-orthesen of aangepaste zitvoorzieningen.

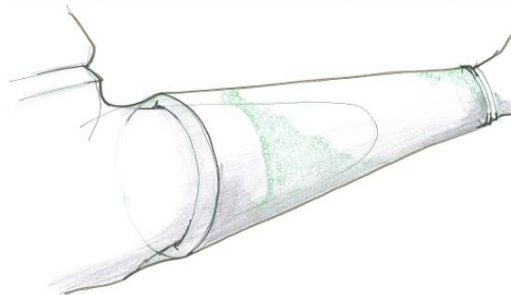
Het idee is om in de buitenkoker een zak te bevestigen. Door de ruimte tussen de zak en de buitenlucht dicht te maken, is het mogelijk om deze ruimte via een ventiel vacuüm te trekken. Als de ruimte tussen de zak en de koker gevuld wordt met een fijn poeder of kleine kunststof bolletjes, zal het mogelijk zijn om door het vacuüm vormen de juiste pasvorm te verkrijgen. Op het moment dat de prothese goed aansluit zal deze vacuüm getrokken kunnen worden en zal het een hard geheel vormen.



Afbeelding 3.1

### 3.1.2. Vacuüm II

Het gebruik van een vacuüm mechanisme kan ook op een andere manier worden toegepast. Door een zak om de arm of stomp te doen, welke aan de open zijde klemt om de bovenarm, kan er door middel van het creëren van een onderdruk tussen de arm en de zak ook een perfecte pasvorm ontstaan. Echter ontbreekt er in dit geval volume om het overige deel van de koker vorm te geven. Om dit probleem op te lossen is het mogelijk om de zak voor het vacuümtrekken te vullen met losse korrels die zich om de stomp heen vormen. De buitencontouren zullen ook een juiste vorm aan moeten nemen als we rekening houden met het cosmetische aspect. Dit kan bereikt worden door de stomp en vacuümzak tijdens het vullen van de zak in een mal te hangen. Hierdoor wordt de buitencontour bepaald door de koker waar de arm in wordt gehangen.

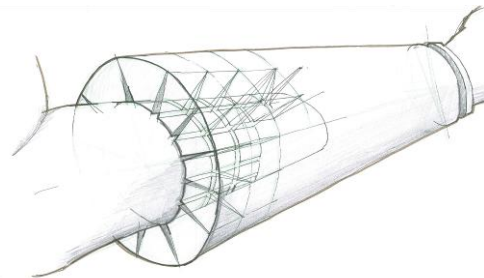


Afbeelding 3.2

Wanneer er een onderdruk gecreëerd wordt, zal de vulling zich richting de arm verplaatsen. Hierdoor wordt de buitendiameter kleiner en zal het geheel dus eenvoudig uit de koker te verwijderen zijn.

### 3.1.3. Opblaasbare componenten

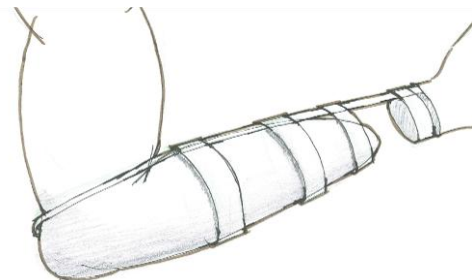
Het tegenovergestelde van vacuüm trekken is oppompen. Ook dit kan toegepast worden om een goede pasvorm te verkrijgen. De stomp zal in een koker geplaatst worden waarin allemaal kleine lucht kamertjes zitten (vergelijkbaar met bubbeltjes plastic of een alternierend, anti decubitus, matras). Deze kamertjes kunnen allen variëren in volume. Op het moment dat de stomp de koker in gaat, zijn al deze kamertjes nagenoeg leeg. Door deze op te blazen zullen ze zich tegen de stomp aandrukken. Omdat het geheel een open systeem is, zal de druk overal gelijk zijn. Tevens zal de lucht naar de plekken gaan waar dit het hardst nodig is (waar de meeste opvulling nodig is). Hoe kleiner de luchtkamertjes, hoe beter het geheel naar de stomp zal vormen.



Afbeelding 3.3

### 3.1.4. Spalk met bandjes

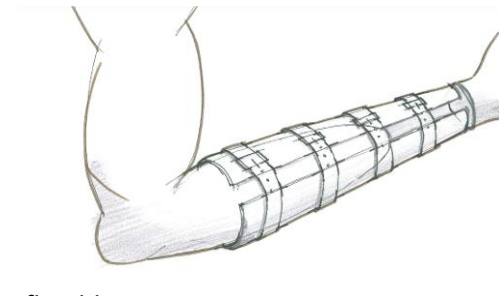
Om de prothesehand aan de stomp te bevestigen is ook gedacht aan het gebruik van verstelbare bandjes welke om de stomp te spannen zijn. Door de bandjes individueel instelbaar te maken kan de prothese om de stomp worden geklemd. De bandjes worden onderling met elkaar verbonden door middel van een harde strip. Wel zijn deze bandjes over de strip te verplaatsen om voldoende grip te krijgen op een korte stomp. Bij een lange stomp zal het gunstiger zijn om de banden verder uit elkaar te plaatsen. Aan het uiteinde van de strip zal de prothesehand bevestigd kunnen worden.



Afbeelding 3.4

### 3.1.5. Schalen met bandjes

Om de prothese hand aan de stomp te koppelen kan ook gebruik gemaakt worden van 2 schaaldelen die tegen elkaar aan worden getrokken. Deze schaal delen zullen licht vervormbaar zijn om ze zo om de stomp heen te vormen. Tussen de twee schaaldelen bevinden zich bandjes die in lengte te verstellen zijn. Hierdoor is het model te gebruiken bij verschillende arm diameters. De prothese hand zal zich aan het einde van de schalen bevinden.



Afbeelding 3.5

### 3.1.6. Thermoplastische koker

Van een thermoplastisch materiaal wordt een koker vervaardigd die redelijk om de stomp past. Door deze koker te verwarmen wordt deze flexibel en zal dan exact naar de stomp te vormen zijn. Als de koker in deze vorm afkoelt, wordt deze weer hard en kan de koker weer belast worden. Na het gebruik van de proefkoker zal deze weer eenvoudig te verwijderen zijn door de koker wederom te verwarmen. Er zal wel gekeken moeten worden naar nieuwe thermoplastische materialen. Bestaande thermoplastische materialen die gebruikt worden als vingerspalk moeten verwarmd worden tot 60 graden Celsius. Deze temperatuur zal voor het gebruik bij een stomp te hoog zijn. Hierbij speelt ook mee dat de stomp vaak gevoeliger is dan andere delen van het lichaam.

### 3.1.7. Vormbaar materiaal met fase verandering

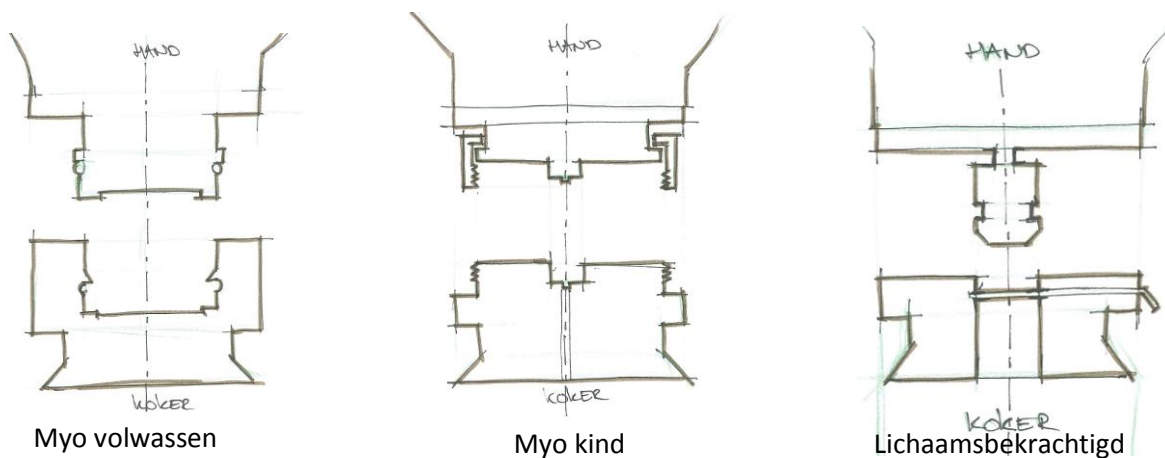
Ook een dunne kleiachtige substantie kan een mogelijkheid zijn. De stomp zal in een kleisubstantie gedrukt moeten worden, waarna deze om de arm wordt gevormd door middel van kneden. De zachte substantie moet dan veranderen naar een vast, niet vervormbaar geheel. Gedacht kan worden aan een faseverandering onder invloed van warmte, koude of een elektrische spanning. Wel is het noodzakelijk dat het inmiddels hard geworden materiaal ook weer naar de zachte fase terug kan keren. Hierdoor zal de stomp weer uit de koker gehaald kunnen worden en het geheel worden hergebruikt. Er zijn echter, na informeren bij afdeling 3Me TU Delft, geen materialen gevonden met deze eigenschappen.

### 3.2. Het koppelen van de hand aan de prothese

De pasprothese zal zowel myo-elektrisch als lichaamsbekrachtigd aangestuurd moeten kunnen worden. Hiervoor moet het type hand kunnen wisselen. Tevens zijn de handen in verschillende maten beschikbaar. De juiste maat wordt zo gekozen dat deze zoveel mogelijk overeenkomt met de gezonde hand. Wanneer er een dubbelzijdige aandoening is, wordt gekeken naar lichaamslengte.

#### 3.2.1. Originele koppelingen

In de orthopedie bestaan een aantal standaard prothesehand. De myo-elektrische handen hebben een andere koppeling dan de lichaamsbekrachtigde handen. Daarbij komt dat de myo-elektrische kinderhanden weer een andere koppeling hebben dan de volwassen handen. Hieronder zijn de doorsneden van de koppelingen weergegeven.

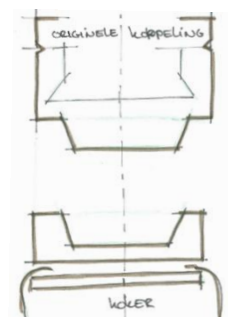


Afbeelding 3.6

Om ervoor te zorgen dat niet voor elke hand een andere koker nodig is, zal er een universele adapter aan iedere koppeling gemaakt moeten worden. Deze adapter past vervolgens aan iedere koker. Op deze manier is het mogelijk om eenvoudig te wisselen tussen een lichaamsbekrachtigde en myo-elektrische aansturing. De adapter moet gemakkelijk te verwisselen zijn. Omdat de hand in de originele koppeling kan draaien hoeft de adapter niet te kunnen draaien. Een aantal opties zijn denkbaar voor de koppeling tussen de koker en de adapter.

#### 3.2.2. Conische koppeling

Een conische koppeling kan een erg sterke sluiting zijn, die weinig handelingen nodig heeft om aan te koppelen. Een dergelijke sluiting is lastig los te krijgen, daar moet een aparte voorziening voor gemaakt worden. Bovendien is een conische koppeling gevoelig voor vuil en beschadigingen. Hierdoor kan de koppeling niet meer sluiten of juist zo sterk sluiten dat deze niet meer los gaat.



Afbeelding 3.7

### 3.2.3.Slangklem

De adapter kan met behulp van een soort van 'slangklem' aan de koker worden bevestigd. Door de slangklem dicht te trekken, wordt de adapter aan de koker geklemd en blijft vast zitten. Een nadeel aan dit principe is dat de adapter niet bestand is tegen trekbelasting. Tevens is er voor het aandraaien van de klem een extra tool nodig. Zie afbeelding 3.8.

### 3.2.4.Clip

De koppeling kan ook gerealiseerd worden met een aantal clips. Deze blijven achter een ring op de prothese hangen. Er zijn geen extra tools nodig. Het is lastig om de clip zó strak te laten sluiten dat de koppeling vrij van speling is. Tevens is het een relatief kwetsbaar systeem. Wanneer er meerdere clips gebruikt worden, is het lastig om alle clips tegelijkertijd los te krijgen. Zie afbeelding 3.9.

### 3.2.5.Borg-boutje

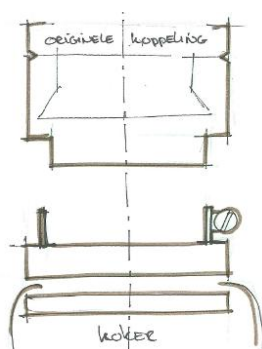
Met behulp van een borg-boutje kan de adapter geklemd worden. Hier is een extra tool voor nodig. Deze koppeling kan een sterke sluiting zijn. Een nadeel is dat het systeem redelijk slijtagegevoelig is. Er kunnen beschadigingen ontstaan waardoor de koppeling niet meer werkt. Zie afbeelding 3.10.

### 3.2.6.Schroefdraad

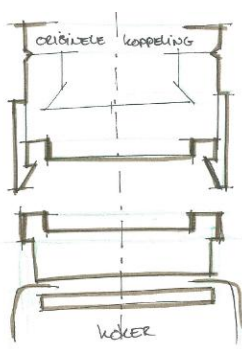
Door een adapter te maken met schroefdraad kan gemakkelijk, zonder extra tools, gewisseld worden. Door het schroefdraad tegen zijn einde aan te draaien, borgt het systeem. Er moet wel uitgekeken worden voor vuil. Een nadeel hiervan is dat het schroefdraad ook te strak aangedraaid kan worden, waardoor deze niet meer eenvoudig los te draaien is. Zie afbeelding 3.11

### 3.2.7.Borgpen-koppeling

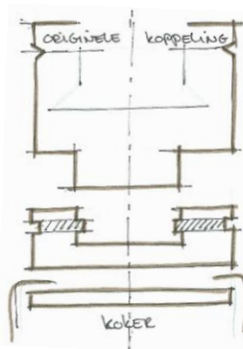
De adapter moet tegengaan dat de pols gaat draaien als deze belast wordt. Daarnaast moet de koppeling op een lichte trek kracht berekend zijn. Deze krachten kunnen opgevangen worden door een zogenaamde borgpen-koppeling. De hand met adapter kan eenvoudig op de koker worden geplaatst door middel van een cilindrische passing. Door deze passing heen wordt een borgpen gestoken om het geheel te borgen. Aan het uiteinde van de borgpen wordt schroefdraad gesneden en in de adapter wordt schroefdraad getapt. Hierdoor wordt de pen zelf geborgd in het geheel. Zie afbeelding 3.12.



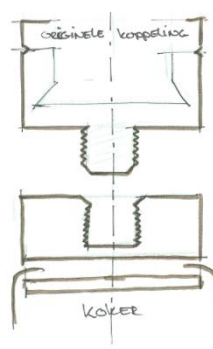
Afbeelding 3.8



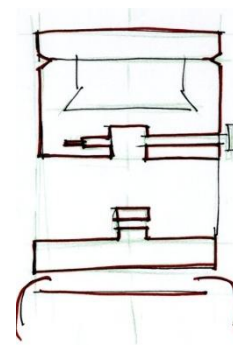
Afbeelding 3.9



Afbeelding 3.10



Afbeelding 3.11



Afbeelding 3.12

### 3.3. Het lichaamsbekrachtigde systeem

Met behulp van de pasprothese moet het ook mogelijk zijn om gebruik te maken van een lichaamsbekrachtigd systeem. Dit betekent dat er een lichaamsbekrachtigde hand aan het geheel gekoppeld moet kunnen worden. Door gebruik te maken van de universele koppeling is dit mogelijk. Daarnaast moet de kabel van de schouderbandage naar de hand worden geleid. Om dit te realiseren is het mogelijk om gebruik te maken van de techniek die ook gebruikt wordt bij de originele prothesen. Dit heeft als groot voordeel dat de prothese qua uiterlijk veel op de bestaande prothesen lijkt. De kabel zal evenals bij de originele lichaamsbekrachtigde prothese geleid worden door een haakje, proximaal op de prothese. De overige onderdelen, zoals de kabel en bandage zullen originele onderdelen zijn.

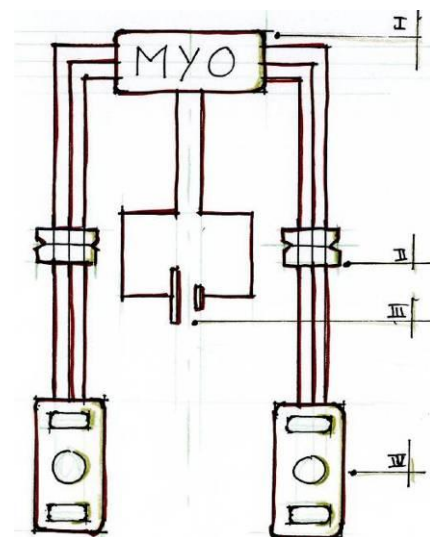
### 3.4. Het myo-elektrische systeem

Naast het lichaamsbekrachtigde systeem zal ook een myo-elektrisch systeem ingebouwd worden. Dit systeem bestaat uit meerdere onderdelen die verwerkt moeten worden in de pasprothese. De plaatsing van de onderdelen worden hieronder één voor één toegelicht. Als eerst zal een overzicht gegeven worden van het geheel door middel van een schakelschema.

#### 3.4.1. Schakelschema

Het myo-elektrische systeem zoals dat toegepast wordt in bestaande prothesen, en zo ook in de pasprothese, bestaat uit drie hoofdonderdelen. De hand (I), de accu (III) en de elektroden (IV). Daarnaast zijn deze onderling verbonden met drie-aderige kabeltjes met behulp van stekkertjes (II). Al deze onderdelen moeten eenvoudig te verwijderen zijn van de pasprothese als hier geen gebruik van wordt gemaakt. Deze kunnen in de weg zitten voor het lichaamsbekrachtigde systeem en een gewichtstoename tot gevolg hebben.

De hand die bij de pasprothese gebruikt wordt is de elektrohand "Digital Twin". De bijhorende accu hiervoor is de "6V EnergyPack" en de sensoren die gebruikt worden zijn "13E202 Saugschaftelektrode". Al deze onderdelen zijn van het merk Otto Bock.



Afbeelding 3.13

#### 3.4.2. Accu plaatsing

##### In de prothese

In het geval van een korte stomp zal er voldoende ruimte zijn om de accu in de prothese te verwerken, zoals bij de originele prothesen. Ook is te zien dat bij bestaande prothesen de accu bij een lange stomp vaak opvallender aanwezig is aan de buitenzijde van de buitenkoker, vanwege ruimtegebrek in de koker. Omdat de pasprothese universeel is, wordt deze voor zowel lange als korte stompen gebruikt. Dit zal de plaatsing van de accu in de prothese lastig maken.

##### Elastiek om prothese

De accu kan ook buiten de prothesen geplaatst worden. Dit kan bijvoorbeeld door de accu te bevestigen aan een elastieken band. Deze elastieken band, met de accu daaraan, kan dan in zijn geheel om de pasprothese geplaatst worden. Een voordeel van een dergelijke band is dat deze op elke gewenste positie geplaatst kan worden. Hierdoor kan het gewicht op de plaats gezet worden waar de uiteindelijke accu ook zal komen te zitten. Hierdoor zal de beleving van het gewicht zo realistisch mogelijk worden.

### Klittenband op de prothese

Een derde optie is het plaatsen van een strook klittenband op de buitenzijde van de pasprothese. De andere zijde van het klittenband zal bevestigd worden op de accu. De strook klittenband, in de lengte richting van de pasprothese, zal ruimte bieden om de accu op verschillende plaatsen te bevestigen. Dit heeft wederom als gevolg dat de gewichtsverdeling aangepast kan worden.

### 3.4.3. Het verloop van de snoertjes

De snoertjes die van de accu naar de hand lopen en van de sensoren naar de hand, kunnen verwerkt worden in de prothese. Als deze in de prothese geplaatst worden, worden ze direct beschermd tegen invloeden van buitenaf. Wel zit dit de eventuele verplaatsing van de accu in de weg. Ook kunnen de snoertjes buiten de prothese om worden geplaatst. Het geheel zal van de pasprothese los te halen zijn, waardoor de pasprothese eenvoudig verbouwd kan worden tot een lichaamsbekerachtige prothese.

### 3.4.4. Plaatsing van de elektroden

Ook elektroden kunnen, net zoals in de normale prothesen, verwerkt worden in de buitenwand van de prothese. Door de elektroden hierin te verwerken zijn ze goed beschermd tegen invloeden van buitenaf, maar ook niet uitneembaar op het moment dat de pasprothese gebruikt wordt als lichaamsbekerachtig. Een andere manier om de elektroden te plaatsen, is het direct plaatsen op de huid. De elektroden zullen door middel van tape aan de huid bevestigd worden. Dit heeft als groot voordeel dat de elektroden per persoon op de meest gunstige positie kunnen worden geplaatst.

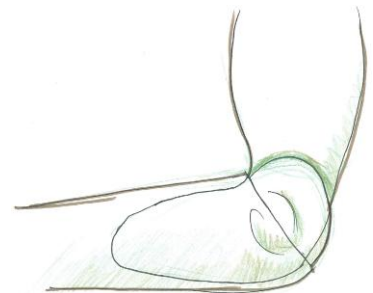
## 3.5. Het opvangen van trekkrachten

Omdat de prothese ook in de lengterichting van de arm wordt belast, is het van belang dat de prothese stevig op de stomp bevestigd zit. Als dit niet het geval is, zal de volledige prothese van de arm af schuiven bij een kracht in de lengterichting. Er zijn verschillende mogelijkheden op de prothese op zijn plaats te houden.

### 3.5.1. Binnenkoker

Een conventionele oplossing is het gebruik van een harde binnenkoker. Deze koker sluit zich om de epicondylen van de humerus. Deze koker wordt gemonteerd aan de buitenkoker, waardoor de gehele prothese aan de arm blijft hangen.

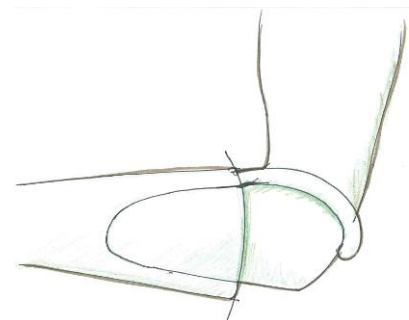
Ook kan er gebruik gemaakt worden van een zachte, siliconen binnenkoker. Deze siliconen koker wordt exact op maat gemaakt. Als de stomp hierin wordt geplaatst, wordt de lucht uit de koker gedrukt. Hierdoor ontstaat er een vacuüm tussen de koker en de stomp, wat een stevige fitting tot gevolg heeft.



Afbeelding 3.14

### 3.5.2. Beugel

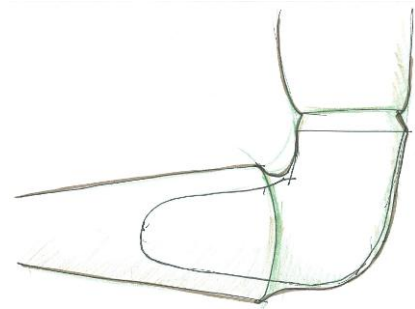
Het is ook mogelijk gebruik te maken van een beugel die achter de elleboog langs gaat. Dit principe wordt gebruikt bij de Wilmer prothese. Deze beugel is in de lengterichting te verstellen. Op het moment dat de stomp in de prothese geplaatst wordt, staat deze in de meest ruime stand. Als de stomp in de prothese is geplaatst wordt de beugel aangedrukt, wat er voor zorgt dat de prothese achter het olecranon blijft haken. Ook wordt de u-beugel bij het aandrukken smaller. Dit heeft tot gevolg dat deze ook achter de epicondylen blijft klemmen.



Afbeelding 3.15

### 3.5.3.Sleeve

Door het gebruik van een sleeve is het ook mogelijk om de prothese te koppelen aan de arm. De ene kant van de sleeve zal vast zitten aan de prothese, de andere zijde zal voorzien zijn van een elastische band. Deze band is om de bovenarm te plaatsen. Deze zal strak genoeg zitten om niet af te zakken.



Afbeelding 3.16

## 3.6.Het verkrijgen van stijfheid van de koker

Als de stomp kort is, is het van belang dat de arm verlengd wordt. Als de onderarm verlengd wordt zal dit betekenen dat de pasprothese een bepaalde stijfheid moet hebben om belastbaar te kunnen zijn. Deze stijfheid zal op verschillende manieren verkregen kunnen worden. Deze verschillende manieren zijn hieronder uitgewerkt.

### 3.6.1.Harde buitenkoker

Als er bij de uitwerking van het product gekozen wordt voor een ontwerp met een binnen- en buitenkoker, is het mogelijk om de buitenkoker van een vormvast materiaal te maken. Een vormvaste buitenkoker heeft wel tot gevolg dat de vorming naar de stomp volledig binnen in de pasprothese bewerkstelligd moet worden. Dit is bijvoorbeeld mogelijk door gebruik te maken van een losse vormbare binnenkoker.

### 3.6.2.Spalkjes

Als het niet mogelijk is om gebruik te maken van een harde buitenkoker, is het een optie om spalkjes aan te brengen van een flexibel materiaal. Hierdoor blijft het mogelijk om de pasprothese enigszins te vervormen. Door een goede plaatsing van deze spalkjes zal het mogelijk zijn om een buigend moment op te vangen.

### 3.6.3.Liner met staaf

Als de versteviging niet aangebracht kan worden in de pasprothese zelf, kan deze ook geplaatst worden op een liner die om de stomp geplaatst wordt. Bij beenprothesen wordt er gebruik gemaakt van deze liners. Aan het uiteinde is er een mogelijkheid om de prothese aan de liner te koppelen. Als deze bevestiging wordt gebruikt om een vormvaste staaf op te zetten, welke mee in de pasprothese gaat, zal zo stevigheid verkregen kunnen worden.

### 3.7. Weringsprincipes pasvorm bewijzen

Bij de meeste deelproblemen is het eenvoudig om een keuze te maken tussen de mogelijkheden om tot een concept te komen. Dit geldt echter niet voor alle onderdelen. In het geval van de pasvorm kan pas een onderbouwde keuze worden gemaakt nadat verschillende principes zijn getest. De twee vacuüm mogelijkheden lijken de beste optie te zijn. Daarom hebben wij hiervan prototypen gemaakt, die vervolgens zijn getest om het weringsprincipe uit te proberen en te bewijzen.

#### 3.7.1. Vacuüm I

Het eerste prototype is gebaseerd op het vacuümsysteem zoals eerder beschreven bij de concepten. Er is gebruik gemaakt van een PVC koker waarin een rubber membraan wordt bevestigd. De ruimte tussen de pvc buis en het membraan wordt gevuld met polystyreen korrels. Op het uiteinde van de koker wordt een schroefdop bevestigd met daarop een ventiel. Door middel van dit ventiel wordt de lucht tussen de korrels uitgezogen,

waardoor het een hard geheel vormt. Als de stomp, of in dit geval de hand, voor het vacuümtrekken in het membraan wordt

geplaatst, zal de korrelvulling de vorm van de hand aannemen en de hand opsluiten.

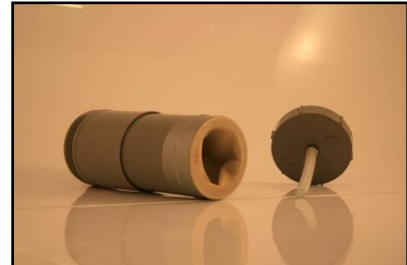
Bij de eerste test werden direct de eerste verbeterpunten duidelijk:

- Het membraan vormt zich redelijk om de arm. Echter blijft er bij de hand nog veel lucht zitten tussen de hand en het membraan.
- Door het vacuümtrekken ontstaat er aan het distale deel een ruimte die niet meer gevuld is met de polystyreen korrels. Hierdoor kan de hand nog bewegen in de koker.
- Bij het vacuümtrekken worden de korrels uit de koker naar buiten gezogen. Deze korrels komen in de vacuümpomp terecht wat niet ten goede komt aan het apparaat.

Om de problemen van het eerste prototype op te lossen zijn er enkele aanpassingen gedaan aan het model.

- In de harde deksel aan het distale einde wordt een flexibel membraan geplaatst. Als het geheel vacuüm getrokken wordt zal er geen lege ruimte meer ontstaan omdat dit membraan naar de stomp toe getrokken wordt.
- Tussen de met korrels gevulde ruimte en het ventiel zal een filter geplaatst moeten worden. Door middel van een stukje badstof worden de korrels en de slang van elkaar gescheiden.

Tijdens de test van het nieuwe prototype is gebleken dat het flexibele membraan aan de bovenzijde een geschikte manier is om er voor te zorgen dat er geen lege ruimte overblijft tussen de buitenkoker en de zak. Ook is het probleem met de verstopte vacuümpomp verholpen door het gebruik van een geïmproviseerd filter. Iets wat nog niet verholpen is, is dat de pasvorm groter wordt op het moment dat het geheel vacuüm wordt getrokken. Ook experimenteren met verschillende soorten vulmateriaal leverde geen juiste oplossing op.



Afbeelding 3.17



Afbeelding 3.18



Afbeelding 3.19

### 3.7.2. Vacuüm II

Om het voorgaande probleem te voorkomen zullen de korrels juist door het vacuümtrekken naar de stomp toe moeten worden gezogen. Dit is mogelijk door de stomp in dezelfde ruimte te plaatsen als de bolletjes, waarna het geheel wordt vacuüm getrokken.

Hierbij wordt gebruik gemaakt van een kunststof zak. Wel is het belangrijk dat de zak zelf niet rekbaar is. Als dit wel het geval is blijft

het geheel, ook na vacuüm trekken, flexibel. De conische zak zoals weergegeven op de afbeeldingen vormt een goede basis. In eerste instantie is er gebruik gemaakt van strijkkralen in de kunststof zak. Echter bleken deze al snel te zwaar te zijn. Daarom is er overgegaan op zeer lichte polystyreen korrels. Deze polystyreen korrels hebben als ander voordeel dat het vrij eenvoudig is om de hand hierin in te graven. Wel gaat de stijfheid van het geheel er op achteruit bij het gebruik van deze korrels.

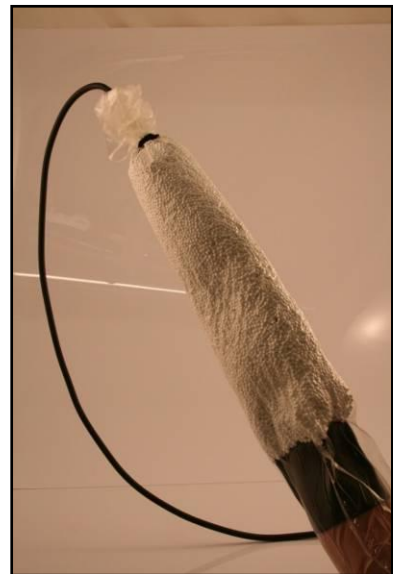
Zodra de stomp zich in de zak met de korrels bevindt zal deze rond de bovenarm luchtdicht afgesloten moeten worden. Bij deze test wordt dit in eerste instantie gerealiseerd door de zak met de hand stevig om de bovenarm te knellen. Als het geheel vacuüm wordt getrokken voelt het geheel zeer stevig aan. Echter blijkt dat de bolletjes na enkele minuten wel hun sporen op de arm achter laten. Om dit tegen te gaan is er geëxperimenteerd met kousen om de arm. De eerste kous was vervaardigd uit een combinatie van opgeschuimd neopreen en een nylon, ook wel duikpak rubber genoemd. Dit materiaal voorkomt goed de afrukken op de huid, maar is erg dik. Daarom is er gekeken naar een dunner materiaal. Een elastische kous lijkt de ideale oplossing.

Ook is het handmatig klemmen van de zak om de bovenarm niet ideaal. Daarom wordt er gebruik gemaakt van een siliconen sleeve. Deze wordt over de zak en de bovenarm heen geplaatst waardoor het geheel luchtdicht wordt.

De werking van dit principe is hiermee bewezen. Dit principe lijkt geschikt voor het uiteindelijke ontwerp. Enkel de effecten die dit principe heeft op de huid zullen verder geanalyseerd moeten. Dit om te kijken of het niet schadelijk is voor de huid.



Afbeelding 3.20



Afbeelding 3.21

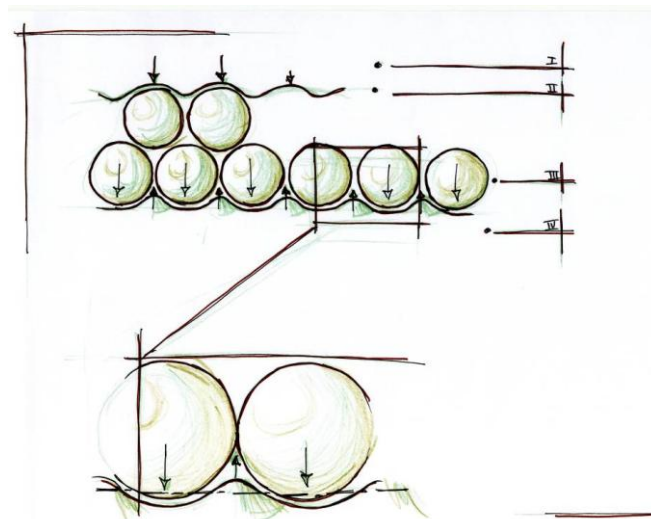


Afbeelding 3.22

### Vacuüm principe en de huid

Bij het model, waarbij de arm de ,met polystyreen bolletjes gevulde, zak in gaat, ontstaat een afdruk op de huid. Deze afdruk wordt veroorzaakt door de bolletjes in de zak. Het is de vraag of hier sprake is van een gevolg van het vacuüm, of de druk van de bolletjes op de huid. Als er beter gekeken wordt naar het contactoppervlak lijkt het er op dat er van beide gevallen sprake is.

Op het moment dat de zak (II) vacuüm getrokken wordt, worden de bolletjes (III) naar de stomp (IV) toegetrokken. Dit komt omdat het totaal-volume van de zak kleiner wordt. Op het moment dat de zak niet verder meer kan krimpen, zitten de bolletjes tegen de huid aangedrukt. Als het vacuüm dan alsnog wordt verhoogd zal de huid tussen de bolletjes gezogen worden. Dit betekent dat de bolletjes druk uitoefenen op de huid en dat er tussen de bolletjes aan de huid getrokken wordt.



Afbeelding 3.23

Deze combinatie van druk en vacuüm zal effect hebben op het vasculair systeem vlak onder het huidoppervlak. Uit een test met een overmatig sterk vacuüm is gebleken dat er veel bloeditstortinkjes op de huid ontstaan. Aan de afdrukken van de bolletjes is duidelijk te zien dat deze bloeditstortinkjes zich tussen de bolletjes bevinden. Dit ondersteunt de theorie over de huid die wordt aangezogen tussen de bolletjes.

Het is dus duidelijk dat er een combinatie van druk- en zuigkrachten werkt op de huid. Dit maakt het onmogelijk om dit systeem te vergelijken met een steunkous of een dergelijk product. Hierdoor is het niet mogelijk om aan de hand van- of wetenschappelijke artikelen over dergelijke producten een maximale onderdruk te bepalen.

Het vacuümpompje dat gebruikt wordt bij het gebruik van de pasprothese is niet in staat een dergelijk groot vacuüm zoals in de test te creëren. Het vacuümpompje is in staat een onderdruk van 0,15 bar te creëren. Met een buitendruk van 1020 hPa betekent dat, dat er in de zak een druk heerst van 870 hPa. Testen met verschillende patiënten wijzen uit dat het gebruik van een kous in de zak het gevoel van de druk verminderd. Hierdoor is het mogelijk om deze gedurende geruime tijd te gebruiken.

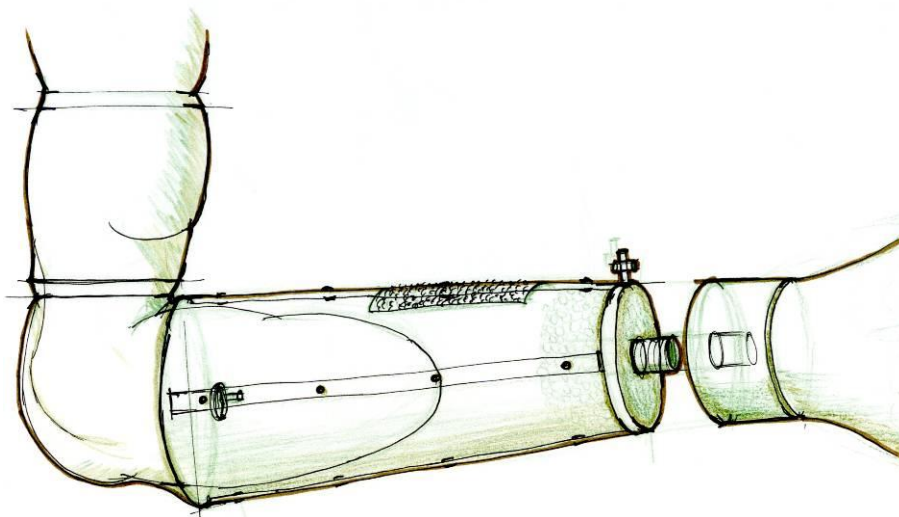
### 3.8. Het concept

Aan de hand van de voorgaande ontwerpfase is een concept gevormd. Dit concept is nog niet helemaal klaar voor productie. Hiervoor dient het ontwerp nog verder uitgedetailleerd te worden. Dit wordt toegelicht in het hoofdstuk “detailering”.

Het gevormde concept is gebaseerd op het principe van vacuüm techniek II. De pasvorm zal dus verkregen worden door het gebruik van een zak die om de arm heen vacuüm getrokken wordt. De zak zal vervaardigd worden uit gietsiliconen. Deze stevige zak wordt gevuld met korrels. Voordat de arm in de zak wordt gestoken wordt er een kous om de stomp aangebracht, die de huid zal beschermen tegen de effecten die de onderdruk en de bolletjes op de huid hebben. Ook wordt er voor het gebruik een siliconen sleeve rond de bovenarm aangebracht, welke later gebruikt zal worden om het geheel luchtdicht te maken.

Eenmaal met de stomp in de koker en de siliconen sleeve teruggerold over het bovendeel van de koker, kan er een onderdruk gecreëerd worden met behulp van een vacuüm pomp. Deze kan aangesloten worden op het ventiel. Als er lucht uit het geheel wordt gezogen krimpt het geheel en zal de stomp omgeven worden door de korrels die een stevig geheel vormen. Om het geheel nog meer stijfheid te geven zijn er koolstof spalkjes meegegoten in de siliconen.

De hand kan aan de pasprothese bevestigd worden door middel van de borgpen-koppeling. Zowel een cosmetische als lichaamsbekrachtigde en myoëlektrische hand kunnen worden aangekoppeld. Deze handen zullen zowel lichaamsbekrachtigd als myo-elektrisch aangestuurd moeten worden. Het myo-elektrische systeem zal met losse kabels werken, waardoor het geheel eenvoudig te vervangen is door het lichaamsbekrachtigde systeem. De elektroden worden met tape op de huid bevestigd en de accu wordt op de buitenzijde geplaatst op een strook klittenband.



Afbeelding 3.24

## 4. Detaillering

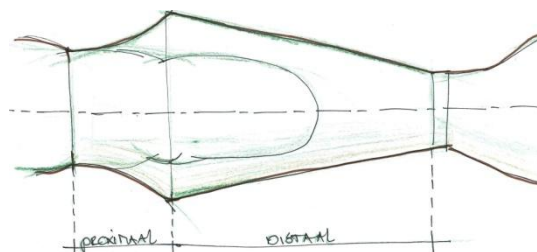
Aan de hand van de gehele analyse en het ontwerpproces is een concept gemaakt. Het uiteindelijke product zal er uit gaan zien zoals weergegeven op de volgende pagina. Bij elk onderdeel zijn verschillende afwegingen gemaakt. Een aantal details zijn tot stand gekomen door het doen van proeven en het testen van werkingsprincipes. In dit hoofdstuk worden de keuzes en argumentatie besproken. Bouwtekeningen van elk onderdeel zijn te vinden in de bijlagen.

### 4.1.Vulling

De vulling die wordt gebruikt bij het vacuümvormen bestaat uit polystyreenkorrels. Deze korrels zijn zeer licht van gewicht en vormen zich eenvoudig om de stomp. Hierdoor is het relatief eenvoudig om de stomp dieper, in de met korrels gevulde koker te manoeuvreren. De polystyreenkorrels zijn indrukbaar en de pasvorm zal hierdoor niet totaal vormvast worden. Doordat de korrels ook weer terugveren zal er een soort demping ontstaan wat bovendien het draagcomfort ten goede komt. Want, door de vervorming zal de druk beter verdeeld worden.

### 4.2.Koker

Voor het distale deel van de koker is een materiaal nodig dat luchtdicht is. Tevens moet het materiaal makkelijk vervormbaar zijn. Wanneer de koker vacuüm getrokken wordt, zullen de bolletjes dichter op elkaar en om de stomp komen te zitten. Het gevolg hiervan is dat de buitenmaat van de koker zal afnemen. De koker moet mee vervormen; het materiaal van de koker moet dit toelaten. Wanneer dit niet het geval is, ontstaan er loze ruimtes, wat ertoe leidt dat het geheel niet vormvast wordt.



Afbeelding 4.1

Het materiaal van de koker mag echter een beperkte rekbaarheid hebben. Wanneer het materiaal een grote rekbaarheid heeft, kan het geheel blijven vervormen. Het proximale, tapse, uiteinde van de prothese moet een sluiting maken om de bovenarm. Daarvoor is een rekbaar materiaal gewenst.

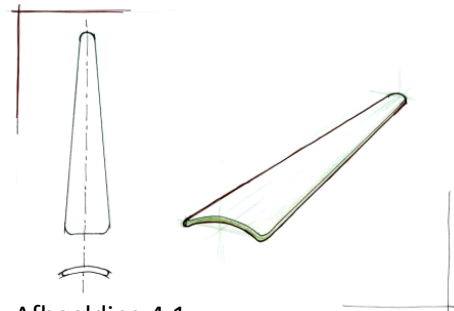
Voor het distale deel van de prothese is er een luchtdicht, vervormbaar, niet rekbaar materiaal nodig. Voor het proximale deel is er een luchtdicht, vervormbaar en rekbaar materiaal nodig. Hierbij moet ook gedacht worden aan de verwerking van het materiaal. Eventuele las of lijm naden zullen zorgen voor zwakke plekken.

Een samenstelling van gietsilicone en tricot kan een goede oplossing zijn voor deze eisen. Het aantal lagen tricot bepaald de dikte en de rekbaarheid van de koker. Om het verschil tussen het distale en proximale deel te waarborgen zal de samenstelling op die plaatsen verschillen. Voor het distale deel wordt gebruik gemaakt van 4 lagen tricot. Hierdoor ontstaat een relatief dikke koker die zorgt voor stevigheid. Aan het proximale uiteinde van de prothese wordt gebruik gemaakt van slechts 2 lagen tricot. Dit resulteert in een dunner en meer vervormbaar deel. Een nadeel van gietsilicone is dat het relatief snel uitscheurt. Bij het meegieten van componenten moet hier rekening mee worden gehouden. Tevens is het zo dat er bijna niets aan silicone hecht. Een primer biedt hier oplossing voor.

Het proximale deel loopt taps toe, voor een goede sluiting om de bovenarm. Het is belangrijk om een geheel luchtdichte sluiting met de boven arm te realiseren. Er wordt daarom tijdens het gebruik van de prothese een siliconen sleeve om het proximale uiteinde van de koker en de bovenarm gedaan.

### 4.3.Spalk

Om het geheel meer sterkte te geven, worden er in het distale deel van de koker 3 spalken mee gegoten. Deze spalken hebben op elk punt dezelfde kromming als de diameter van de koker. Hierdoor zullen ze nauwelijks uitsteken en zijn ze beter belast tegen buiging. Ze worden gemaakt van koolstof. Dit materiaal is erg licht en sterk. Tevens is het, met behulp van een mal van de koker, relatief eenvoudig om de juiste vorm te verkrijgen. Om voor een goede hechting met het silicone te zorgen worden de spalken in de silicone-primer gezet. Wanneer het gietmodel klaar wordt gemaakt, worden de spalken tussen de lagen tricot in geplaatst om uitscheuren te voorkomen. Over de koker worden drie spalken verdeeld. Deze worden zodanig geplaatst dat, wanneer de arm op tafel ligt, er geen spalk tussen de stomp en de arm zit. Dit om uitscheuren van de spalk te voorkomen.



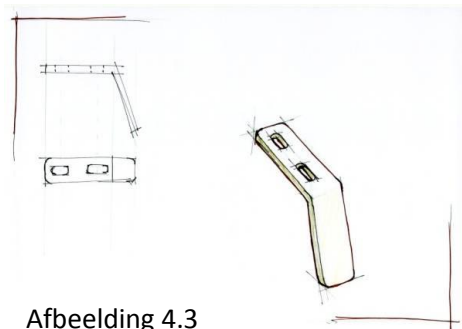
Afbeelding 4.1

### 4.4.Gietring

Hetzelfde verankeringsprincipe wordt toegepast bij de adapter die zich aan het distale einde van de koker bevindt, ook deze wordt ingegoten. Voor een goede hechting met het silicone en het lage gewicht wordt hier ook voor aluminium gekozen.

### 4.5.Beugel

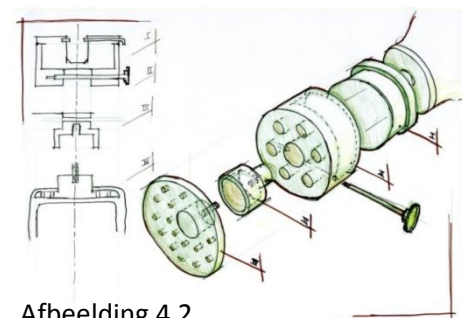
Het is van belang dat de koker sterk genoeg wordt om de genoemde belastingen te kunnen weerstaan. Hiervoor is een stijve koker gewenst. De koker moet echter vervormbaar genoeg zijn om de krimp van het vacuümvormen op te vangen. Wanneer de spalken aan de gietring gemonteerd worden, zonder bewegingsmogelijkheid, ontstaat er veel sterkte. De koker zal echter niet vervormbaar genoeg meer zijn. Er is daarom gekozen om de koppeling tussen de gietring en de spalk te realiseren met behulp van een verenstalenbeugeltje. In dit beugeltje zitten slobgaten, waardoor de spalk radiaal naar binnen en naar buiten kan schuiven. Door het verenstaal wordt een soort scharnier gecreëerd, ook hierdoor kan de spalk naar binnen bewegen.



Afbeelding 4.3

### 4.6.Verloop

Het silicone moet zoveel mogelijk ontzien worden van onnodige belastingen. Het is daarom van belang dat de adapter de siliconen koker niet raakt. Om dit probleem op te lossen wordt er op de gietring een verloop geschroefd. Op dit verloop passen de adapters. Het verloop wordt van aluminium gemaakt omdat dit relatief licht, makkelijk te verspanen en slijtvast is.



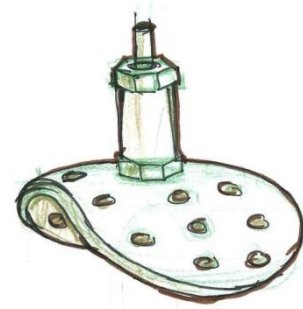
Afbeelding 4.2

### 4.7.Adapter

Ook de adapters worden om bovenstaande redenen uit aluminium vervaardigd. Om nog meer gewicht te besparen worden er in de adapter gaten geboord. De borgpen wordt vanwege sterkte overwegingen van RVS gemaakt. In totaal moeten er vier adapters gemaakt worden, twee maten voor myo-elektrische handen (kind en volwassen) en twee maten voor lichaamsbekrachtigde.

#### 4.8. Ventiel

In de silicone koker worden verschillende componenten verwerkt. Zo wordt er een ventiel aangebracht in de koker, waardoor het mogelijk is om het geheel vacuüm te zuigen met een vacuümpomp. Het ventiel is voorzien van een terugslagklep, zodat deze vanzelf sluit. Wanneer de prothese weer af moet, kan de sluiting om de bovenarm geopend worden. De onderdruk verdwijnt hierdoor en daarom hoeft het ventiel maar één kant op te werken. Om het ventiel in de siliconen koker te verankeren, wordt wederom gebruik gemaakt van een aluminium, geperforeerde gietring.



Afbeelding 4.4

#### 4.9. Aansturing van de hand

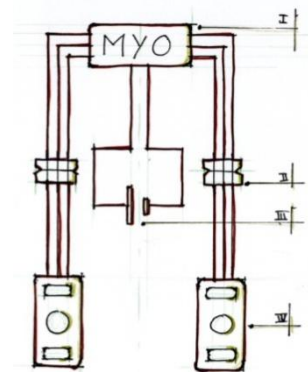
Naast de hierboven genoemde algemene onderdelen zijn er ook enkele ontwerpdetails die specifiek zijn voor de lichaamsbekrachtigde- of de myo-elektrische functie van de pasprothese.

##### 4.9.1. Lichaamsbekrachtigd

Voor het lichaamsbekrachtigde systeem wordt op de pasprothese een haakje geplaatst om de buitenkabel te geleiden. Dit haakje wordt bevestigd op een gietring, zodat ook deze goed verankerd zit in de siliconen koker.

##### 4.9.2. Myo-elektrisch

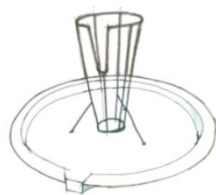
Voor het myo-elektrische systeem wordt gebruik gemaakt van losse elektroden die op de arm geplaatst worden. De elektrodes zijn in een siliconen schijfje verwerkt. Deze worden op de plek gehouden door de kous die over de stomp gaat. Door het silicone hebben ze een grote wrijving met de huid en blijven daardoor goed op de plek. De kabeltjes lopen door de koker en door de sleeve naar proximaal en komen onder de sleeve door naar buiten. Aan het uiteinde zit een stekker zodat de kabels van de elektrodes en die van de hand, na het vacuümvormen gekoppeld kunnen worden. De accu is direct verbonden met de hand. De kabels lopen buiten de koker. Deze kunnen met een elastische band op de juiste plek op de pasprothese worden geplaatst.



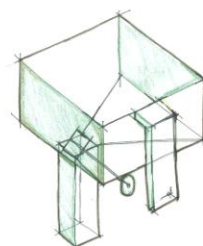
Afbeelding 4.5

#### 4.10. Hulpmiddelen

Om het gebruik van de prothesen te vereenvoudigen is er een standaard gemaakt waarin de pasprothese te plaatsen is. Onder deze standaard is een lekschaal bevestigd waardoor de overtollige vulling wordt opgevangen. Een gietmondje aan de schaal maakt het teruggieten van de korrels eenvoudig. Daarnaast is het ook nodig gebruik te maken van een giethulpmiddel. Hiermee is het eenvoudiger om de pasprothese te vullen met korrels om de stomp heen.

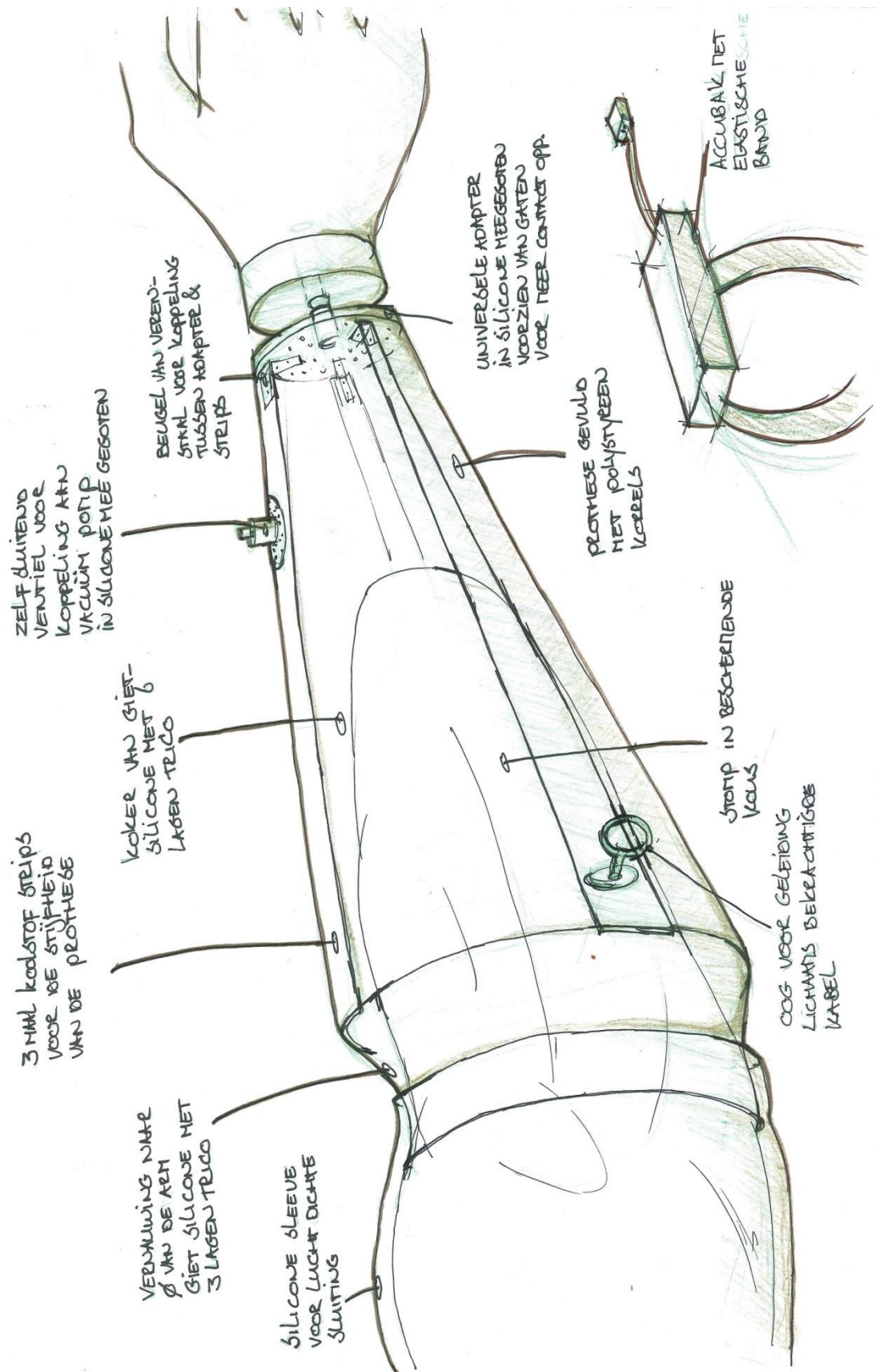


Afbeelding 4.6



Afbeelding 4.7

#### 4.11. Het eindontwerp



Afbeelding 4.8

## 5. Vervaardiging

u het concept is uitgewerkt tot een gedetailleerd ontwerp, kan begonnen worden met de vervaardigingsfase. Om tot een goed functionerend product te komen, moet er eerst kennis opgedaan worden van de orthopedische productieprocessen. Op de orthopedieafdeling op De Hoogstraat is veel kennis aanwezig. Hier is dan ook beroep op gedaan voor uitleg en tips. Het proces is chronologisch beschreven.

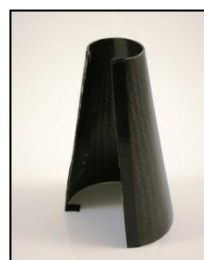
Er is gekozen om een prototype te maken met de maten uit de grootste maatgroep. Het prototype kan dan getest worden door volwassen proefpersonen. Deze volwassenen hebben vaak al ervaring met het dragen van een prothese, zij kunnen hierdoor goed feedback geven. Tevens is het voor een proefpersoon met een kleinere stomp mogelijk om een 'te grote' pasprothese te proberen, omgekeerd is dit niet mogelijk. Hoewel de diameter en lengte van de koker in dit geval te groot zijn, kan wel een uitspraak gedaan worden over het gevoel van de prothese aan de stomp.

De basis van het vervaardigen van de prothese is een gipsmodel. Om een positief gipsmodel te verkrijgen moet er eerst een gietmal gemaakt worden; het negatief. De uitslag van een afgeknotte kegel wordt uit een plaat polypropyleen van drie millimeter gehaald. Deze uitslag wordt vervolgens tot een kegel gevormd en vol gegoten met gips. Een stalen buis is in het gips verwerkt voor houvast tijdens de latere stappen. Het gipsmodel wordt bewerkt tot het de juiste vorm heeft en glad is.



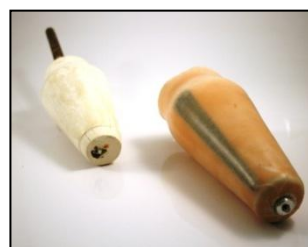
Afbeelding 5.1

Allereerst wordt het gipsmodel gebruikt om de koolstof spalkjes te vervaardigen. Er worden, tot de overgang van het distale deel naar het proximale deel, koolstof matten om het model gelegd en vervolgens wordt er hars doorheen gegoten. Er ontstaat weer een negatief van het model. Door de lossende vorm van het model is het koolstof er makkelijk af te krijgen. De spalken worden uit de kegel van koolstof gezaagd en rond geslepen.



Afbeelding 5.2

De gietring, beugeltjes en het ventiel zijn de volgende. Deze worden gemaakt volgens tekening met conventionele draai- en freesmachines. De spalken worden aan de beugels gelijmd met twee componentenlijm. De verbinding tussen de gietring en de beugels is gerealiseerd met boutjes.



Afbeelding 5.3

De bovengenoemde onderdelen zijn klaar om mee gegoten te worden in het silicone. Het gipsmodel wordt klaar gemaakt voor het gieten. De componenten worden tussen de lagen tricot geplaatst en het silicone wordt gegoten. Doordat het silicone rond het proximale deel goed rekbaar is kan de koker makkelijk van het gips model gehaald worden.

De adapter en het verloop worden volgens tekening gemaakt met behulp van conventionele draai en freesmachines.



Afbeelding 5.3

Meer foto's van de componenten en het uiteindelijke product zijn te vinden in bijlage III.

## 6. Testfase

Om de werking van het product te bewijzen, is het prototype getest. Er is gekeken of in de detaillering de juiste keuzes gemaakt zijn. De technische aspecten van de prothese worden op hun werking getest. Wanneer de prothese naar behoren werkt, kan er op personen getest worden. Het is belangrijk dat de prothese goed te gebruiken is door de revalidant, maar het is ook zeer zeker van belang dat de therapeuten met het product om kunnen gaan. Aan de hand van deze testfase kunnen er eventueel nog aanpassingen gedaan worden aan de pasprothese.

### 6.1. Technische componenten

Het prototype wordt op een aantal gebieden op zijn werking getest. Het is van belang dat alle deelproblemen op een juiste manier zijn opgelost voordat er met personen getest wordt. Voor deze tests is gebruik gemaakt van een gipsmodel van een stomp. De werking van alle onderdelen wordt hieronder stuk voor stuk besproken.

#### 6.1.1. Giethulpmiddel

Wanneer de stomp in de koker is geplaatst moet de koker verder gevuld worden met polystyreen korrels. Hiervoor is een giethulpmiddel ontworpen en vervaardigd. De doorstroom van de korrels in de trechter blijkt echter niet voldoende. De schacht van het hulpmiddel is te klein en raakt verstopt. Omdat de korrels zo licht zijn wordt dit effect versterkt. Een grotere schacht is geen optie omdat deze tussen de pasprothese en de arm moet kunnen. Een juskannetje blijkt praktischer te werken.

#### 6.1.2. Pashulpmiddel

Om het passen van de prothese te ondersteunen is een pashulpmiddel gemaakt. Het hulpmiddel biedt steun voor de koker. Het hulpmiddel doet zijn werk goed. Het is een stabiele houder voor de koker. Wanneer de pasprothese gevormd is kan hij makkelijk uit de koker. Ook de opvangbak functioneert goed. Met het schenktuitje in de schaal kunnen de opgevangen korrels eenvoudig terug gegoten worden.

#### 6.1.3. Materiaal koker

Er is gekozen voor een siliconen koker. Door het aantal lagen tricot te variëren kunnen de eigenschappen van het silicone verschillen. Het distale deel van de koker moet vervormbaar genoeg zijn om de krimp van het vacuümvormen op te vangen. De rekbaarheid moet echter beperkt zijn. Het aantal lagen tricot blijkt goed gekozen. Na het vacuümvormen wordt het silicone tussen de spalken naar de stomp toe getrokken en de koker wordt een vast geheel. Dit wijst erop dat er geen loze ruimtes in de prothese zijn.

Het proximale deel moet juist rekbaar zijn voor een goede sluiting rond de bovenarm. Dit is gedaan door minder lagen tricot in het silicone te verwerken. Tot een diameter verschil van twee centimeter is de koker met een sleeve luchtdicht af te sluiten op de bovenarm. Met een groter diameter verschil worden de plooiën te groot, dit zorgt voor luchtkanaaltjes waardoor er geen blijvende onderdruk kan ontstaan. Door dit verschil op te vangen met siliconen ringen is het wel mogelijk om met een dunnere arm de koker te gebruiken.

#### 6.1.4. Verstevingingen

Om de koker, na vacuüm vormen, genoeg stijfheid te geven zijn er koolstof spalken aangebracht. Deze zijn met beugeltjes van verenstaal aan de gietring bevestigd. Tijdens het vacuümvormen hebben de spalken voldoende bewegingsvrijheid om richting de stomp te bewegen. De koker blijkt na vacuümvormen ruim bestand tegen 2 kg belasting. De gietring en spalken vormen een vast geheel.

### 6.1.5.Ventiel

Een ventiel met terugslagklep is gemonteerd zodat de pomp eenvoudig afgekoppeld kan worden. Dit blijkt goed te werken. Na afkoppelen van de pomp, blijft de onderdruk in de prothese bestaan. Door de sleeve van de huid af te trekken verdwijnt de onderdruk en kan de prothese van de stomp af.

### 6.1.6.Adapter

Om de verschillende handen te kunnen wisselen is een adapter ontworpen. Deze adapter blijkt goed te werken. Hij is echter wel gevoelig voor speling. Om dit op te vangen is er een rubberen o-ring in het verloop geplaatst.

### 6.1.7.Gewicht

Het gewicht van de pasprothese moet zo goed mogelijk overeenkomen met het gewicht van een definitieve prothese. De myo-elektrische uitvoering wordt gemeten. Met een gewicht van 950 gram is de pasprothese 100 gram zwaarder dan een vergelijkbare myo-elektrische prothese. Met behulp van het plaatsen van de accu op de pasprothese kan de prothese lichter aan voelen.

## 6.2.Gebruikers onderzoek

Nu bekend is dat het prototype werkt, kan het getest worden door patiënten. Om het product te testen is het belangrijk een gebruikersonderzoek te doen. Ervaringen van mensen die de pasprothese letterlijk aan de lijve ondervinden zijn belangrijk voor de ontwikkeling van een dergelijk product. Tevens wordt gekeken of de hulpmiddelen daadwerkelijk hulp bieden bij het passen. De doelgroep voor de pasprothese wordt vertegenwoordigd door kinderen tussen de twee en achttien jaar waarbij een prothese aangemeten gaat worden. Echter weten deze kinderen nog niet hoe het voelt om een prothese te hebben. Omdat de pasprothese qua beleving zo veel mogelijk op de uiteindelijke prothese moet lijken is het verstandiger om het product te testen onder ervaren prothese dragers. Ook is er bewust voor gekozen om het product te testen onder de oudere prothese dragers. Zij kunnen vaak beter verwoorden wat het gevoel aan de stomp is en beter onderbouwen op welke vlakken de pasprothese eventueel nog aangepast moet worden.

### 6.2.1.Methode

Om een duidelijk beeld te krijgen van de ervaringen en conclusies te kunnen trekken uit de bevindingen van de proefpersonen, wordt de test afgenomen door middel van een scorelijst. Vragen over het gevoel van de pasprothese ten opzichte van de eigen prothese, het uiterlijk van de pasprothese en het gebruik hiervan worden beoordeeld op een schaal van één tot vijf. Zie bijlage II voor het gehele formulier.

### 6.2.2.Resultaten

Om een duidelijk beeld te krijgen van de uitkomst van de testen worden alle beoordelingen tezamen genomen. De meest belangrijke punten worden hier samengevat aan de hand van het eerder beschreven testformulier.

Het aantal handelingen dat nodig is voor het aanmeten van de pasprothese wordt over het algemeen ervaren als redelijk. Het aantal stappen is vrij groot; de siliconen sleeve die omgedaan moet worden, de kous om de stomp en de eventuele vulringen die geplaatst worden om het maat verschil op te vangen. Wel is het voor de patiënt begrijpelijk dat deze maatregelen genomen moeten worden. De tijd die nodig is om het geheel aan te brengen wordt echter ervaren als goed. Binnen 5 minuten is de pasprothese klaar voor gebruik. Wel maakt het een verschil of de hand myo-elektrisch, lichaamsbetrachtigd of puur cosmetisch is. Het aanbrengen van de myo-elektrische delen neemt meer tijd in beslag. Het comfort van het aanbrengen van de pasprothese is over het algemeen ook

goed. Wel is het soms wat lastig om de siliconen sleeve goed aan te brengen. Deze is slechts in één maat verkrijgbaar, dit zorgt er voor dat deze bij een brede bovenarm soms wat strak zit.

Als de pasprothese eenmaal aangebracht is kan het gevoel van de pasprothese beoordeeld worden. Qua gewicht komt de pasprothese zeer dicht in de buurt van de originele prothesen. Dit klopt ook met de gemeten waarden. De lengte van de pasprothese wijkt iets af van de prothese die de patiënten reeds hebben. Dit lengte verschil is echter niet dermate groot dat dit voor problemen zorgt. Het gevoel dat de onderdruk in de koker en daarbij de druk van de korrels op de huid veroorzaakt, is slecht te vergelijken met de op maat gemaakte fittingen in de originele prothesen. Wel wordt aangegeven dat het gevoel dat veroorzaakt wordt in de pasprothese niet als onaangenaam wordt ervaren. Over het algemeen wordt door de patiënten aangegeven dat de pasprothese wel degelijk een duidelijk beeld kan geven van hoe het is om een prothese te hebben. Ondanks dat het gevoel niet volledig overeenkomt met dat van de eigen prothese, geeft de pasprothese wel degelijk een goed beeld van het hebben van een lange arm.

Omdat het uiterlijk van de pasprothese op verschillende vlakken afwijkt van de normale prothese is het belangrijk dat dit verschil wordt geaccepteerd. Het uiterlijk van de pasprothese staat volgens de proefpersonen niet in de weg bij de beleving van de pasprothese. Wel vinden zij het belangrijk dat, voornamelijk bij het gebruik bij kinderen, er een duidelijke uitleg gegeven wordt dat de uiteindelijke prothese er anders uit zal gaan zien. Het gebruik van de pasprothese voor vijftien minuten wordt zeer verschillend beoordeeld. De meeste patiënten lijken geen hinder te ondervinden van het vacuüm systeem, anderen vinden het toch wel verademend als de pasprothese na tien minuten verwijderd wordt. Na het passen wordt er geregeld een leukend gevoel waargenomen dat na wat wrijven al snel verdwijnt.

Al met al wordt de ervaring met de pasprothese dus als positief ervaren. Al komt het gevoel van de pasprothese niet geheel overeen met de huidige prothesen van de patiënten, concluderen zij wel dat de pasprothese een goede benadering geeft van het ervaren van een lange arm.

### 6.3.Reactie van de therapeuten

Een andere gebruiker van het product is de therapeut die de pasprothese tijdens de prothese voorlichting gebruikt. Het is belangrijk dat zij goed overweg kunnen met het product zodat zij het kunnen gebruiken tijdens de prothese voorlichting.

De pasprothese lijkt aan te sluiten bij de verwachtingen die de therapeuten van het product hadden. De pasprothese is eenvoudig aan te brengen, alleen lijkt het wel noodzakelijk om dit, vooral in het begin, met twee personen te doen. Dit zal makkelijker zijn bij het vullen van de pasprothese met polystyreen korrels. Als het aanbrengen met twee personen gedaan wordt, is het wel mogelijk om hem in korte tijd aan te brengen. Dit duurt slechts 5 minuten. Wel geeft één van de therapeuten aan dat het aanpassen van de lengte van de pasprothese nog van belang is. Ook het doorontwikkelen van een serie pasprothesen in verschillende maten is van belang. Met de kleinste maat zal getest kunnen worden met kinderen. Dit zal waarschijnlijk andere ervaringen en/of meningen opleveren dan de testen die gedaan zijn bij ouderen.

De therapeuten denken dat de pasprothese een waardevolle aanvulling zal zijn bij de prothesevoorlichting. Er zal dan ook naar gestreefd worden om meerdere maten te vervaardigen waardoor het gebruik van de pasprothesen tijdens de voorlichtingen ook echt plaats kan vinden.

## 7. Conclusie en aanbevelingen

Een uitgebreide analyse heeft er voor gezorgd dat er een complete lijst met eisen en wensen is geformuleerd. Vooral het onderzoek naar de effecten van de onderdruk op de huid en het analyseren van bestaande prothesen en hun productieproces zijn zeer belangrijk geweest. De lijst van eisen en wensen heeft een goede basis gevormd voor het verder uitdenken van het ontwerp van de pasprothese.

Het omschrijven van de eisen naar *hoe kun je* heeft er voor gezorgd dat er concretere probleemstellingen zijn ontstaan. Deze probleemstellingen zijn stuk voor stuk behandeld in de ontwerpfase. Deze ontwerpfase heeft geresulteerd in een pasprotheseontwerp met onder andere de volgende eigenschappen:

- Een vulling van polystyreen korrels die door vacuümvormen de pasvorm realiseert
- Een siliconen buitenkoker die aan de verschillende gestelde eisen voldoet
- Een koppeling die het gebruik van verschillende handen mogelijk maakt
- De mogelijkheid tot myo-elektrisch en lichaamsbekrachtigd gebruik
- Een solide geheel dat volledig belastbaar is tot 2 kg

Nadat het geheel volgens tekening en met de verkregen kennis vervaardigd was, is het geheel uitvoerig getest. Uit de componenten test is gebleken dat alle onderdelen naar behoren werken. De pasprothese is belastbaar, de verschillende handen zijn eenvoudig te verwisselen en misschien wel het belangrijkste: de onderdruk in de koker blijft bestaan nadat de vacuümpomp wordt afgekoppeld.

Naast de losse componenten is het ook belangrijk dat het geheel in de praktijk werkt. Daarvoor zijn verschillende testen gedaan met patiënten. Uit deze testen is gebleken dat het product naar behoren werkt. Er kan een goede indruk worden gegeven van hoe het is om een lange arm te hebben, de pasprothese kan voldoende lang gedragen worden om enkele handelingen te verrichten en ook het gewicht van de arm komt goed overeen met de bestaande prothesen. Wel wijkt het gevoel aan de stomp wat af van een bestaande prothese en worden de handelingen die nodig zijn om de pasprothese aan te brengen als wat veel ervaren. Helaas is het niet mogelijk geweest om de pasprothesen bij kinderen te testen. Het testen bij kinderen is echter een belangrijk onderdeel omdat zij een groot deel van de doelgroep representeren. Het testen onder kinderen voor het werkelijke gebruik van de pasprothese tijdens de prothesevoorlichting is dan ook een must. Hiervoor is het wel van belang dat er nog verschillende maten van de pasprothese vervaardigd worden.

Ook de therapeuten zijn positief over de pasprothese en het gebruik ervan. Het gebruik van de pasprothese zal dan ook een goede aanvulling zijn voor de prothesevoorlichting. Wel zullen hiervoor meerdere maten vervaardigd moeten worden. Daarnaast kunnen er nog enkele aanpassingen gedaan worden aan het ontwerp om de pasprothese te verbeteren.

Om het product nog verder te ontwikkelen of te verbeteren zal er gezocht kunnen worden naar de mogelijkheden van een gesloten systeem, wat het gebruik van de losse polystyreen korrels vereenvoudigt. Daarnaast zal een meer elastische passing rond de bovenarm gunstiger zijn bij het vormen van een beter luchtdicht geheel. Het gebruik van een sleeve is niet ideaal. Deze zijn slechts in één maat te verkrijgen, welke voor kinderen te groot is. Om de pasprothese toch geschikt te maken voor kinderen zal er gebruik gemaakt kunnen worden van afgeknipte kinderliners. Een ander nadeel van de vervaardigde luchtdichte afsluiting is dat deze de flexie in de elleboog kan beperken. Ook de kabeltjes van het myo-elektrisch systeem, die door de sleeve lopen, zijn niet bevorderlijk voor de luchtdichtheid van het geheel. Het verwerken van de kabeltjes in de koker zal een optie zijn.

Al met al is er een product vervaardigd dat aan de vraag voldoet. Een product dat, na productie van de verschillende maten, zeer zeker een goede aanvulling zal zijn voor de bestaande prothese voorlichtingen.



## Literatuurlijst

1. Broeren, L.A.J.M. (2007). *Reader Antropometrie*, pag. B 11- B 12. Den Haag: Ruward
2. Broeren, L.A.J.M. (2007). *Reader Antropometrie*, pag. B 15. Den Haag: Ruward
3. Broeren, L.A.J.M. (2007). *Reader Antropometrie*, pag. B 10. Den Haag: Ruward
4. Herrman, D. Die Frühphase der Rehabilitation Beinamputierter aus orthopädietechnischer Sicht. *Orthopädie-Technik* 8/01, 340-345
5. Hybride Systeme, interimsprothese für humanitäre hilfe. Geraadpleegd in april 2011. <http://www.staatspreis.de/145-0-industriedesign-2.html>
6. Dr. Meihuizen-de Regt, M.J., Prof. Dr. de Moor, J.M.H & Drs. Mulders, A.H.M., *Kinderrevalidatie* (2003), Gorcum bv.: Koninklijke Van
7. Michael C. Munin, MD; Maria Carolina Espejo-De Guzman, MD; Michael L. Boninger, MD; Shirley G. Fitzgerald, PhD; Louis E. Penrod, MD; Jaspaal Singh, MD (2001). Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Vol. 38 No. 4
8. *Ontbrekende delen van armen en/of benen*. Geraadpleegd in maart 2011, <http://www.kinderorthopedie.nl/content/kinderorthopedie/crdefecten.asp>
9. Otto Bock HealthCare Gmb, (2007). *Prothese catalogus MYOBOCK Arm Components*, pag. 3.3. Duderstadt / Germany: Otto Bock HealthCare Gmb
10. Walta, H.A., Ariese, P. & Cool J.C., (1989). Ergonomic socket design for congenital below elbow amputated children. *Journal of rehabilitation sciences*. 2 (1), 19-24

## Bijlage

- I. Prothesen productie proces
- II. Vragenlijst testfase
- III. Gebruikershandleiding Pasprothese
- IV. Foto's pasprothese en onderdelen
- V. Bouwtekeningen pasprothese

## I. Prothese productieproces

Wanneer is besloten dat een kind in aanmerking komt voor een onderarm prothese, wordt een afspraak gemaakt met de orthopedisch instrumentmaker. Hieronder wordt beschreven welke stappen de instrumentmaker doorloopt om tot zijn eindproduct te komen. Deze kennis is op gedaan door mee te lopen in de praktijk

De eerste stap is het verkrijgen van een kopie van de stomp. Dit wordt gedaan met behulp van een gipsmodel. Om een dergelijk model te verkrijgen is eerst een negatief model van de stomp nodig. De stomp wordt daarom ingegipst. Eventuele punten die van belang zijn voor een goede pasvorm worden aangegeven met een stift. Deze markeringen drukken door op de binnenzijde van het negatief. Vochtige gipszwachtels worden om de stomp gelegd en ingemasseerd zodat er zich een goed passende mantel om de stomp vormt. Na enkele minuten is het gips hard geworden. Wanneer de stomp een lossende vorm heeft kan de patiënt zijn arm eruit trekken. Wanneer dit niet zo is kan de mantel open worden gezaagd.

Vervolgens wordt het negatief vol gegoten met gips. Wanneer dit uitgehard is wordt de buitenlaag verwijderd een kopie van de stomp is het resultaat. Eerder aangegeven punten worden bewerkt. Waar geen drukpunten mogen ontstaan, wordt het gipsmodel op gevuld. Waar de pasvorm extra strak moet zijn, wordt gips weg gehaald. Het model wordt op deze manier gevormd en glad gemaakt.

Wanneer de instrumentmaker klaar is met het gipsmodel wordt vaak een proefkoker gemaakt. Deze koker wordt gemaakt van helder polipropyleen. Wanneer de proefkoker gepast wordt kan de instrumentmaker goed zien waar luchtgaten ontstaan en waar drukpunten zitten. Met behulp van een föhn kan de koker op gewenste plekken ruimer worden gemaakt. Op plaatsen waar de koker te ruim is, wordt silicone gespoten zodat deze ruimte wordt opgevuld. Wanneer dit gebeurd is, heeft de koker de juiste pasvorm.

Nu de proefkoker de gewenste binnenvorm heeft, wordt deze vol gegoten met gips. Het positief dat hieruit voort komt heeft de perfecte de pasvorm. Het gipsmodel wordt glad gemaakt voor de volgende stap.

Een onderarm prothese bestaat uit een binnen- en een buitenkoker. De binnenkoker heeft de pasvorm van de stomp. Dit kan een harde of een zachte koker zijn. De buitenkoker dient om de hand op de juiste plek te krijgen. En om eventuele componenten in te verwerken. Ook heeft de buitenkoker een sterke cosmetische functie.

De binnen wordt als eerste gemaakt. Montagepunten voor de buitenkoker wordt op de juiste plek gemonteerd. Vervolgens wordt om het gipsmodel een laagje van ongeveer 5 mm silicone gegoten. Met behulp van een vacuüm wordt alles goed pas gezogen. Wanneer dit droog is, is de binnenkoker klaar.

Vervolgens wordt de koker opgeschuimd. Dit wordt de mal voor de buitenkoker. De ruwe vorm van het schuim wordt bewerkt tot het op een arm lijkt. De armlengte wordt op dit punt vast gelegd. Ook worden eventuele batterijen in het schuim verwerkt. Wanneer het schuim de juiste vorm heeft wordt het bedekt met folie. Daar overheen gaat een laag koolstof. Vervolgens een aantal lagen tricot (elastische kous) Dit wordt omgoten door hars. Het resultaat is een buitenkoker van een paar millimeter dik. De binnenkoker wordt losgesneden van de buitenkoker en het schuim wordt uit de buitenkoker gehaald. Een adapter voor een hand of haak wordt in het uiteinde van de arm gelijmd.

Wanneer de prothese is gepast en is goedgekeurd wordt er een silicone handschoen over de koker en eventueel hand gedaan om het geheel een mooier uiterlijk te geven.

## II. Vragenlijst testfase

|           |                             |
|-----------|-----------------------------|
| Naam:     | Datum:                      |
| Leeftijd: | Amputatie / reductiedefect: |
| Geslacht: | Lengte van stomp:           |

Ter evaluatie van het gebruik van de pasprothesen vragen wij u onderstaand formulier in te vullen. Dit zal de verdere ontwikkelingen van de pasprothese ten goed komen.

|                                                                             | Schaal                |      |   |   |                                                |
|-----------------------------------------------------------------------------|-----------------------|------|---|---|------------------------------------------------|
|                                                                             | M<br>a<br>t<br>i<br>g | Goed |   |   | U<br>i<br>t<br>s<br>t<br>e<br>k<br>e<br>n<br>d |
| 1. Het aantal handelingen dat het aanmeten in beslag neemt, is aanvaardbaar | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 2. De tijd die het aanmeten in beslag neemt, is aanvaardbaar                | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 3. Het comfort tijdens het aanmeten, is aanvaardbaar                        | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
|                                                                             |                       |      |   |   |                                                |
| 4. Het gewicht is vergelijkbaar met de huidige prothese                     | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 5. Het eventuele lengteverschil is aanvaardbaar                             | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 6. De onderdruk is vergelijkbaar met de druk van de huidige koker           | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 7. In zijn geheel evenaart de pasprothese, de huidige prothese              | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
|                                                                             |                       |      |   |   |                                                |
| 8. Het uiterlijk belemmert de belevingservaring niet                        | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 9. Een gebruik van vijftien minuten is acceptabel                           | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
| 10. Het gevoel in de stomp is na gebruik onveranderd                        | 1                     | 2    | 3 | 4 | 5                                              |
|                                                                             |                       |      |   |   |                                                |
| 11. Overige op- en/of aanmerkingen:                                         |                       |      |   |   |                                                |

### III. Gebruikshandleiding Pasrothese

#### Vooraf:

Zorg er voor dat het duidelijk is voor de patiënt wat de bedoeling is van het gebruik van de pasprothese. Laat bijvoorbeeld aan de hand van deze handleiding zien wat de bedoeling is van de pasprothese. Laat de patiënt ook duidelijk weten dat de gevoelsbeleving niet 100% overeenkomt met dat van de uiteindelijke prothese. Deze pasprothese zal enkel een indruk geven van het hebben van een lange arm en het beleven van een myo-elektrische en/of lichaamsbekrachtigde handbesturing.

#### Het aanbrengen van de pasprothese

Er zijn verschillen tussen het aanbrengen van de myo-elektrische pasprothese en de lichaamsbekrachtigde pasprothese. De stappen die hier onder weergegeven worden met de aanduiding “**myo**” zijn enkel van toepassing voor de myo-elektrische variant. De stappen weergegeven met de aanduiding “**LB**” zijn enkel van toepassing op de lichaamsbekrachtigde versie.

#### Stap 1: Benodigdheden

Zorg er voor dat alle benodigde materialen aanwezig zijn:

- Siliconen paskoker
- Polystyreen korrels
- Pashulpmiddel
- Giethulpmiddel
- Siliconen sleeve
- Kous
- Vacuümpomp
- In hoogte instelbaar bed
- Diverse soorten handen en koppelingen

#### Stap 2: Voorbereiding

Plaats het pas hulpmiddel op een in hoogte verstelbaar bed, en zet deze op de juiste hoogte. De elleboog moet zich met gestrekte arm ter hoogte van de boven rand van het giethulpmiddel bevinden.

**LB 1:** Doe de schouderbandage om bij de patiënt

**Myo 1:** Zoek de meest geschikte plaats voor de elektroden van de myo-elektrische hand. Hier overheen kan de kous uit stap 4 geplaatst worden om deze op hun plek te houden.

#### Stap 3: Sleeve en Kous

Zorg er voor dat de stomp schoon is en plaats de siliconen sleeve over de bovenarm van de patiënt. Trek de elastische over de stomp ter bevordering van het comfort.

**Myo 2:** Zorg er voor dat de kabeltjes van de elektroden onder de sleeve door lopen.

**Stap 4: Vullen**

Giet de koker tot aan de punt van de stomp (met de elleboog ter hoogte van de versmalling) vol met korrels, bij een kortere stomp worden er dus al meer korrels in de koker gedaan als bij een lange stomp. Laat de patiënt de stomp in de koker steken, met de punt net in de korrels.

**Stap 5: Afvullen**

Vul het giethulpmiddel met de polystyreenkorrels en gebruik deze om de prothese verder af te vullen met de korrels. De pasprothese wordt gevuld tot aan de versmalling in de pasprothese. Om de pasprothese meer stevigheid te geven kunnen de korrels enkele malen aangedrukt worden met de vingers.

**Stap 6: Sleeve**

Vouw de siliconen sleeve terug over de pasprothese. Zorg er voor dat het geheel luchtdicht afgesloten wordt door de siliconen sleeve.

**Stap 7: Vacuümpomp**

Sluit de vacuümpomp aan op de pasprothese en schakel deze in. Probeer door het kneden van de pasprothese zo veel mogelijk lucht uit het geheel te zuigen. Ook kan er gestopt worden met zuigen op aangeven van de patiënt. Hij/zij kan aangeven wanneer de pasprothese te strak komt te zitten.

**Stap 8: Controle**

Koppel de vacuümpomp los en controleer of de pasprothese zijn vorm behoudt. Is dit het geval, haal dan de prothese koker uit de standaard.

**Myo 3:** Plaats de accu door middel van de elastische banden op de pasprothese. Zorg er voor dat deze ter hoogte komt van de plaats waar hij bij de uiteindelijke prothese ook zal komen. Dit zal de beleving van het juiste gewicht ten goede komen.

**Stap 9: De hand**

Bevestig de juiste hand (lichaamsbekrachtigd of myo-elektrisch) door middel van de penkoppeling aan de pasprothese.

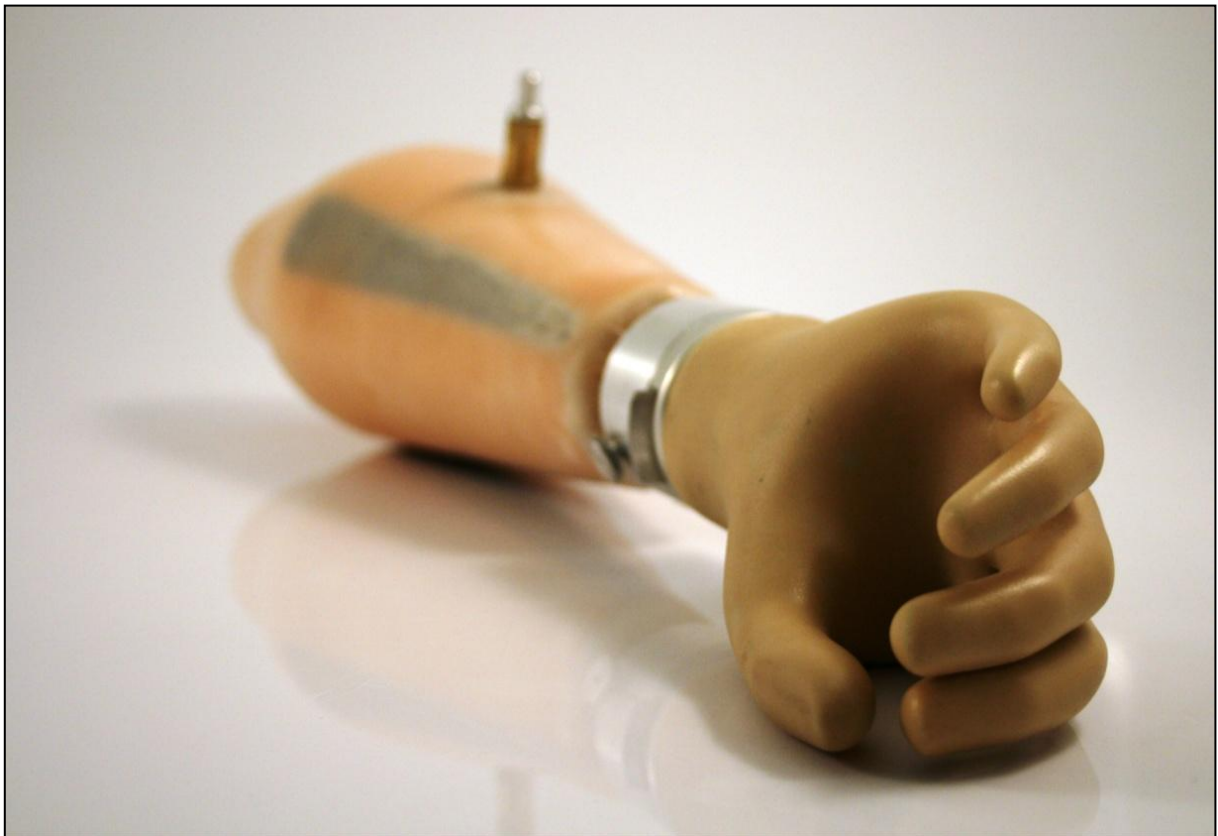
**LB 2:** Bevestig de kabel van de hand aan de kabel van de schouderbandage, haal de kabel hierbij door het oogje dat op de pasprothese bevestigd zit.

**Myo 4:** Koppel de stekkertjes van de hand en de accu aan elkaar.

De pasprothese is nu klaar voor gebruik.

#### IV. Foto's pasprothese





## V. Bouwtekeningen Pasprothese