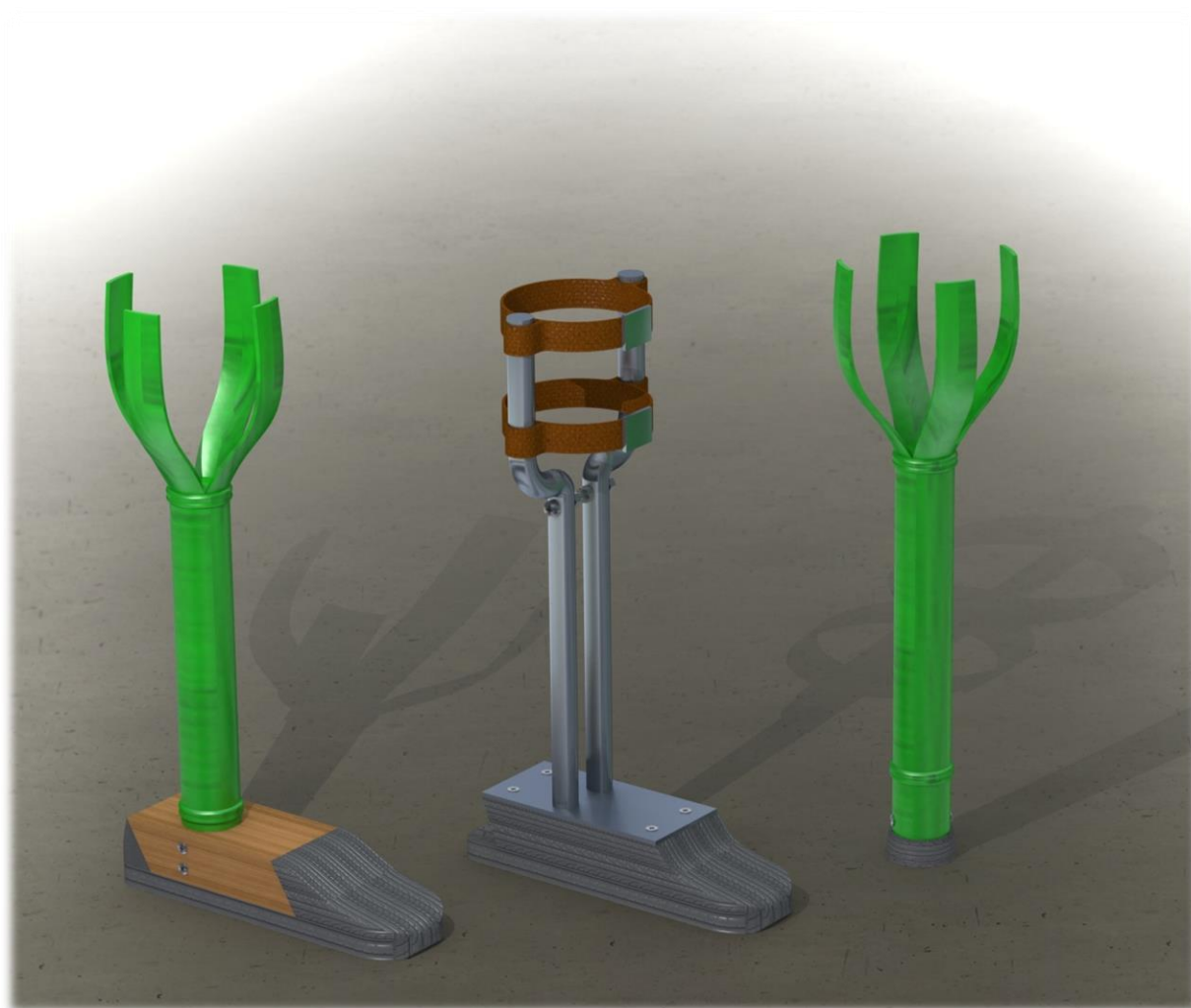


Basis handleiding voor het vervaardigen van kinderprothesen in ontwikkelingslanden

SCRIPTIE MARTIJN HORTENSIUS

OKTOBER 2015



Opleiding Bewegingstechnologie



De Haagse Hogeschool

Basis handleiding voor het vervaardigen van kinderprotheses in ontwikkelingslanden

Martijn Hortensius
(11067284)

Opleiding Bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool

1e begeleider: J.M.A. Visser
2e begeleider: D. Wezenberg

Oktober 2015

Voorwoord

Deze scriptie beschrijft mijn afstudeerproject vanuit de opleiding Bewegingstechnologie te Den Haag. Dit project is uitgevoerd voor The Patch Project. Dit Patch Project is opgericht door Bram Sterke, met het uiteindelijke doel om de kinderen die worstelen met amputaties in afgelegen gebieden in ontwikkelingslanden te bereiken en aan een prothese te helpen. Vanwege een eerdere stage in ontwikkelingsland Ghana (2013), waar ik enthousiast werd van het helpen van kinderen die te kampen hebben met een beperking, was ik op zoek naar een vergelijkbaar afstudeerproject. De beslissing om aan dit project deel te nemen was dan ook een logische keus.

In de eerste plaats wil ik Bram Sterke bedanken voor de mogelijkheid om bij The Patch Project mijn afstudeerproject uit te voeren. Ook wil ik hem bedanken voor zijn enthousiaste medewerking tijdens dit project.

Daarnaast wil ik Pieter Vervoort bedanken voor de samenwerking tijdens onze afstudeerperiode. Vanuit de opleiding ben ik door de hele afstudeerfase heen erg goed begeleid. Hiervoor wil ik Jorine Koopman bedanken voor het vinden van de geschikte opdracht, Judith Visser voor de uitstekende begeleiding tijdens het project en Daphne Wezenberg voor de uitgebreide controles en aanbevelingen van deze scriptie.

Tot slot wil ik alle lezers erop wijzen dat de twee eindresultaten van mijn afstudeerproject te vinden zijn in hoofdstuk 4 en bijlage 7.

Martijn Hortensius

Den Haag, 28 oktober 2015

Inhoudsopgave

Voorwoord	3
Samenvatting.....	5
1. Inleiding	6
2. Prothese-analyse en handleiding-analyse	8
2.1 Prothese-analyse	8
2.2 Handleiding-analyse	15
3. Prothese-eisen en handleiding-eisen	20
3.1 Prothese-eisen.....	20
3.2 Handleiding-eisen.....	21
4. Ontwerpen prothesemogelijkheden en blanco handleiding	23
4.1 Ontwerpen prothesemogelijkheden	23
4.2 Ontwerpen blanco handleiding	26
5. Evaluatie prothesemogelijkheden en ontwerpdoelen	27
5.1 Evaluatie prothesemogelijkheden.....	27
5.2 Evaluatie ontwerpdoelen	28
6. Discussie	29
7. Conclusie	30
Literatuurlijst	31
Bijlagen	32
<i>Bijlage 1: Overzicht van het natuurlijke gangpatroon.....</i>	<i>32</i>
<i>Bijlage 2: Uitlijning voetpositie.....</i>	<i>33</i>
<i>Bijlage 3: Afbeeldingen voorbeeldhandleidingen.....</i>	<i>36</i>
<i>Bijlage 4: Eisen gegroepeerd</i>	<i>39</i>
<i>Bijlage 5: Berekeningen van de buis.....</i>	<i>41</i>
<i>Bijlage 6: Maatvoering protheses</i>	<i>44</i>
<i>Bijlage 7: Blanco handleiding</i>	<i>47</i>

Samenvatting

Duizenden kinderen worstelen dagelijks met de gevolgen van een amputatie. Bij amputaties aan de onderste extremititeit is er vooral een beperking in de mobiliteit. Voor kinderen in ontwikkelingslanden heeft dit met name tot gevolg dat zij niet (zelfstandig) naar school kunnen gaan en vaak niet, of beperkt, mee kunnen doen met groepsactiviteiten. Om die kinderen met onderbeenamputaties te bereiken, worden prothese-handleidingen ontwikkeld. Met behulp van deze handleidingen kunnen protheses worden vervaardigd door een plaatselijke ambachtsman, met de lokale materialen en gereedschappen.

Voordat deze prothese-handleidingen online gepubliceerd kunnen worden, moeten eerst de mogelijke protheses ontworpen worden. Ook moet worden onderzocht hoe de handleidingen op een duidelijke en eenvoudige manier het vervaardigen van de protheses moeten beschrijven. Hieruit volgen de twee ontwerpdoelen voor dit project:

Ontwerpdoel 1: Ontwikkel de meest geschikte prothesemogelijkheden voor de voet en de buis van een onderbeenprothese, die geschikt zijn voor de volgende doelgroep: kinderen van 8-14 jaar die woonachtig zijn in afgelegen gebied in ontwikkelingsland Indonesië.

Ontwerpdoel 2: Ontwikkel een blanco handleiding, vanuit een kader dat in dit project wordt opgesteld, met in de blanco handleiding een uitgewerkt voorbeeld van een protheseonderdeel.

Voor ontwerpdoel 1 is de prothese-analyse uitgevoerd met als resultaat een lijst met prothese-eisen. Vanuit deze prothese-eisen zijn de prothesemogelijkheden ontwikkeld en gedetailleerd uitgewerkt qua maatvoering.

Om het kader te vormen voor de blanco handleiding, is de handleiding-analyse uitgevoerd, die de handleiding-eisen hebben opgeleverd. Vanuit deze handleiding-eisen is de blanco handleiding ontworpen met daarin een uitgewerkt protheseonderdeel.

De prothesemogelijkheden en de blanco handleiding zijn geëvalueerd op theoretische basis. Ze zijn nog niet in de praktijk getest.

Nu de prothesemogelijkheden in de blanco handleiding uitgewerkt kunnen worden, is daarmee de doelstelling van dit project behaald.

1. Inleiding

Wereldwijd worstelen duizenden kinderen met de gevolgen van een amputatie. Naar schatting gaat het om 0.19 – 4.7 per 1000 kinderen in ontwikkelingslanden.(1)

Personen met een amputatie ervaren vele beperkingen bij het uitvoeren van activiteiten en sociale activiteiten, wat de participatie beperkt. Bij amputaties aan de onderste extremiteit is er vooral een beperking in de mobiliteit.(2) Voor kinderen in ontwikkelingslanden heeft dit met name tot gevolg dat zij niet (zelfstandig) naar school kunnen gaan en vaak niet, of beperkt, mee kunnen doen met groepsactiviteiten, zowel op school als in alle dagelijkse levensverrichtingen(ADL). Een goed functionerende beenprothese kan daarom een grote bijdrage leveren aan de participatie van het kind, om zo een actief lid te kunnen zijn van de gemeenschap waarin hij of zij woont.

Fysiek gezien compenseert een prothese – tenminste gedeeltelijk – het verlies van het geamputeerde lichaamsdeel en de daarbij behorende functies. Dit geldt in het bijzonder bij prothesen voor de onderste extremiteit, vanwege de gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen.(2)

Voor hele jonge kinderen (<10 jaar) worden geen prothesen vervaardigd in ontwikkelingslanden vanwege de moeilijkheid van het vervaardigen, terwijl oudere kinderen (>10 jaar) vaak prothesen voor volwassenen krijgen die aangepast moeten worden.(1) Daarentegen is het voor de groep rond deze leeftijd belangrijk dat zij een prothese op maat hebben voor het functioneel bewegen.

Een algemeen probleem bij kinderprothesen is dat de prothese relatief kort gebruikt kan worden. De belangrijkste redenen daarvoor zijn het vaak extreme gebruik en de snelle groei van het kind. Hierdoor moet de gehele prothese of een onderdeel daarvan, iedere 6 tot 12 maanden vervangen, aangepast of gerepareerd worden. Dit levert in ontwikkelingslanden al snel financiële problemen op vanwege de productiekosten en vaak ook, aangezien de meeste kinderen woonachtig zijn in afgelegen gebieden, uren reizen van de dichtstbijzijnde steden met een orthopedische werkplaats.(1) De geleerde prothesemakers die in de orthopedische werkplaats werken zijn door de grote afstand onbereikbaar geworden. Om het desbetreffende kind alsnog aan een prothese te helpen moet er gezocht worden naar een alternatieve manier.

Eigen ervaring in ontwikkelingsland Ghana, vanwege een stage in 2013 gecombineerd met gegevens uit de literatuur,(4) leert dat het importeren van westerse prothesen in ontwikkelingslanden geen goed werkende methode is. De materialen waaruit deze prothesen bestaan en de gereedschappen die nodig zijn bij het verwerken van deze materialen, zijn veel te duur en vaak niet aanwezig in deze landen. Wanneer van de geïmporteerde prothese een onderdeel vervangen, aangepast of gerepareerd moet worden is dat niet mogelijk en dus kan de gehele prothese niet meer gebruikt worden. Daarnaast zijn de westerse prothesen over het algemeen ook niet ontworpen voor de condities die nodig zijn in ontwikkelingsgebieden.(4) Zo wordt er in ontwikkelingslanden vaak zonder schoenen gelopen in tegenstelling tot westerse landen. Hierdoor moet de prothesevoet die in ontwikkelingslanden wordt gebruikt, extra bestand zijn tegen slijtage.

Een alternatieve manier om het desbetreffende kind alsnog aan een prothese te helpen, is door de prothese te laten maken door een lokale ambachtsman of door de familie van het kind. De prothese moet dan vervaardigd kunnen worden uit materialen die in de omgeving aanwezig zijn en met de gereedschappen waarover een plaatselijke ambachtsman beschikt. Aangezien prothesiologiekennis bij de lokale ambachtsman en de familie van het kind hoogstwaarschijnlijk ontbreekt, zullen zij het maken van een prothese op een eenvoudige manier uitgelegd moeten krijgen. The Patch Project heeft daarom als doel om handleidingen te ontwikkelen die de vervaardiging van verschillende soorten prothesen beschrijft in de vorm van een stappenplan. Deze handleidingen worden op de site van The Patch Project(5) gepubliceerd, zodat deze wereldwijd te downloaden zijn.

Om uiteindelijk deze handleidingen te kunnen publiceren, moeten eerst de mogelijke prothesen ontworpen worden. Ook is het van belang dat de handleidingen op een duidelijke en eenvoudige

manier het vervaardigen van de protheses beschrijven. Deze stappen die vooraf gaan aan het maken van de handleiding, vormen de twee ontwerpdoelen van dit project:

Ontwerpdoel 1: Ontwikkel de meest geschikte prothesemogelijkheden voor de voet en de buis van een onderbeenprothese, die geschikt zijn voor de volgende doelgroep: kinderen van 8-14 jaar die woonachtig zijn in afgelegen gebied in ontwikkelingsland Indonesië.

Ontwerpdoel 2: Ontwikkel een blanco handleiding, vanuit een kader dat in dit project wordt opgesteld, met in de blanco handleiding een uitgewerkt voorbeeld van een protheseonderdeel.

Het doel van dit project is behaald wanneer de prothesemogelijkheden dusdanig gedetailleerd zijn uitgewerkt zodat ze in de handleiding kunnen worden opgenomen en wanneer de blanco handleiding, inclusief een uitgewerkt voorbeeld, is ontwikkeld.

Als dit doel is behaald, kan het vervolgproject voor The Patch Project van start gaan, waarin de definitieve handleiding wordt gemaakt.

Parallel aan dit project zal medestudent Pieter Vervoort voor zijn afstudeerproject de prothesemogelijkheden voor de socket ontwikkelen. Samen met de voet en de buis uit dit project kan er dan een onderbeenprothese gevormd worden.

2. Prothese-analyse en handleiding-analyse

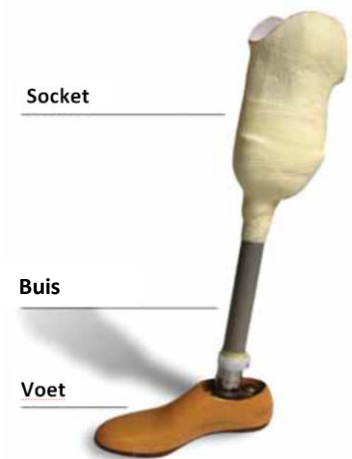
Het doel van deze analysefase is om een basis te verkrijgen voor de twee ontwerpdoelen van dit project. De prothese-analyse voor het eerste ontwerpdoel levert een lijst met eisen op, die beschrijft waar de protheseonderdelen voet en buis aan moeten voldoen. De handleiding-analyse die de basis legt voor het tweede ontwerpdoel levert een lijst met eisen op die het kader vormen voor de blanco handleiding. Beide analyses richten zich op de doelgroep voor de prothese en de gebruiker van de toekomstige handleiding.

Voor deze analyses is een rolverdeling gemaakt met Pieter Vervoort. Pieter doet de analyse waaruit de lijst met algemene eisen komen waaraan de prothese moet voldoen. En ik doe de handleiding-analyse. De eisen die als uitkomst gelden van deze analyses worden uitgewisseld.

2.1 Prothese-analyse

De handleiding moet uiteindelijk voor alle mogelijke ontwikkelingslanden bruikbaar zijn en daarom worden de protheses, die in de handleiding worden verwerkt, zo algemeen mogelijk gehouden. Maar aangezien de verschillende ontwikkelingslanden over verschillende materialen beschikken, is er voor dit project één ontwikkelingsland gekozen, omdat er geen tijd is om voor ieder ontwikkelingsland de prothesemogelijkheden uit te werken. De prothesemogelijkheden die in dit project zijn ontwikkeld, zijn voor kinderen in Indonesië, omdat vanuit The Patch Project hiervoor het meeste vooronderzoek verzameld is.

De keuze voor een onderbeenprothese i.p.v. een bovenbeenprothese, is gemaakt in verband met de beperkte tijd voor dit project, aangezien een kniegewricht veel extra moeilijkheden met zich meebrengt. Ook wordt een transtibiale amputatie – waar een onderbeenprothese als vervanging van het lichaamsdeel voor dient – van alle beenamputaties het meest toegepast, ook in ontwikkelingslanden.(6) (7) Hierdoor wordt met de keuze voor een onderbeenprothese een zo groot mogelijke doelgroep bereikt. Een onderbeenprothese bestaat uit drie onderdelen (zie figuur 2.1): de socket (dit is de aansluiting van de prothese op de stomp), een buis als vervanging van het onderbeen en de voet.



Figuur 2.1: Onderdelen onderbeenprothese. Aangepast overgenomen uit Pontas (p. 9) door B. Giesberts, 2012, Twente.

De uitkomst van de prothese-analyse kan opgedeeld worden in algemene prothese-eisen en specifieke prothese-eisen voor de buis en voet van de prothese. De analyse voor de specifieke prothese-eisen sluit aan op de algemene prothese-eisen uit de analyse van Pieter. Dit zijn de algemene prothese-eisen uit zijn analyse:(8)

- Eis 1.1:** De prothese moet dezelfde lengte hebben als het gezonde been.
- Eis 1.2:** Het onderbeen van de prothese moet in lengte een aanpassingsvermogen hebben van 1,67 cm per jaar.
- Eis 1.3:** De prothese levert een gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen en kan een verticale piekkracht van 2730 N dragen.
- Eis 1.4:** De buis van de prothese is bestand tegen een buigkracht van 273 Nm.
- Eis 1.5:** De prothese weegt niet meer dan het natuurlijke gewicht van het onderbeen en de voet samen, namelijk 5% van het totale lichaamsgewicht.
- Eis 1.6:** De prothesevoet is slijtage bestendig voor oneven ondergronden.
- Eis 1.7:** De prothesevoet is gemakkelijk schoon te maken.

- Eis 1.8:** De prothese kan aangepast worden door de gebruiker of door familie van de gebruiker.
- Eis 1.9:** De prothesevoet is gemaakt van materiaal dat bestand is tegen water.
- Eis 1.10:** De prothese moet gemaakt kunnen worden uit de materialen: hout, rubber, PVC, HDPE, aluminium en leer.
- Eis 1.11:** De materialen moeten te bewerken zijn met niet-elektrisch gereedschap.
- Eis 1.12:** De materialen waaruit de prothese bestaat zijn geschikt voor een luchtvochtigheid van 70-90%.
- Eis 1.13:** De materialen moeten bewerkbaar zijn beneden een maximale temperatuur van 200-230 c°.
- Eis 1.14:** De werkzaamheden voor het vervaardigen van een prothese moeten uit te voeren zijn door een plaatselijke ambachtsman.

De prothese-analyse voor de specifieke prothese-eisen onderzoekt de functies waaraan de buis en de voet van een onderbeenprothese moeten voldoen voor kinderen die wonen in afgelegen gebied in ontwikkelingslanden. Deze functies zijn onderzocht a.d.h.v. bestaande prothesen die gebruikt worden in ontwikkelingslanden.

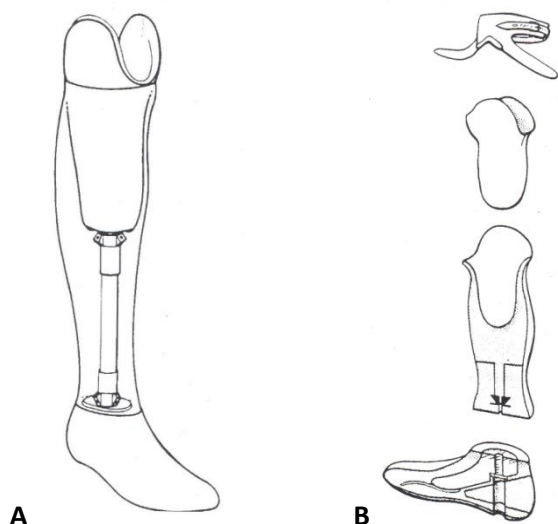
Endoskeletal vs. exoskeletal

Prothesen bestaan uit een 'endoskeletal' systeem of een 'exoskeletal' systeem. In deze prothese-analyse is geanalyseerd welk systeem het beste aansluit bij de doelgroep.

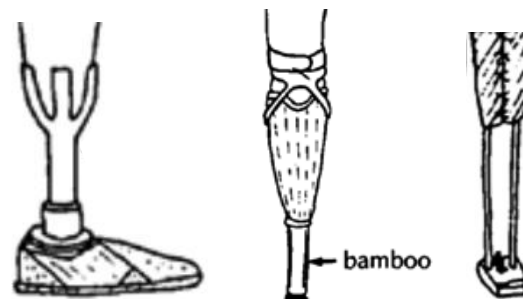
Een endoskeletal systeem – ook wel modulair systeem genoemd – is een systeem waarbij de prothese een vervangbare en instelbare verbinding heeft tussen de buis en de voet (zie figuur 2.2A). Hierdoor kunnen gemakkelijk onderdelen vervangen worden en zo kan de lengte eenvoudig worden aangepast.(6)

Een exoskeletal systeem – ook wel zelfdragend systeem genoemd – is een prothesevorm waarbij er een niet-vervangbare verbinding tussen de buis en de voet zit (zie figuur 2.2B). Na de afwerking kan de lengte van de prothese niet meer worden aangepast zonder de prothese te beschadigen.(6) Meestal wordt in ontwikkelingslanden gebruik gemaakt van een exoskeletal systeem vanwege de lagere productiekosten.(9) Dit geldt echter voor prothesen voor volwassenen. Vanwege de snelle groei bij de doelgroep en het vaak extremere gebruik, moet de prothese voor kinderen over het algemeen om de 6-12 maanden vervangen, aangepast of gerepareerd worden.(1) Wanneer er dan gebruik gemaakt wordt van een exoskeletal systeem, moet er steeds een compleet nieuw onderstel (voet en onderbeen) vervaardigd worden. Om deze reden kan er voor kinderen in ontwikkelingslanden beter gekozen worden voor een endoskeletal systeem, waarbij het onderbeen gemakkelijk vervangbaar is. Door het vele aanpassen van de prothese is het lastig om de prothese met endoskeletal systeem na iedere aanpassing af te werken zoals figuur 2.2A laat zien. Dit kan nadelig zijn voor de sociale acceptatie van het kind aangezien een afgewerkte prothese minder afschrikt dan een niet-afgewerkte prothese. Maar net als de bestaande prothesen voor kinderen in ontwikkelingslanden (zie figuur 2.3), wordt ook hier de functionaliteit verkozen boven de afwerking van de prothese.

- Eis 1.15:** De onderbeenprothese heeft een endoskeletal systeem zodat de onderdelen gemakkelijk vervangbaar of verstelbaar zijn.



Figuur 2.2: A Laat een endoskeletal systeem zien waarbij de prothese een vervangbare en instelbare verbinding heeft tussen de koker en de voet. B Laat een exoskeletal systeem zien waarbij er een niet-vervangbare verbinding tussen de voet en het onderbeen zit. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 410-411) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.



Figuur 2.3: Drie mogelijke protheses voor kinderen in ontwikkelingslanden met een endoskeletal systeem. Aangepast overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 628, 632, 642) door D. Werner, 2009.

Vaak zijn verbindingen de zwakste schakel in een constructie – tenzij de vervaardiging optimaal is – omdat het desbetreffende materiaal op dit punt onderbroken wordt. Aangezien de gebruikers van de handleiding over het algemeen niet de beschikking hebben over de juiste materialen en gereedschappen om deze precieze verbindingen te vervaardigen en daarnaast ook de capaciteiten missen om deze vaak lastige verbindingen goed werkend te maken, is het verstandig om zo weinig mogelijk verbindingen in het ontwerp op te nemen. Waar dit echter onontkoombaar is, zoals bij een endoskeletal systeem waar minimaal twee verbindingen (1. een vervangbare en instelbare verbinding heeft tussen de buis en de voet en 2. de verbinding tussen de buis en de socket) in verwerkt zijn, moet ernaar gestreefd worden om de verbindingen zo eenvoudig en stabiel mogelijk te maken. Hierdoor wordt de vervaardiging voor de prothesebouwer ook zo eenvoudig mogelijk.

Eis 1.16: De onderbeenprothese moet uit zo weinig mogelijk losse onderdelen bestaan zodat er een minimaal aantal verbindingen vervaardigd moeten worden.

Eis 1.17: De verbindingen die de losse onderdelen van de onderbeenprothese aan elkaar koppelen, dienen zo eenvoudig mogelijk te zijn voor de vervaardiging en de werking van iedere verbinding.

Eén voorbeeld van een eenvoudige verbinding die bij één van de bestaande protheses wordt toegepast is te zien in figuur 2.4. Deze PVC buis is verstelbaar gemaakt door de buis doormidden te zagen en vervolgens weer aan elkaar te verbinden met daartussen in een extra stuk PVC buis. De lengte van het tussenstuk kan heel gemakkelijk aangepast worden wat de lengte-verstelbaarheid van de prothese mogelijk maakt. De losse onderdelen zijn samengevoegd door een houten stok of smallere PVC buis in de buitenste buis te verwerken, die als verbindingsstuk fungeert. Voor de extra stevigheid zijn er nog twee losse PVC onderdelen om de buitenste buis bevestigd. Deze verbinding is relatief eenvoudig te maken.



Figuur 2.4: Endoskeletal onderbeenprothese met lengte verstelbare buis. Overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 632) door D. Werner, 2009.

De prothesevoet

De prothesevoet is een belangrijk onderdeel van de onderbeenprothese. De voet bepaalt samen met de buis o.a. de stabiliteit, de dynamiek en het energieverbruik tijdens het lopen.(6) De prothesevoet heeft als meest essentiële functie:

- Het lichaamsgewicht verdelen over het contactoppervlak van de voet met de grond tijdens het staan en het lopen.

Protheses die deze voetfunctie niet bezitten worden 'stubby's' genoemd. Figuur 2.5 laat een stubby-prothese zien. Zoals de vertaling van het Engelse woord 'stubby' al zegt, is dit eigenlijk een verlengde stomp waarop wordt gestaan. Doordat er geen verdere voetfuncties in de stubby zijn verwerkt, is het vervaardigen erg snel en gemakkelijk. Wel is een stubby nadelig op oneven ondergronden waar de doelgroep veel mee te maken heeft. Vanwege het kleine steunvlak kan een klein steentje of een kuiltje al veel invloed hebben bij het steunen op een stubby, wat het evenwicht flink kan verstoren.



Figuur 2.5: Stubby-prothese Overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 628) door D. Werner, 2009.

Naast de functie van het gewicht verdelen, kan een prothesevoet ook de natuurlijke werking van de voet nabootsen tijdens het gaan. Zie bijlage 1 voor een overzicht van het natuurlijke gangpatroon. De functies die hiervan in de prothese overgenomen moeten worden, zijn:

- Een energie absorberende functie tijdens hielcontact in de vroege standfase.
- Een nabootsing van de metatarsophalangeale extensie tijdens de late standfase.(6)

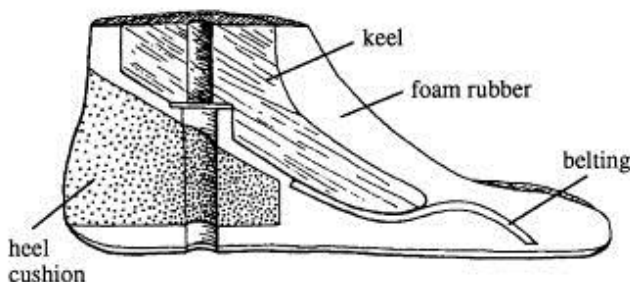
Hoe deze functies in de prothese overgenomen moeten worden, wordt in onderstaande paragrafen geanalyseerd.

Stijfheid hiel

Vrijwel alle protheses – met uitzondering van de stubby – bezitten de energie absorberende functie tijdens de vroege standfase. In figuur 2.6 is een prothesevoet te zien die deze twee functies bezit. In deze prothesevoet worden de natuurlijke bewegingen in de vroege standfase nagebootst met behulp van een 'bufferende hiel' die de energie absorbeert. Een goed voorbeeld waarvan deze prothesevoet is afgeleid, is de veel gebruikte 'Solid-Ankle Cushion-Heel' voet, beter bekend als de SACH-voet. Deze wordt ook veel gebruikt door kinderen.(10) Deze prothesevoet bestaat uit 1) een massieve centrale kern van hout (solid-ankle / keel), 2) een bufferende hiel van flexibel rubber (heel-cushion) en deze onderdelen zijn omgeven door 3) elastisch rubber (foam rubber). In figuur 2.7 is SACH-voet te zien die geschikt is voor het lopen zonder schoenen zoals kinderen in ontwikkelingslanden ook vaak doen.



Figuur 2.6: Prothesevoet met energie absorberende functie in de hiel en dorsaalflexiemogelijkheid in de voorvoet. Overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 634) door D. Werner, 2009.



Figuur 2.7: SACH-voet. Overgenomen uit *Transibial Amputation* (p. 634) door C.P.S. Kapp en C.P.D Cummings.

De stijfheid van de inderende hiel bepaalt de mate van energieabsorptie.(6) Wanneer de hiel te stijf is, wordt de plantairflexie beperkt met als gevolg dat de gebruiker de kracht tijdens het landen opvangt door extra knieflexie te maken om de voet plat op de grond te krijgen. Ook zal de te stijve hiel minder energie absorberen met als effect dat de knie abrupt in flexie schiet om de klap van de grondreactiekracht op te vangen.(10)

Wanneer de hiel echter te zacht is zal deze eerst volledig ingedrukt moeten worden voordat de knie zich in flexiestand verplaatst. Hierdoor komt er een kleine vertraging tussen het landen op de hiel en het inzetten van knieflexie, wat het looppatroon niet bevordert.(10)

De mate van stijfheid is echter ook afhankelijk van het lichaamsgewicht van de prothesedragers, als ook van de mate van activiteit. Een kind van 8-14 jaar heeft vanwege zijn lagere lichaamsgewicht meer behoefte aan een zachtere hiel, zodat de hiel ondanks zijn lagere gewicht wel ineen veert. Anderzijds heeft een kind vanwege zijn vaak actieve houding (rennen, springen, etc.) juist meer baat heeft bij een stijvere hiel.

De stijfheid van de bufferende hiel wordt bij westerse protheses vaak aangepast door in de praktijk eerst een proef te doen en wanneer de gebruiker ontevreden is, kan de stijfheid worden aangepast.

Dit is voor de kinderen in de afgelegen gebieden in ontwikkelingslanden niet mogelijk aangezien er geen professionele prothesemaker in de nabije omgeving aanwezig is. Om deze reden wordt een inschatting gemaakt voor de juiste stijfheid van de hiel. Dit wordt gedaan door twee bestaande manieren in de prothese toe te passen (zie figuur 2.6 en 2.8), die de bufferende hiel nabootst in een prothese voor kinderen in ontwikkelingslanden. In figuur 2.6 wordt de bufferende hiel veroorzaakt door sponsachtig rubber. De prothesevoet in figuur 2.8 heeft een nog simpelere oplossing gevonden door de ruimte van de hiel leeg te laten. In de handleiding moet aangegeven worden wat het gevolg is van de stijfheid van de hiel en hoe dit in het ontwerp aan te passen is.



Figuur 2.8: Prothesevoet met energie absorberende functie in de hiel door de ruimte rond de hiel leeg te laten. Aangepast overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 634) door D. Werner, 2009.

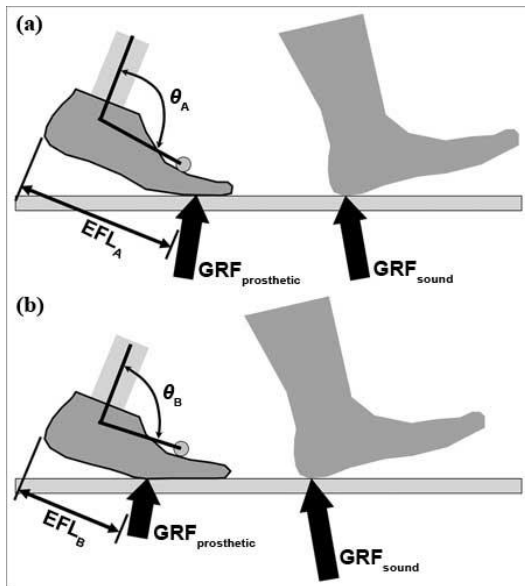
Eis 1.18: De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de vroege standfase nabootsen door het gebruik van een bufferende hiel, die wordt toegepast door de ruimte van de hiel leeg te laten of te vullen met sponsachtig rubber.

Eis 1.19: De handleiding geeft aan wat de gevolgen zijn van verschillende stijfheden van een bufferende hiel en laat tevens zien hoe deze stijfheid aangepast kan worden.

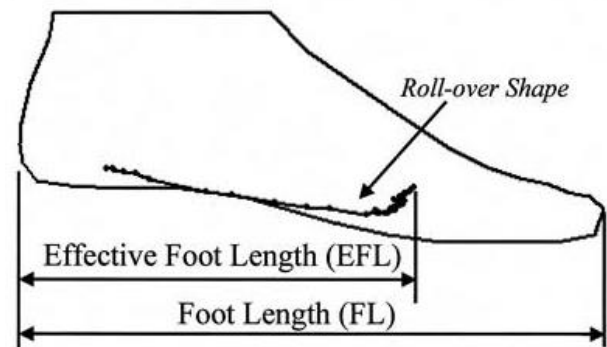
Effectieve voetslengte

De meeste prothesevoeten bootsen de natuurlijke bewegingen in de late standfase (dorsaalflexie en metatarsophalangeale extensie) na met behulp van een rigide kern in de voet, die eindigt op een punt wat overeenkomt met de plaats van de metatarsophalangeale gewrichten (zie figuur 2.4 'keel').(6) Het teengedeelte bestaat, net als de rest van de buitenzijde van de voet, uit flexibel rubber. Door de rigide kern die niet mee buigt, wikkelt de voet af over het voorste gedeelte van die kern en treedt er passieve teenextensie op aan het eind van de standfase doordat het rubberen teengedeelte nog grondcontact houdt.(6) Dit zorgt bij de gebruiker voor stabiliteit.

Een essentiële functie voor de doelgroep is het berg op- en afwaarts kunnen lopen met de prothese. Voor het bergopwaarts lopen is een grote dorsaalflexiemogelijkheid nodig om makkelijker door te kunnen stappen. De dorsaalflexiemogelijkheid is afhankelijk van de lengte van de rigide kern, want deze bepaalt de effectieve voetslengte (zie figuur 2.9 en 2.10). Dit is de afstand van de achterzijde van de hiel van de prothesevoet, tot het voorste punt van de afwikkelfuut (zie figuur 2.10) waarover geroteerd wordt bij het heffen van de hiel.(11) Hoe kleiner de effectieve voetslengte is, hoe meer dorsaalflexiemogelijkheid gecreëerd wordt (zie figuur 2.9b).

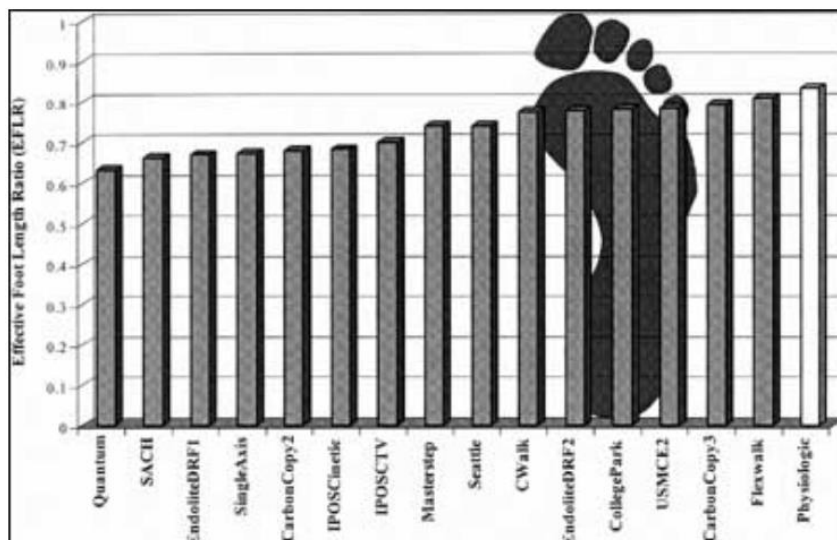


Figuur 2.9: Rotatie groter bij b. Overgenomen uit *Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users* (p. 901) door E. Klodd, A. Hansen, S. Fatone en M. Edwards, 2010.



Figuur 2.10: Effective Foot Length (EFL). Overgenomen uit *The Effective Foot Length Ratio* (p. 44) door A. Hansen, M. Sam en D. Childress, 2004.

De bekende SACH-voet heeft deze gewenste kortere effectieve voetlengte zoals in figuur 2.11 is te zien. (13) De effectieve voetlengte wordt procentueel uitgedrukt t.o.v. de totale voetlengte. Bij de SACH-voet is dit 65%.



Figuur 2.11: Effectieve voetlengte SACH-voet is 0,65. Dit is 65% van totale voetlengte. Overgenomen uit *The Effective Foot Length Ratio* (p. 45) door A. Hansen, M. Sam en D. Childress, 2004.

Eis 1.20: De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de late standfase nabootsen door het gebruik van een rigide kern, die eindigt op 65% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel, met aansluitend een teengedeelte dat uit flexibel materiaal bestaat.

De eerder getoonde prothesevoeten (zie figuur 2.6 en 2.8) hebben de mogelijkheid om deze vergrote dorsaalflexie in de voet te verwerken en gemakkelijk aan te passen. Deze mogelijkheden worden daarom toegepast tijdens de ontwerpfase van het product dat uit deze analyse volgt.

Uitlijning voetpositie

De uitlijning van de prothesevoet is erg essentieel voor zowel een statische houding als ook voor het dynamische looppatroon van de doelgroep. De uitgebreide analyse over de uitlijning is te zien in bijlage 2. De twee eisen die hieruit volgen zijn:

- Eis 1.21:** De anterior-posterior voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt vanuit het midden van de socket tussen de voorvoet en de hiel van de voet in valt, op 33% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel.
- Eis 1.22:** De mediaal-lateraal voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt dat door het midden van de voet valt (vanuit dorsaal aanzicht gezien) 1 cm mediaal ligt t.o.v. het midden van de distale condylen.

2.2 Handleiding-analyse

De uitkomst van deze handleiding-analyse kan opgedeeld worden in algemene handleiding-eisen en specifieke handleiding-eisen. De algemene handleiding-eisen zijn opgegeven vanuit de opdrachtgever van The Patch Project, Bram Sterke. De specifieke handleiding-eisen beschrijven de richtlijnen die aangeven hoe de prothesemogelijkheden in de handleiding verwerkt moeten worden. De analyse voor de specifieke handleiding-eisen sluit aan op de algemene handleiding-eisen. Dit zijn de algemene handleiding-eisen:

- Eis 2.1:** De handleiding moet worden opgeleverd als PDF.
- Eis 2.2:** De handleiding moet Engelstalig zijn.
- Eis 2.3:** De handleiding bevat paginanummering.
- Eis 2.4:** De handleiding moet een logisch opgebouwde structuur bevatten in de vorm van een stappenplan.
- Eis 2.5:** De handleiding mag alleen open-source afbeeldingen bevatten vanwege publicatie.
- Eis 2.6:** De handleiding moet het volgende 'creative commons-logo' bevatten: 'Vrije publicatie en bewerking met vermelding van de auteur'.
- Eis 2.7:** De handleiding kan worden bewerkt (door het toevoegen van onderdelen door bezoekers van het forum van The Patch Project).
- Eis 2.8:** De handleiding moet een disclaimer bevatten waarin de aansprakelijkheid beschreven staat.
- Eis 2.9:** De handleiding refereert naar de handleiding van de socket op de website van The Patch Project, die nodig is om tot een complete onderbeenprothese te komen.

De analyse voor de specifieke handleiding-eisen onderzoekt hoe de prothesemogelijkheden, in de vorm van een stappenplan, in de handleiding verwerkt moeten worden. Dit wordt gedaan door vier bestaande handleidingen met elkaar te vergelijken. Dit zijn bestaande handleidingen die inhoudelijk overeenkomsten hebben met de uiteindelijke handleiding van de onderbeenprothese en die ook de opbouw van een stappenplan hebben. Dit zijn de vier onderzochte voorbeeld-handleidingen:

Handleiding A: Boek 'Disabled Village Children'.(7)

Omschrijving: Dit boek, voor het eerst uitgebracht in 1987, is een ruim 600 pagina's tellend boek waarin allerlei oplossingen gegeven worden voor veel voorkomende problemen waar kinderen in ontwikkelingslanden dagelijks mee te maken hebben.

Handleiding B: Ikea bouwhandleiding van kast 'Aneboda'.(14)

Omschrijving: De Ikea-handleiding staat bekend om zijn eenvoudigheid. Iedereen moet een product a.d.h.v. de handleiding kunnen monteren. Deze doelstelling lijkt op de doelstelling voor de handleiding van dit project, aangezien deze ook zo eenvoudig mogelijk moet zijn. De Ikea-handleidingen van diverse producten zijn vrijwel identiek. Daarom is voor deze analyse random voor de handleiding van kast Aneboda gekozen.

Handleiding C: Otto Bock gebruikershandleiding van prothese 'Harmony' .(15)

Omschrijving: Otto Bock is één van de meest bekende producenten van orthopedische hulpmiddelen. De producten staan over het algemeen hoog aangeschreven. Om die reden is een handleiding van Otto Bock in deze analyse opgenomen om te onderzoeken hoe de professionele producent zijn handleiding opstelt. Er is gekozen om de handleiding van het product Harmony te onderzoeken omdat dit een onderbeenprothese is, net als het product van dit project.

Handleiding D: ICRC vervaardigingshandleiding van een trans-tibiale prothese.(10)

Omschrijving: De 'International Committee of the Red Cross' (ICRC) heeft verschillende prothesen en ortheses ontwikkeld voor volwassenen in ontwikkelingslanden. Hierbij maken zij vooral gebruik van de ontwikkeling van verschillende losse onderdelen die naar de ontwikkelingslanden worden gebracht om daar gemonteerd te worden tot de juiste prothese op maat. Voor deze analyse is gekozen voor de handleiding die het vervaardigen en monteren van een onderbeenprothese beschrijft.

In het vervolg van deze handleiding-analyse worden de voorbeeld-handleidingen aangeduid d.m.v. een eigen code (A, B, C en D) zoals hierboven per handleiding aangegeven staat.

Deze vier voorbeeld-handleidingen zijn per onderdeel van de handleiding (inleiding, inhoud en afsluiting) onderzocht en daaruit zijn de voordelen genoteerd. De meest essentiële voordelen die ook relevant en realiseerbaar zijn voor de uiteindelijke prothese-handleiding, zijn vertaald als eis.

In deze handleiding-analyse is het steeds belangrijk om het kennisniveau en de praktische mogelijkheden van de prothesebouwer in gedachten te hebben. De niveaus van prothesiologiekennis in ontwikkelingslanden zijn in figuur 2.12. uiteen gezet.



Figuur 2.12: Niveaus van prothesiologiekennis in ontwikkelingslanden (ISPO = International Society for Prosthetics and Orthotics).(3)

De prothese-handleiding richt zich op een prothesebouwer van niveau 4 en 5. Er mag bij deze prothesebouwer vanuit worden gegaan dat deze praktische technische ervaring heeft, aangezien er altijd wel iemand van niveau 4 in de nabije omgeving van het kind werkzaam is. Daarnaast zijn mensen in ontwikkelingslanden over het algemeen erg creatief aangezien zij in de afgelegen gebieden niet over allerlei soorten materialen en gereedschappen beschikken. Ook is het belangrijk om te weten, voor het maken van de prothese-handleiding, dat er dus geen (of beperkte) medische kennis aanwezig is.

Om de prothese-handleiding op de prothesebouwer aan te laten sluiten is in deze handleiding-analyse steeds de vraag gesteld: "Hoe leest de prothesebouwer de prothese-handleiding?". Op basis van deze vraag zijn de voordelen uit de vier voorbeeld-handleidingen tot stand gekomen.

In bijlage 3 zijn afbeeldingen van de vier voorbeeld-handleidingen (A, B, C en D) te zien, die per onderdeel van de handleiding (inleiding, inhoud en afsluiting) hieronder beschreven staan.

Analyse inleiding van voorbeeldhandleidingen

De prothesebouwer zal vanaf de website van The Patch Project (5) naar de prothese-handleiding worden verwezen. Wanneer hij deze handleiding heeft gedownload, komt hij – na de voorpagina – in de inleiding terecht. Deze inleiding heeft tot doel om de gebruiker in te leiden op de rest van de handleiding door hier te vermelden wat hij kan verwachten van de inhoud en waar hij rekening mee moet houden bij het gebruik van deze handleiding.

De prothesebouwer heeft op de website d.m.v. een protheseschema (zie hoofdstuk 4.2) een prothese toegewezen gekregen. Daarbij is vermeld dat hij in de handleiding de stappen moet volgen die horen bij twee cijfers. Cijfer 0 geldt voor alle algemene stappen die toegepast worden bij alle soorten prothesen. Het tweede is een cijfer die hoort bij zijn toegewezen prothese. Wanneer de handleiding gedownload wordt zonder gebruik van het protheseschema, dan ontbreekt het de gebruiker aan deze kennis. Om deze reden wordt dit nogmaals vermeld in de inleiding.

Net als in handleiding D, moet de inleiding beschrijven voor welke doelgroep (kinderen van 8-14 jaar die woonachtig zijn in afgelegen gebied in ontwikkelingsland Indonesië) de handleiding is bedoeld, zodat de prothesebouwer zeker weet dat hij de juiste soort prothese voor de juiste doelgroep gaat vervaardigen. Handleiding B toont heel overzichtelijk de benodigde materialen. Dit geeft voor de prothesebouwer helder weer wat hij moet verzamelen om de prothese te vervaardigen. Aangezien er meerdere prothesemogelijkheden in de handleiding uitgewerkt worden, is het overzichtelijk om per prothese een lijst met de benodigde materialen toe te voegen. Hierdoor ziet de prothesebouwer welke materialen hij moet verzamelen voor het vervaardigen van zijn toegewezen prothese.

Voordat de prothesebouwer naar de inhoud van de handleiding gaat moeten er nog twee meldingen gedaan worden om de prothesebouwer te begeleiden tijdens zijn vervaardigingsproces. In de inleiding van handleiding C wordt de prothesebouwer verwezen naar iemand die hulp kan bieden bij problemen. Voor deze situatie in afgelegen gebied in Indonesië geldt, dat de prothesebouwer verwezen kan worden naar de plaatselijke ambachtsman voor praktische hulp. Een ander hulpmiddel is het forum van The Patch Project die op de site te vinden is.(5) Net zoals handleiding B naar de helpdesk verwijst van de Ikea, moet deze inleiding verwijzen naar het Patch Project forum.

De eisen voor de inleiding van de prothese-handleiding zijn:

- Eis 2.10:** Beschrijf in de inleiding wat de inhoud van de handleiding is, hoe de handleiding is opgebouwd en hoe deze gebruikt moet worden.
- Eis 2.11:** Beschrijf in de inleiding hoe het doorlopen van het stappenplan werkt met het volgen van de juiste cijfers per prothese.
- Eis 2.12:** Beschrijf in de inleiding voor welke doelgroep de handleiding is bedoeld.
- Eis 2.13:** De inleiding geeft aan welke materialen er nodig zijn per prothesemogelijkheid voor het vervaardigen.
- Eis 2.14:** Verwijs in de inleiding naar de plaatselijke ambachtsman die de prothesebouwer praktische hulp kan bieden.
- Eis 2.15:** Verwijs in de inleiding naar het forum op de website van The Patch Project, zodat de prothesebouwer daar zijn vragen kan stellen.

Analyse inhoud van voorbeeldhandleidingen

Wanneer de prothesebouwer vanuit de inleiding naar de inhoud van de handleiding gaat, zal hij zijn toegewezen cijfers volgen om tot het vervaardigen van zijn soort prothese te komen. Handleiding D geeft aan het begin van het stappenplan de prothese weer met de daarbij behorende onderdelen. Door dit voorbeeld te volgen en de onderdelen te benoemen van de prothese, weet de prothesebouwer in het vervolg welk onderdeel hij aan het vervaardigen is en waar het in de prothese wordt gebruikt.

De volgorde van de inhoud zal van de onderzijde naar de bovenzijde van de prothese worden uitgewerkt. Eerst zal de vervaardiging van de voet worden uitgewerkt en daarna de buis. Vervolgens wordt de aansluiting tussen beide onderdelen uitgewerkt. Als laatste stap laat de handleiding zien

hoe het product (voet en buis op elkaar aangesloten) aan de eerder vervaardigde socket moet worden gekoppeld. Zoals in alle vier de handleidingen (A, B, C en D) te zien is, bestaat het stappenplan grotendeels uit illustraties om de stappen te verduidelijken (zie figuur 2.13). Aangezien de prothesebouwer geen prothesiologiekennis heeft, is het belangrijk om de illustraties zo eenvoudig mogelijk te maken, om de prothesebouwer niet te verwarren met overbodig geïllustreerde onderdelen. Om de uit te voeren stappen extra duidelijk te maken aan de prothesebouwer, worden met name in handleiding A, de illustraties gebaseerd op de lokale situatie van de prothesebouwer. Dit zal ook in de handleiding worden toegepast zodat de illustraties herkenbaar zijn voor de prothesebouwer.

Wanneer een illustratie is weergegeven is het de bedoeling dat de prothesebouwer zo goed mogelijk weet a.d.h.v. de illustratie, wat de handeling is die hij uit moet voeren. Om dit te verduidelijken, beelden alle vier de voorbeeld-handleidingen (A, B, C en D), handen af in de illustraties, die laten zien wat de uit te voeren handeling is. Dit zorgt ook voor minder benodigde tekst bij de illustraties om de stap tekstueel uit te leggen. Deze tekst bij de illustratie dient zo kort en krachtig mogelijk te zijn om het overzicht te behouden.

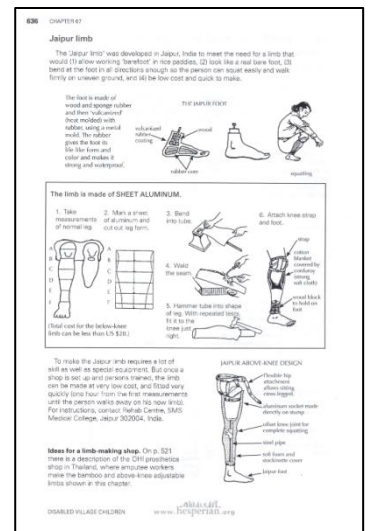
Handleiding D geeft de stappen weer in de vorm van foto's. Dit verduidelijkt de handeling, aangezien de te ondernemen stap zo realistisch mogelijk wordt afgebeeld.

Ter verduidelijking van de uit te voeren handeling, laten voorbeeld-handleiding A en B ook zien hoe de handeling niet moet worden. Door dit in de handleiding toe te passen zal de prothesebouwer extra goed weten wat hij moet doen en ook wordt de kans verkleind dat hij de stap foutief uitvoert.

De eisen voor de inhoud van de prothese-handleiding zijn:

- Eis 2.16:** Geef vooraf aan het stappenplan m.b.v. een illustratie weer wat het eindresultaat na het volgen van het stappenplan zal zijn en benoem daarbij de verschillende onderdelen van de prothese.
- Eis 2.17:** Werk het stappenplan van de vervaardiging van de prothese in deze volgorde uit: 1) vervaardiging voet, 2) vervaardiging buis, 3) koppeling voet en buis en 4) koppeling buis en eerder vervaardigde socket.
- Eis 2.18:** Werk de stappen uit m.b.v. overzichtelijke illustraties die alleen het meest essentiële weergeven, zonder overbodige onderdelen te illustreren.
- Eis 2.19:** Geef waar nodig, extra gedetailleerde illustraties weer, zoals ingezoomde illustraties.
- Eis 2.20:** Baseer de illustraties op de lokale situaties waar de prothesebouwer zich bevindt.
- Eis 2.21:** Gebruik waar nodig handen in de illustraties die de handeling uitvoeren, om zo de te ondernemen stap te verduidelijken.
- Eis 2.22:** Geef kort een krachtig tekstueel uitleg bij de illustraties.
- Eis 2.23:** Geef waar nodig naast de juiste illustratie, foutief uitgevoerde handelingen weer, om duidelijk aan te geven hoe de handeling niet moet worden uitgevoerd.

Het weergeven van de handelingen m.b.v. foto's is niet mogelijk binnen dit project aangezien er geen prototypes worden vervaardigd. Dit is echter als optimalisatie een goede aanvulling voor de toekomstige prothese-handleiding (zie hoofdstuk 5.2).



Figuur 2.13: Voorbeeld uit handleiding A met veel illustraties, overgenomen uit *Disabled Village Children* (p. 636) door D. Werner, 2009.

Analyse afsluiting van voorbeeldhandleidingen

Wanneer de prothesebouwer het vervaardigen van de prothese succesvol heeft afgerond, heeft hij een functioneel bruikbare onderbeenprothese voor het desbetreffende kind in handen. Vanwege de snelle groei en hoge fysieke activiteit van het kind, moet de gehele prothese of een onderdeel daarvan, iedere 6 tot 12 maanden vervangen, aangepast of gerepareerd worden. Handleiding C geeft in de afsluiting een lijst weer met mogelijke problemen en de daarvoor mogelijke oplossingen. Zo moet ook de prothese-handleiding afsluiten met de mogelijke problemen en de daarbij behorende aanpassingen. Vanwege de snelle groei is het verlengen van de buis van de prothese één van deze essentiële aanpassingen die in de afsluiting beschreven moeten staan.

De eis voor de afsluiting van de prothese-handleiding is:

Eis 2.24: Vermeld in de afsluiting van de handleiding mogelijke oplossingen voor onderwerpen als vervanging, reparatie en oplossingen voor veel voorkomende problemen, zoals het verlengen van de buis.

3. Prothese-eisen en handleiding-eisen

De complete lijst met eisen is op te delen in prothese-eisen voor de prothesemogelijkheden en handleiding-eisen voor de blanco handleiding.

3.1 Prothese-eisen

De eisen voor de prothese komen uit de prothese-analyse. Deze eisen zijn opgedeeld in de algemene prothese-eisen en de specifieke prothese-eisen voor de buis en de voet van de prothese.

Algemene prothese-eisen:

- Eis 1.1:** De prothese moet dezelfde lengte hebben als het gezonde been.
- Eis 1.2:** Het onderbeen van de prothese moet in lengte een aanpassingsvermogen hebben van 1,67 cm per jaar.
- Eis 1.3:** De prothese levert een gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen en kan een verticale piekkracht van 2730 N dragen.
- Eis 1.4:** De buis van de prothese is bestand tegen een buigkracht van 273 Nm.
- Eis 1.5:** De prothese weegt niet meer dan het natuurlijke gewicht van het onderbeen en de voet samen, namelijk 5% van het totale lichaamsgewicht.
- Eis 1.6:** De prothesevoet is slijtage bestendig voor oneven ondergronden.
- Eis 1.7:** De prothesevoet is gemakkelijk schoon te maken.
- Eis 1.8:** De prothese kan aangepast worden door de gebruiker of door familie van de gebruiker.
- Eis 1.9:** De prothesevoet is gemaakt van materiaal dat bestand is tegen water.
- Eis 1.10:** De prothese moet gemaakt kunnen worden uit de materialen: hout, rubber, PVC, HDPE, aluminium en leer.
- Eis 1.11:** De materialen moeten te bewerken zijn met niet-elektrisch gereedschap.
- Eis 1.12:** De materialen waaruit de prothese bestaat zijn geschikt voor een luchtvochtigheid van 70-90%.
- Eis 1.13:** De materialen moeten bewerkbaar zijn beneden een maximale temperatuur van 200-230 c°.
- Eis 1.14:** De werkzaamheden voor het vervaardigen van een prothese moeten uit te voeren zijn door een plaatselijke ambachtsman.

Specifieke prothese-eisen:

- Eis 1.15:** De onderbeenprothese heeft een endoskeletal systeem zodat de onderdelen gemakkelijk vervangbaar of verstelbaar zijn.
- Eis 1.16:** De onderbeenprothese moet uit zo weinig mogelijk losse onderdelen bestaan zodat er een minimaal aantal verbindingen vervaardigd moeten worden.
- Eis 1.17:** De verbindingen die de losse onderdelen van de onderbeenprothese aan elkaar koppelen, dienen zo eenvoudig mogelijk te zijn voor de vervaardiging en de werking van iedere verbinding.
- Eis 1.18:** De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de vroege standfase nabootsen door het gebruik van een bufferende hiel, die wordt toegepast door de ruimte van de hiel leeg te laten of te vullen met sponsachtig rubber.
- Eis 1.19:** De handleiding geeft aan wat de gevolgen zijn van verschillende stijfheden van een bufferende hiel en laat tevens zien hoe deze stijfheid aangepast kan worden.

- Eis 1.20:** De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de late standfase nabootsen door het gebruik van een rigide kern, die eindigt op 65% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel, met aansluitend een teengedeelte dat uit flexibel materiaal bestaat.
- Eis 1.21:** De anterior-posterior voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt vanuit het midden van de socket tussen de voorvoet en de hiel van de voet in valt, op 33% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel.
- Eis 1.22:** De mediaal-lateraal voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt dat door het midden van de voet valt (vanuit dorsaal aanzicht gezien) 1 cm mediaal ligt t.o.v. het midden van de distale condylen.

Deze 22 prothese-eisen vormen de basis voor de prothesemogelijkheden.

3.2 Handleiding-eisen

De handleiding-eisen die het kader vormen voor de prothese-handleiding komen uit de handleiding-analyse. Deze handleiding-eisen zijn opgedeeld in de algemene handleiding-eisen en de specifieke handleiding-eisen voor de inleiding, inhoud en afsluiting van de prothese-handleiding.

Algemene handleiding-eisen:

- Eis 2.1:** De handleiding moet worden opgeleverd als PDF.
- Eis 2.2:** De handleiding moet Engelstalig zijn.
- Eis 2.3:** De handleiding bevat paginanummering.
- Eis 2.4:** De handleiding moet een logisch opgebouwde structuur bevatten in de vorm van een stappenplan.
- Eis 2.5:** De handleiding mag alleen open-source afbeeldingen bevatten vanwege publicatie.
- Eis 2.6:** De handleiding moet het volgende 'creative commons-logo' bevatten: 'Vrije publicatie en bewerking met vermelding van de auteur'.
- Eis 2.7:** De handleiding kan worden bewerkt (door het toevoegen van onderdelen door bezoekers van het forum van The Patch Project).
- Eis 2.8:** De handleiding moet een disclaimer bevatten waarin de aansprakelijkheid beschreven staat.
- Eis 2.9:** De handleiding refereert naar de handleiding van de socket op de website van The Patch Project, die nodig is om tot een complete onderbeenprothese te komen.

Specifieke handleiding-eisen:

Inleiding:

- Eis 2.10:** Beschrijf in de inleiding wat de inhoud van de handleiding is, hoe de handleiding is opgebouwd en hoe deze gebruikt moet worden.
- Eis 2.11:** Beschrijf in de inleiding hoe het doorlopen van het stappenplan werkt met het volgen van de juiste cijfers per prothese.
- Eis 2.12:** Beschrijf in de inleiding voor welke doelgroep de handleiding is bedoeld.
- Eis 2.13:** De inleiding geeft aan welke materialen er nodig zijn per prothesemogelijkheid voor het vervaardigen.
- Eis 2.14:** Verwijs in de inleiding naar de plaatselijke ambachtsman die de prothesebouwer praktische hulp kan bieden.

- Eis 2.15:** Verwijs in de inleiding naar het forum op de website van The Patch Project, zodat de prothesebouwer daar zijn vragen kan stellen.

Inhoud:

- Eis 2.16:** Geef vooraf aan het stappenplan m.b.v. een illustratie weer wat het eindresultaat na het volgen van het stappenplan zal zijn en benoem daarbij de verschillende onderdelen van de prothese.
- Eis 2.17:** Werk het stappenplan van de vervaardiging van de prothese in deze volgorde uit: 1) vervaardiging voet, 2) vervaardiging buis, 3) koppeling voet en buis en 4) koppeling buis en eerder vervaardigde socket.
- Eis 2.18:** Werk de stappen uit m.b.v. overzichtelijke illustraties die alleen het meest essentiële weergeven, zonder overbodige onderdelen te illustreren.
- Eis 2.19:** Geef waar nodig, extra gedetailleerde illustraties weer, zoals ingezoomde illustraties.
- Eis 2.20:** Baseer de illustraties op de lokale situaties waar de prothesebouwer zich bevind.
- Eis 2.21:** Gebruik waar nodig handen in de illustraties die de handeling uitvoeren, om zo de te ondernemen stap te verduidelijken.
- Eis 2.22:** Geef kort een krachtig tekstueel uitleg bij de illustraties.
- Eis 2.23:** Geef waar nodig naast de juiste illustratie, foutief uitgevoerde handelingen weer, om duidelijk aan te geven hoe de handeling niet moet worden uitgevoerd.

Afsluiting:

- Eis 2.24:** Vermeld in de afsluiting van de handleiding mogelijke oplossingen voor onderwerpen als vervanging, reparatie en oplossingen voor veel voorkomende problemen, zoals het verlengen van de buis.

Deze 24 handleiding-eisen vormen de basis de prothese-handleiding.

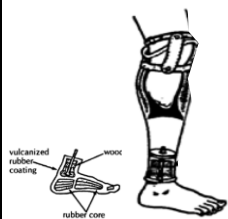
4. Ontwerpen prothesemogelijkheden en blanco handleiding

In deze ontwerpfase zijn de twee ontwerpen uit ontwerpdoel 1 en 2 ontwikkeld. Voor ontwerpdoel 1 zijn de meest geschikte prothesemogelijkheden voor de voet en de buis van een onderbeenprothese ontwikkeld en voor ontwerpdoel 2 is dit het ontwikkelen van de blanco handleiding met daarin een uitgewerkt voorbeeld van een protheseonderdeel.

4.1 Ontwerpen prothesemogelijkheden

De prothesemogelijkheden zijn ontworpen op basis van de prothese-eisen voor de doelgroep: kinderen van 8-14 jaar die woonachtig zijn in afgelegen gebied in ontwikkelingsland Indonesië. Om tot deze meest geschikte prothesemogelijkheden voor de voet en de buis van een onderbeenprothese te komen, is een eerste selectie gemaakt van mogelijke protheses die al gebruikt worden in ontwikkelingslanden. Deze mogelijke protheses zijn in tabel 4.1 aan de prothese-eisen getoetst, met de kardinale methode, om te controleren of ze voor de prothesemogelijkheden voor de doelgroep in aanmerking komen. Deze controle is uitgevoerd door de prothese-eisen te groeperen per onderwerp (zie bijlage 4 voor de complete verdeling van de 22 prothese-eisen over de onderwerpen). De onderwerpen zijn 1) functies, 2) lengte verstelbaarheid, 3) maakbaarheid, 4) materialen en 5) gereedschappen. In de kardinale methode wegen de onderwerpen allemaal even zwaar mee in de eindscore. Er is gekozen om iedere mogelijke prothese per onderwerp een score te geven tussen de 1 (= heel negatief) en de 5 (= heel positief). De scores zijn gegeven door een inschatting te maken of de mogelijke prothese per onderdeel kan voldoen aan de prothese-eisen, wanneer deze mogelijke prothese wordt aangepast voor de doelgroep.

Tabel 4.1: Kardinale methode. Hierin zijn vier protheses aan vijf algemene onderwerpen (1. functies, 2. lengte verstelbaarheid, 3. maakbaarheid, 4. materialen en 5. gereedschappen) getoetst. Ieder onderwerp weegt even zwaar mee in de eindscore. De score per eis kan liggen tussen de 1 (= heel negatief) en de 5 (= heel positief).

Nummer:	1	2	3	4
Naam:	Stubby prothese	Metalen prothese	Sachvoet prothese	Jaipur prothese
Afbeelding:				
Korte uitleg:	Stubby prothese met buis van bamboe of PVC	Metalen buizen met voet van metaal en rubber	Sachvoet prothese van hout, hard rubber en flexibel rubber en buis van bamboe of PVC	Jaipur prothese, met voet bestaande uit hout, hard rubber en omgeven door gevalcaniseerd rubber
Functies	2	4	4	5
Lengte verstelbaarheid	4	3	4	2
Maakbaarheid	5	3	4	1
Materialen	5	2	4	2
Gereedschappen	5	2	4	1
Totaalscore:	21	14	20	11

Op basis van deze kardinale methode zijn protheses 1-3 goed genoeg beoordeeld om gebruikt te worden als prothesemogelijkheid voor de doelgroep. Prothese 4 is niet goed genoeg beoordeeld vanwege twee scores van een 1, bij de onderwerpen maakbaarheid en gereedschappen. Dit komt doordat prothese 4 moeilijk te vervaardigen is vanwege de buis die uit een aluminium plaat gevormd moet worden en omdat er voor het vervaardigen hele specifieke gereedschappen nodig zijn zoals lasgereedschap en een metalen mal om de rubber voet in te vormen.

De drie bestaande protheses (prothese 1-3) uit de kardinale methode zijn opnieuw ontworpen, op basis van de prothese-eisen, zodat ze geschikt zijn voor de doelgroep.

Om ervoor te zorgen dat de drie protheses in het vervolgproject direct uitgewerkt kunnen worden in de handleiding, is het van belang dat een aantal afmetingen van de protheseonderdelen vooraf bekend zijn. Om tot de juiste maatvoering te komen, zijn de prothesemogelijkheden berekend en getoetst aan de volgende prothese-eisen over kracht en gewicht:

Eis 1.3: De prothese levert een gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen en kan een verticale piekkracht van 2730 N dragen.

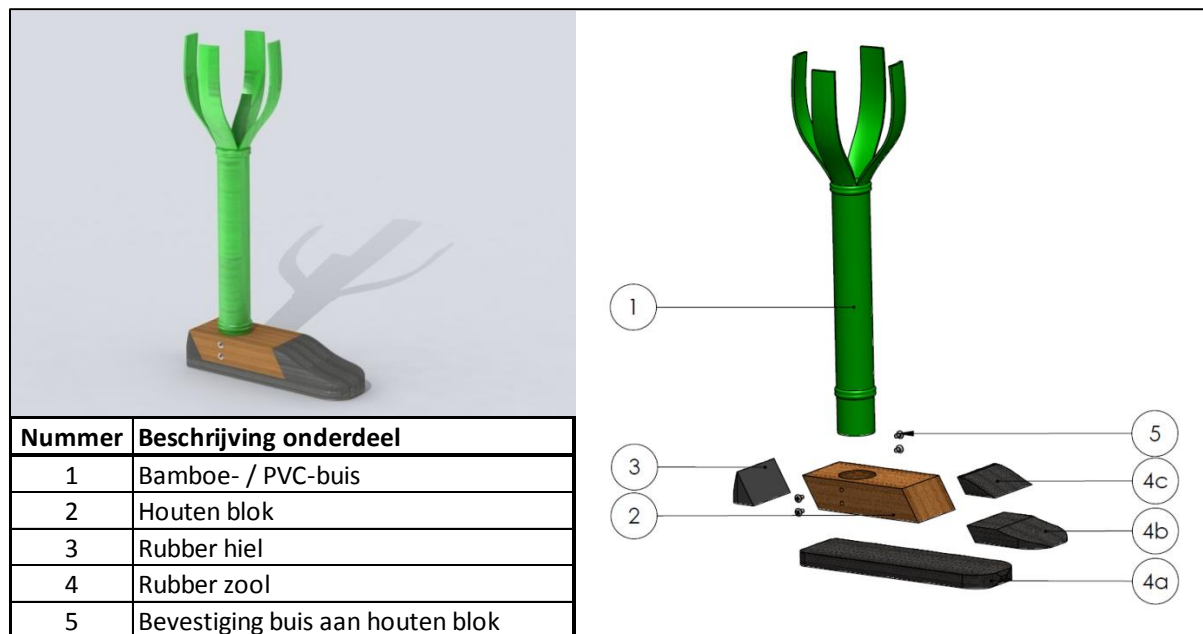
Eis 1.4: De buis van de prothese is bestand tegen een buigkracht van 273 Nm.

Eis 1.5: De prothese weegt niet meer dan het natuurlijke gewicht van het onderbeen en de voet samen, namelijk 5% van het totale lichaamsgewicht.

Om te zorgen dat de protheses aan eis 1.3 en eis 1.4 voldoen, is de toegestane drukkracht en buigkracht berekend per soort buis. Om aan eis 1.5 te voldoen is in dezelfde tabel het gewicht van de verschillende buizen berekend en opgeteld bij het overige gewicht (zie bijlage 5). De uitkomsten van deze berekeningen vormen in combinatie met de overige prothese-eisen de maatvoering van de prothesemogelijkheden. De maatvoering van de Sachvoet prothese is hieronder weergegeven. De maatvoering van de overige twee prothesemogelijkheden (de Stubby prothese en de Metalen prothese) zijn in bijlage 6 te zien.

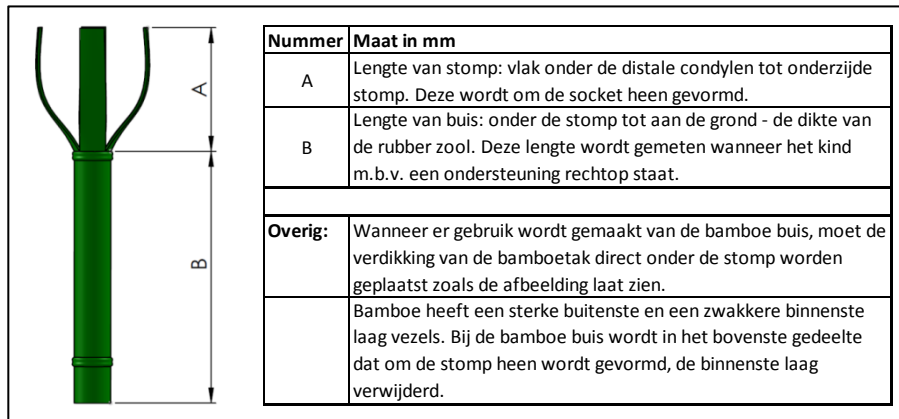
Maatvoering Sachvoet prothese

Figuur 4.1 laat zien hoe de Sachvoet prothese is opgebouwd. De maatvoering van de buis is te zien in figuur 4.2 en van de voet in figuur 4.3.



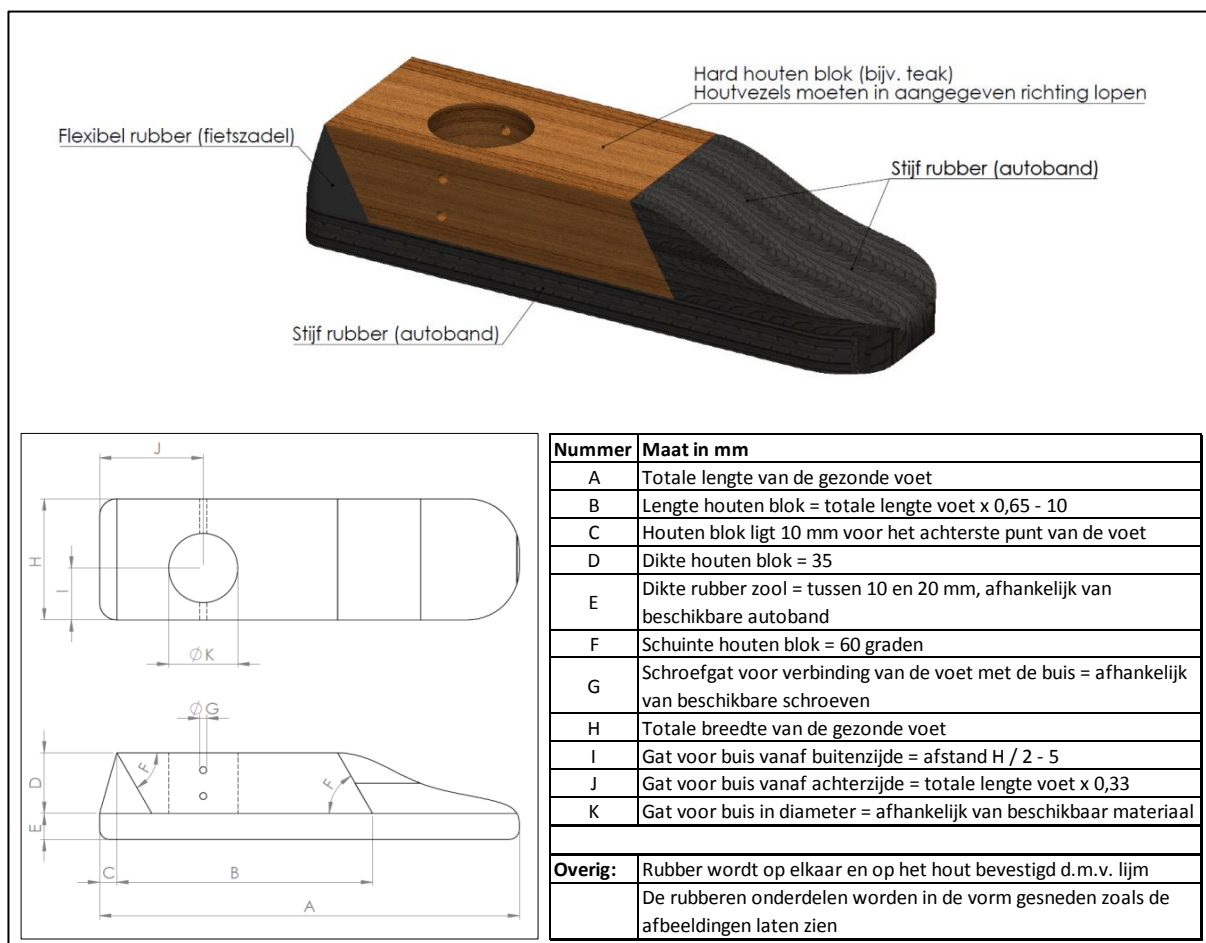
Figuur 4.1: Opbouw van de Sachvoet Prothese

Buis van bamboe of PVC:



Figuur 4.2: Maatvoering buis van Sachvoet Prothese.

Voet:



Figuur 4.3: Maatvoering voet van Sachvoet Prothese.

Protheseschema

De prothesemogelijkheden kunnen vervaardigd worden van de materialen en gereedschappen die plaatselijk aanwezig zijn. De beschikbare materialen kunnen echter verschillen per omgeving van het kind dat de prothese gaat gebruiken. Om te zorgen dat de prothesebouwer de prothese kan vervaardigen, die bestaat uit zijn beschikbare materialen, is er een protheseschema ontwikkeld die de prothesemogelijkheden met benodigde materialen en gereedschappen uiteen zet. De prothesebouwer wordt in dit protheseschema op de best mogelijke prothese gewezen, die aansluit bij zijn beschikbare materialen en gereedschappen. Vervolgens wordt hij vanuit dit protheseschema doorverwezen naar de handleiding.

De drie prothesemogelijkheden zijn geëvalueerd a.d.h.v. de prothese-eisen (zie hoofdstuk 5.1). Hieruit is gebleken dat de best mogelijke prothese, de Sachvoet prothese is. De Metalen prothese en de Stubby prothese volgen als tweede en derde mogelijkheid. Deze rangschikking is overgenomen in het protheseschema (zie figuur 4.4).

Protheseschema voet en buis			
Stap 1:	Heeft u de materialen en gereedschappen van prothese 1 tot uw beschikking? Ja: ga naar de handleiding. Nee: ga naar stap 2		
Stap 2:	Heeft u de materialen en gereedschappen van prothese 2 tot uw beschikking en is het kind die de prothese gaat gebruiken ouder dan 12 jaar ? Ja: ga naar de handleiding. Nee: ga naar stap 3		
Stap 3:	Heeft u de materialen van prothese 3 tot uw beschikking? Ja: ga naar de handleiding. Nee: zie forum op de site en stel uw vraag		
Prothese nummer:	1	2	3
Prothese naam:	Sachvoet prothese	Metalen prothese	Stubby prothese
Voorbeeld:			
Benodigde materialen:	PVC / bamboe	Metaal	PVC / bamboe
	Hout	Leer	Lijm (voor rubber op rubber)
	Stijf rubber (autoband)	Stijf rubber (autoband)	Stijf rubber (autoband)
	Flexibel rubber (fietszadel)	Bouten en moeren	Schroeven
	Schroeven		
	Lijm (voor rubber op hout)		
Bijzondere gereedschappen:	Boormachine / handboor	Metaal-gereedschap	
		Lasapparaat	
  			
Handleiding voor het vervaardigen:	Zie handleiding 2 voor vervaardiging van deze prothese. Volg alle stappen met cijfer 0 en 1 .	Zie handleiding 2 voor vervaardiging van deze prothese. Volg alle stappen met cijfer 0 en 2 .	Zie handleiding 2 voor vervaardiging van deze prothese. Volg alle stappen met cijfer 0 en 3 .

Figuur 4.4: Protheseschema voet en buis van een onderbeenprothese. De prothesebouwer doorloopt dit protheseschema om de juiste prothese toegewezen te krijgen die past bij de beschikbare materialen en gereedschappen.

4.2 Ontwerpen blanco handleiding

De 24 handleiding-eisen uit analyse 2.2 vormen het kader waarbinnen de handleiding gemaakt moet worden in het vervolgproject. Als voorbereiding hierop is de blanco handleiding ontworpen op basis van de 24 handleiding-eisen, met daarin een uitgewerkt voorbeeld van een protheseonderdeel. Als voorbeeld is gekozen voor de voet van de Sachvoet prothese, omdat deze prothese als best mogelijke prothese is beoordeeld (zie hoofdstuk 5.1).

Zie bijlage 7 voor de blanco handleiding met het voorbeeld daarin verwerkt.

5. Evaluatie prothesemogelijkheden en ontwerpdoelen

In deze evaluatie zijn de prothesemogelijkheden uit ontwerpdoel 1 geëvalueerd. Daarnaast is er ook geëvalueerd of ontwerpdoelen 1 en 2 voldoende zijn ontwikkeld.

5.1 Evaluatie prothesemogelijkheden

In deze evaluatie zijn de ontwerpen van de drie prothesemogelijkheden getoetst aan de prothese-eisen (eis 1.1 - 1.22, zie hoofdstuk 3.1). De prothesemogelijkheden zijn in dit project niet vervaardigd en daarom kan er nog niet geëvalueerd worden op basis van de praktijk. In deze evaluatie wordt daarom theoretisch geëvalueerd of de prothesemogelijkheden qua ontwerp kunnen voldoen aan de prothese-eisen. De score per eis kan het volgende zijn: eis voldoet niet(✖), eis voldoet deels(○) of eis voldoet wel(✓). Deze evaluatie is uiteengezet in tabel 5.1.

Tabel 5.1: Theoretische evaluatie van de prothesemogelijkheden. De ontwerpen zijn getoetst aan eis 1.1 - 1.22, zie hoofdstuk 3.1. De eisen zijn korter beschreven dan de werkelijke eisen. De score per eis kan het volgende zijn: eis voldoet niet(✖), eis voldoet deels(○) of eis voldoet wel(✓).

Evaluatie van de prothesemogelijkheden		Sachvoet	Metalen	Stubby
Eis 1.1	Prothese zelfde lengte als gezonde been	✓	✓	✓
Eis 1.2	Lengte aanpassingsvermogen van 1,67 cm per jaar	✓	✓	✓
Eis 1.3	Prothese levert gewicht dragende functie en kan 2730 N dragen.	✓	✓	✓
Eis 1.4	Buis prothese is bestand tegen buigkracht van 273 Nm.	✓	✓	✓
Eis 1.5	Prothese weegt niet meer dan 5% van totale lichaamsgewicht.	✓	○	✓
Eis 1.6	Prothesevoet is slijtage bestendig voor oneven ondergronden.	✓	✓	✓
Eis 1.7	De prothesevoet is gemakkelijk schoon te maken.	✓	✓	✓
Eis 1.8	Prothese kan aangepast worden door gebruiker of familie van gebruiker.	✓	✖	✓
Eis 1.9	Prothesevoet is gemaakt van materiaal dat bestand is tegen water.	✓	✓	✓
Eis 1.10	Prothese maken uit: hout, rubber, PVC, HDPE, aluminium en leer.	✓	✓	✓
Eis 1.11	Materialen moeten te bewerken zijn met niet-elektrisch gereedschap.	✓	✖	✓
Eis 1.12	De materialen zijn geschikt voor een luchtvochtigheid van 70-90%.	✓	✓	✓
Eis 1.13	Materialen moeten bewerkbaar zijn binnen maximaal 200-230 c°.	✓	✓	✓
Eis 1.14	Werkzaamheden zijn uit te voeren door plaatselijke ambachtsman.	✓	✓	✓
Eis 1.15	Endoskeletal systeem, dus onderdelen gemakkelijk vervang-/verstelbaar.	✓	○	✓
Eis 1.16	Zo weinig mogelijk losse onderdelen voor minimaal aantal verbindingen.	✓	✓	✓
Eis 1.17	Zo eenvoudig mogelijke verbindingen voor vervaardiging en werking.	✓	✓	✓
Eis 1.18	Enkelbewegingen vroege standfase nabootsen door bufferende hiel.	✓	✓	✖
Eis 1.19	Gevolg stijfheid hiel uitleggen en aanpassen stijfheid laten zien.	✓	✓	✖
Eis 1.20	Late standfase door rigide kern, en kern tot 65% van totale voetlengte.	✓	✓	✖
Eis 1.21	De anterior-posterior voetpositie uitgelijnd, met zwaartepunt op 33%.	✓	✓	✖
Eis 1.22	De mediaal-lateraal voetpositie uitgelijnd, met zp 1 cm mediaal.	✓	✓	✖

De evaluatie van de Sachvoet prothese levert een hele goede score op, aangezien dit ontwerp aan alle eisen voldoet. Dit geldt voor het ontwerp met een bamboe-buis, die de voorkeur heeft t.o.v. een PVC-buis (zie bijlage 5). De Sachvoet prothese is daarom als beste optie opgenomen in het protheseschema.

De Metalen prothese voldoet niet aan alle eisen. Dit komt met name door de relatief moeilijke bewerkingen die gedaan moeten worden voor de metalen onderdelen (zie eis 1.8, 1.11 en 1.15). Ook voldoet dit ontwerp maar deels aan eis 1.5 vanwege de zware metalen constructie. Om deze reden is de Metalen prothese alleen geschikt voor kinderen van 13 en 14 jaar oud (zie bijlage 5).

De Stubby prothese is met reden gekozen als derde en laatste optie in het protheseschema. De evaluatie van het ontwerp laat namelijk zien dat de Stubby prothese niet aan de laatste vijf eisen voldoet. Dit komt doordat er geen prothesevoet in het ontwerp is opgenomen. Toch is de Stubby

prothese een goede laatste optie, aangezien deze wel aan de overige eisen voldoet en zo toch nog kan functioneren als onderbeenprothese, wanneer de twee andere prothesen niet mogelijk zijn.

5.2 Evaluatie ontwerpdoelen

In deze evaluatie zijn de ontwerpen geëvalueerd. Hiervoor zijn de ontwerpen van de prothesemogelijkheden aan ontwerpdoel 1 getoetst en het ontwerp van de blanco handleiding aan ontwerpdoel 2. Zowel de prothesemogelijkheden als ook de blanco handleiding, zijn geëvalueerd op theoretische basis omdat ze nog niet in de praktijk zijn getest.

De prothese-analyse heeft een lijst met 22 prothese-eisen voortgebracht die de richtlijnen vormen voor de prothesemogelijkheden. Bestaande prothesen die al in ontwikkelingslanden worden gebruikt, zijn a.d.h.v. deze 22 prothese-eisen opnieuw ontworpen en zo zijn er drie prothesemogelijkheden ontstaan. Deze zijn per prothese gedetailleerd uitgewerkt qua maatvoering. Hierdoor is nu mogelijk om de uitgewerkte prothesemogelijkheden om te zetten naar de juiste afmetingen van de protheseonderdelen, wanneer de afmetingen van het desbetreffende kind bekend zijn. Het ontbreekt de ontwerpen echter nog aan specifieke materialenkennis. Van de mogelijke materialen die per prothesemogelijkheid genoemd worden, is een grote verscheidenheid aan soorten en maten, zoals dit bij bamboe het geval is. Ook is de lijm die genoemd wordt om het rubber te lijmen, niet specifiek genoemd. De hechting van de lijm kan namelijk per soort rubber en soort lijm erg verschillend zijn.

De handleiding-analyse heeft een lijst met 24 handleiding-eisen voortgebracht die het kader vormen voor de handleiding, waarin de prothesemogelijkheden uitgewerkt kunnen worden. Vanuit deze handleiding-eisen is de blanco handleiding opgesteld, met daarin een uitgewerkt voorbeeld van de voet van de Sachvoet prothese. De 24 handleiding-eisen lijken theoretisch gezien een duidelijk kader te vormen van hoe de handleiding in het vervolgproject moet worden gemaakt. Ook lijkt de blanco handleiding en het daarin uitgewerkte protheseonderdeel, een goed voorbeeld te zijn van hoe de prothesemogelijkheden in de uiteindelijke handleiding verwerkt moeten worden. Dit geldt echter alleen voor dit protheseonderdeel, want veel handleiding-eisen zijn nog niet toegepast in de blanco handleiding, doordat er maar één protheseonderdeel is uitgewerkt. Hierdoor kan de blanco handleiding maar beperkt worden geëvalueerd.

Wanneer de prothesemogelijkheden in de toekomst worden vervaardigd, kunnen de stappen die tijdens dit vervaardigingsproces worden uitgevoerd, worden gefotografeerd voor in de handleiding. Dit verduidelijkt de handelingen in het stappenplan, aangezien de te ondernemen stap zo realistisch mogelijk wordt afgebeeld.

De prothesemogelijkheden kunnen nu in de blanco handleiding uitgewerkt worden, volgens het gegeven kader dat hiervoor ontwikkeld is. Hieruit ontstaat dan de definitieve handleiding die de vervaardiging van de drie prothesemogelijkheden, in de vorm van een stappenplan beschrijft.

6. Discussie

De prothesemogelijkheden en de blanco handleiding lijken voldoende te zijn uitgewerkt wanneer dit op theoretische basis wordt geëvalueerd. Maar wanneer de prothesemogelijkheden en de blanco handleiding in de praktijk worden getest, zal pas blijken of deze ontwerpen daadwerkelijk voldoende zijn uitgewerkt.

Om deze praktische evaluatie in de toekomst te kunnen doen, zullen de prothesemogelijkheden vervaardigd moeten worden volgens de gegeven prothese-eisen. In de ideale situatie wordt de prothese vervaardigd door de prothesebouwer – een plaatselijke ambachtsman of een familielid van het kind – in een afgelegen gebied in Indonesië. Wanneer de prothese vervolgens door een kind van 8-14 jaar oud wordt getest in zijn leefomgeving, kan er een praktische evaluatie worden gedaan. Als dit voor alle prothesemogelijkheden en bij meerdere kinderen van de doelgroep in verschillende leefsituaties wordt getest, zullen er aanbevelingen ontstaan die kunnen leiden tot optimalisatie van de prothesemogelijkheden.

Om een praktische evaluatie te verkrijgen van de blanco handleiding en het daarvoor ontwikkelde kader, zal het vervolgproject van The Patch Project moeten worden uitgevoerd. Na het afronden van dit vervolgproject kan de handleiding – met daarin de uitgewerkte prothesemogelijkheden – in de praktijk worden getest door meerdere prothesebouwers de verschillende prothesemogelijkheden vanuit de handleiding te laten ontwikkelen. De bevindingen van de prothesebouwers n.a.v. deze tests vormen de praktische evaluatie van de handleiding en het daarvoor ontwikkelde kader.

Het is goed dat de prothesemogelijkheden gebaseerd zijn op de beschikbare materialen van de prothesebouwer. De huidige lijsten met materialen per prothese zijn echter nog te beperkt. Waar nu bijvoorbeeld alleen 'hout' staat aangegeven, moet na optimalisatie meer informatie staan aangegeven zoals: 'teak hout: 24 cm lang, 7 cm breed en 3,5 cm hoog'. Dit zorgt ervoor dat de gebruiker niet plotseling tijdens het ontwikkelen van de prothese ontdekt dat hij het verkeerde – of te weinig materiaal heeft.

De 22 prothese-eisen die de basis vormen voor de prothesemogelijkheden zijn grotendeels ook bruikbaar voor de ontwikkeling van prothesemogelijkheden in andere ontwikkelingslanden. De toepassing qua materiaal moet daarvoor wel worden aangepast, maar de meeste functionaliteiten waaraan de prothese moet voldoen, die door de prothese-eisen worden omschreven, komen per ontwikkelingsland overeen.

Nu de prothesemogelijkheden uitgewerkt en theoretisch geëvalueerd zijn, moet nog de verbindende stap worden gemaakt met de ontwerpen van de socket, uit het afstudeerproject van Pieter Vervoort. Wanneer de verbindingsmogelijkheden tussen de buis en de socket bekend zijn per protheseoptie, kunnen deze ook in de blanco handleiding worden uitgewerkt.

Het grote voordeel van de huidige opzet van de blanco handleiding, is dat door een verdeling te maken tussen algemene stappen en prothese specifieke stappen, nu alle prothesemogelijkheden in één handleiding uitgewerkt kunnen worden. Dit scheelt tijd in de uitwerking van de handleiding en levert ook meer overzicht op voor de website, dan wanneer er meerdere handleidingen gepubliceerd worden.

7. Conclusie

Het doel bij de start van dit project was om de prothesemogelijkheden en de blanco handleiding met uitgewerkt voorbeeld te ontwikkelen. De prothesemogelijkheden moeten dusdanig gedetailleerd zijn uitgewerkt, dat ze in de blanco handleiding opgenomen kunnen worden.

Er zijn drie prothesemogelijkheden voor de voet en de buis van een onderbeenprothese ontwikkeld voor de doelgroep: kinderen van 8-14 jaar die woonachtig zijn in afgelegen gebied in ontwikkelingsland Indonesië. Deze prothesemogelijkheden zijn gedetailleerd uitgewerkt qua maatvoering en kunnen nu in de blanco handleiding worden uitgewerkt.

De blanco handleiding is ontwikkeld volgens het kader dat in dit project is opgesteld. Hierin is een protheseonderdeel uitgewerkt, dat als voorbeeld dient voor hoe de prothesemogelijkheden in de uiteindelijke handleiding uitgewerkt moeten worden.

Doordat de prothesemogelijkheden nu in de blanco handleiding uitgewerkt kunnen worden, is de doelstelling van dit project behaald.

Nu dit doel is behaald, kan het vervolgproject voor The Patch Project van start gaan, waarin de definitieve handleiding wordt gemaakt.

Literatuurlijst

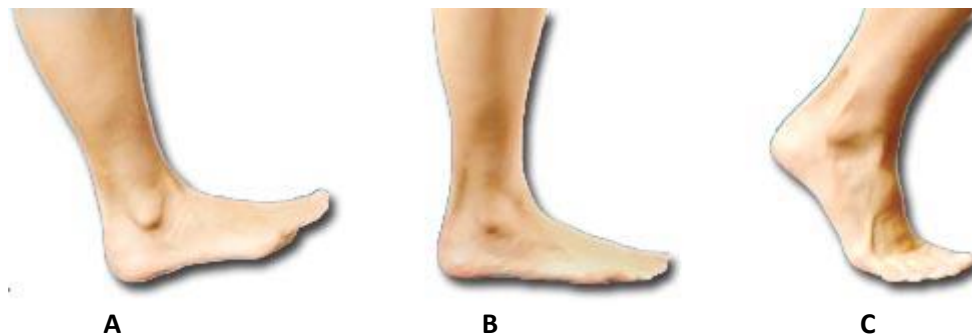
1. Sterke BT. PATCH Project. Groningen; 2013.
2. Kohler F, Cieza A, Stucki G, Geertzen J, Burger H, Dillon MP, et al. Developing Core Sets for persons following amputation based on the International Classification of Functioning, Disability and Health as a way to specify functioning. *Prosthet Orthot Int*. 2009;33(2):117–29.
3. Who WHO. Guidelines for training personnel in developing countries for prosthetic and orthotic services. 1990;
4. Meanley S. Different approaches and cultural considerations in third world prosthetics. Pokhara; 1995.
5. Sterke BT. The Patch Project [Internet]. 2013 [cited 2015 Apr 23]. Available from: <http://patchproject.net/>
6. Geertzen JHB, Rietman JS. Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit. 2nd ed. Den Haag: LEMMA; 2008.
7. Werner D. Disabled Village Children. A guide for community health workers, rehabilitation workers, and familie. 2nd ed. Berkeley: The Hesperion Foundation; 2009.
8. Vervoort P. Manual for socket lower limb prosthesis. De Haagse Hogeschool; 2015.
9. Giesberts B. Pontas [Internet]. University of Twente; 2012. Available from: <http://www.patchproject.net/wp-content/uploads/2014/06/UTReport-1.0.pdf>
10. Susan Kapp CP, Donald Cummings CP. Transtibial Amputation: Prosthetic Management. Digit Resour Found Orthot Prosthetics Community [Internet]. Available from: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap18-02.asp>
11. Hansen A, Sam M, Childress D. The Effective Foot Length Ratio: A Potential Tool for Characterization and Evaluation of Prosthetic Feet. *Am Acad Orthotists Prosthetists* [Internet]. 2004;41–5. Available from: http://www.oandp.org/jpo/library/2004_02_041.asp
12. Klodd E, Hansen A, Fatone S, Edwards M. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [Internet]. 2010;899–910. Available from: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/479/klodd.html>
13. Staros A. The SACH (Solid-Ankle Cushion-Heel) Foot. *Orthopedic & Prosthetic Appliance Journal*. 1957;23–31.
14. IKEA, Aneboda [Internet]. 2002 [cited 2015 May 5]. Available from: http://www.ikea.com/us/en/assembly_instructions/aneboda-wardrobe__AA-31164-10_pub.pdf
15. Otto Bock, Harmony User's Guide [Internet]. 2012 [cited 2015 May 5]. Available from: http://media.ottobock.com/prosthetics/socket-technologies/harmony/_general/files/12072403.1_ob-harmony-usersguide-9-10-12.pdf

Bijlagen

Bijlage 1: Overzicht van het natuurlijke gangpatroon

De natuurlijke werking van de voet tijdens het gaan is als volgt:

1. In de vroege standfase treedt er direct na de plaatsing van de hiel op de grond een snelle plantairflexie op, die eindigt wanneer de gehele voet op de grond staat (zie figuur B1.1 A).(6)
2. Tijdens het afwikkelen van de voet waarbij het lichaamszwaartepunt zich over het steunvlak van de hiel tot aan de voorvoet verplaatst, treedt er een geleidelijke dorsaalflexie op, zodat de voet tijdens de verplaatsing van het lichaam vlak op de vloer blijft staan (zie figuur B1.1 B).(6)
3. In het laatste deel van de standfase wordt er tegelijkertijd met het heffen van de hiel, een plantairflexie uitgevoerd die voor de afzet van de voet zorgt. Bij dit afwikkelen van de voet treedt er ook metatarsophalangeale extensie op zodat bij het heffen van de hiel de voet niet als een stijf geheel over het voorste punt van de voet roteert, maar dat er juist meer voetcontact met de grond wordt gehouden waardoor er meer stabiliteit wordt ervaren in deze late standfase (zie figuur B1.1 C).



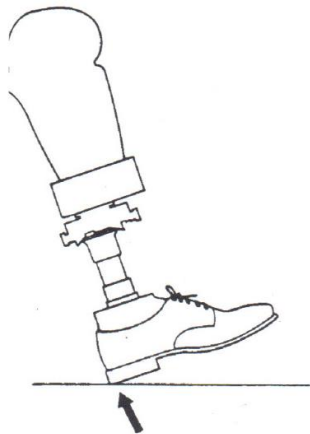
Figuur B1.1: Vroege standfase (A), afwikkelen steunvlak (B) en late standfase (C). Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 321) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

Bijlage 2: Uitlijning voetpositie

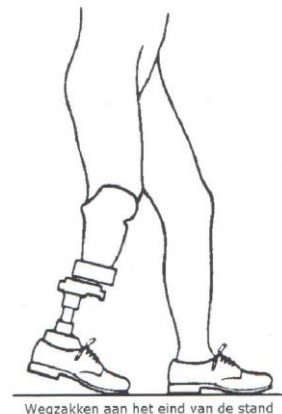
In deze analyse is de uitlijning vanuit sagittaal en ventraal/dorsaal aanzicht onderzocht waarbij eerst de negatieve gevolgen zijn onderzocht van een verkeerde voetpositie met als uitkomst de doelstellingen van de juiste voetpositie.

Anterior-posterior voetpositie

Vanuit sagittaal aanzicht is de anterior-posterior (AP) voetpositie onderzocht. Wanneer de voet te veel posterior is geplaatst, rust het meeste gewicht tijdens het staan op de voorvoet. Dynamisch gezien creëert dit een overmatig hieleffect in de vroege standfase (zie figuur B2.1) en het 'wegzakken' tijdens de late standfase aangezien de prothesedragers als het ware over de tenen heen valt en zichzelf moet opvangen met de andere voet (zie figuur B2.2).(6)

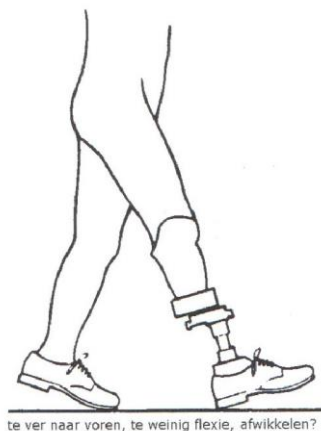


Figuur B2.1: Voet te veel posterior tijdens vroege standfase. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 394) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

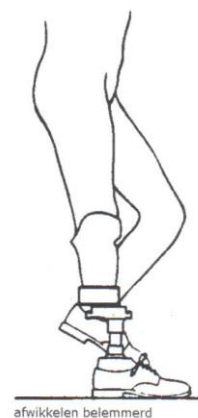


Figuur B2.2: Voet te veel posterior tijdens late standfase. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 395) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

Wanneer de voet te veel anterior is geplaatst, rust het meeste gewicht tijdens het staan op de hiel van de voet. Dynamisch gezien creëert dit een extensiemoment in de knie tijdens de vroege standfase (zie figuur B2.3) en tijdens de late standfase wordt het afwikkelen van de voet belemmerd doordat het heffen van de hiel erg moeizaam gaat (zie figuur B2.4).(6)



Figuur B2.3: Voet te veel posterior tijdens vroege standfase. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 395) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.



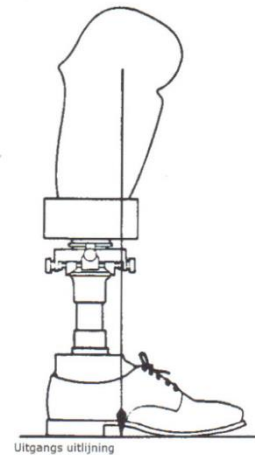
Figuur B2.4: Voet te veel posterior tijdens standfase. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 396) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

Een juiste AP-voetpositie heeft als doelstelling om statisch gezien het gewicht te verdelen tussen de voorvoet en de hiel van de voet. Dynamisch gezien is het de doelstelling om een soepel, energetisch efficiënt looppatroon te creëren.(6) Wanneer de voet statisch gezien juist is uitgelijnd en even groot is als de gezonde voet, dan is de voet dynamisch gezien ook juist uitgelijnd.

De precieze uitlijning van het zwaartepunt vanuit het midden van de socket, moet op 33% van de totale lengte van de voet vallen, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel. Op deze manier wordt het midden bepaald tussen de hiel en de voorvoet, aangezien het einde van de rigide kern op 65% ligt t.o.v. de achterzijde van de hiel van de voet.

De uitgangsuitlijning in statische houding is te zien in figuur B2.5.

Eis 1.23: De anterior-posterior voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt vanuit het midden van de socket tussen de voorvoet en de hiel van de voet in valt, op 33% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel.

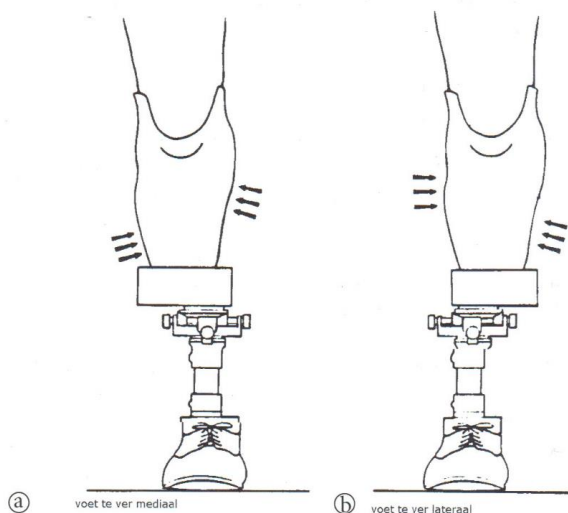


Figuur B2.5: Uitgangsuitlijning AP-voetpositie. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 394) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

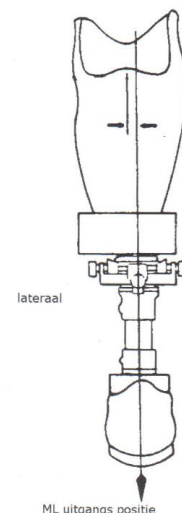
Mediaal-lateraal voetpositie

Vanuit ventraal/dorsaal aanzicht is de mediaal-lateraal (ML) voetpositie onderzocht. Wanneer de voet te veel mediaal is geplaatst, kan de druk op de proximaal-mediale of distaal-laterale delen van de stomp te veel zijn (zie figuur B2.6 a). Dynamisch gezien wordt een smal looppatroon gecreëerd waardoor de balans slecht is en de prothesedragers de neiging heeft om naar de laterale zijde te vallen.(6)

Wanneer de voet te veel lateraal is geplaatst, kan de druk op de proximaal-laterale of distaal-mediale delen van de stomp te veel zijn (zie figuur B2.6 b). Dynamisch gezien wordt een breed looppatroon gecreëerd waardoor de balans slecht is en de prothesedragers de neiging heeft om naar de mediale zijde te vallen.(6)



Figuur B2.6: Voet te veel mediaal geplaatst (a), voet te veel lateraal geplaatst (b). Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 400) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.



Figuur B2.7: Uitgangsuitlijning ML-voetpositie vanuit dorsaal aanzicht. Overgenomen uit *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit* (p. 398) door J.H.B. Geertzen en J.S. Rietman, 2008, Den Haag.

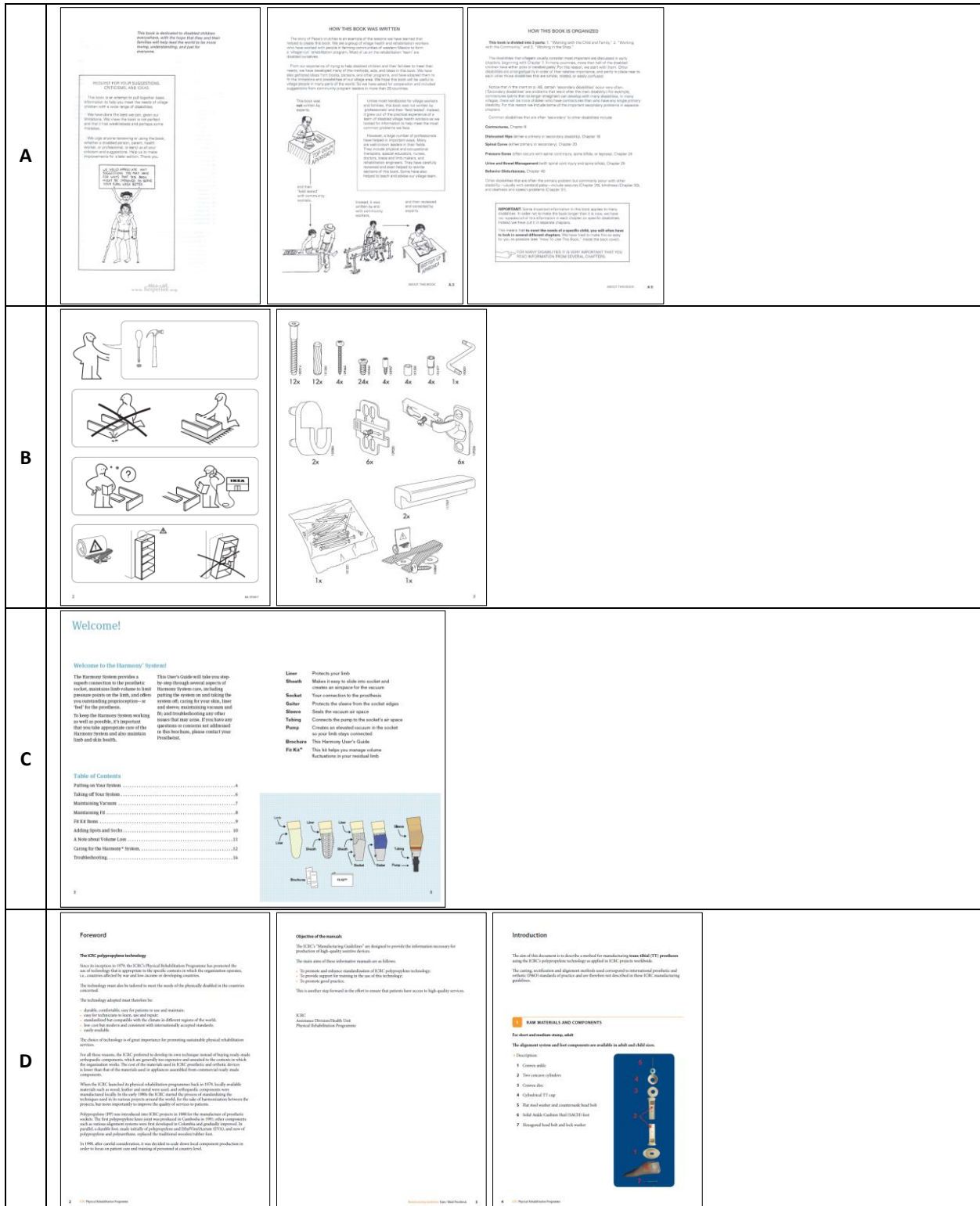
Een juiste ML-voetpositie is over het algemeen lichtelijk 'smalsporig' opgebouwd. Dit wordt de 'midden/midden' benadering genoemd en deze wordt in de statische situatie uitgelijnd. Het midden van de condylen wordt bepaald en vervolgens wordt het midden van de voet – vanuit dorsaal aanzicht gezien – 1 cm naar mediaal geplaatst.(6) Deze uitgangsuitlijning is te zien in figuur B2.7.

Eis 1.24: De mediaal-lateraal voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt dat door het midden van de voet valt (vanuit dorsaal aanzicht gezien) 1 cm mediaal ligt t.o.v. het midden van de condylen.

Bijlage 3: Afbeeldingen voorbeeldhandleidingen

Hier zijn afbeeldingen van de vier voorbeeldhandleidingen (A, B, C en D) te zien die per onderdeel (inleiding, inhoud en afsluiting) in analyse 2.2 zijn beschreven.

Inleiding



Bijlage 4: Eisen gegroepeerd

De 22 eisen waaraan de prothese moet voldoen zijn gegroepeerd per onderwerp. De onderwerpen zijn 1) functies, 2) lengte verstelbaarheid, 3) maakbaarheid, 4) materialen en 5) gereedschappen. Hieronder is de complete verdeling te zien van de eisen over de onderwerpen.

Functies:

- Eis 1.3: De prothese levert een gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen en kan een verticale piekkracht van 2730 N dragen.
- Eis 1.4: De buis van de prothese is bestand tegen een buigkracht van 273 Nm.
- Eis 1.6: De prothesevoet is slijtage bestendig voor oneven ondergronden.
- Eis 1.7: De prothesevoet is gemakkelijk schoon te maken.
- Eis 1.18: De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de vroege standfase nabootsen door het gebruik van een bufferende hiel, die wordt toegepast door de ruimte van de hiel leeg te laten of te vullen met sponsachtig rubber.
- Eis 1.20: De prothesevoet moet de natuurlijke enkelbewegingen tijdens de late standfase nabootsen door het gebruik van een rigide kern, die eindigt op 65% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel, met aansluitend een teengedeelte dat uit flexibel materiaal bestaat.
- Eis 1.21: De anterior-posterior voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt vanuit het midden van de socket tussen de voorvoet en de hiel van de voet in valt, op 33% van de totale lengte van de voet, gezien vanaf de achterzijde bij de hiel.
- Eis 1.22: De mediaal-lateraal voetpositie moet in statische houding zodanig zijn uitgelijnd, dat het zwaartepunt dat door het midden van de voet valt (vanuit dorsaal aanzicht gezien) 1 cm mediaal ligt t.o.v. het midden van de distale condylen.

Lengte verstelbaarheid:

- Eis 1.1: De prothese moet dezelfde lengte hebben als het gezonde been.
- Eis 1.2: Het onderbeen van de prothese moet in lengte een aanpassingsvermogen hebben van 1,67 cm per jaar.
- Eis 1.15: De onderbeenprothese heeft een endoskeletal systeem zodat de onderdelen gemakkelijk vervangbaar of verstelbaar zijn.

Maakbaarheid:

- Eis 1.8: De prothese kan aangepast worden door de gebruiker of door familie van de gebruiker.
- Eis 1.9: De prothesevoet is gemaakt van materiaal dat bestand is tegen water.
- Eis 1.10: De prothese moet gemaakt kunnen worden uit de materialen: hout, rubber, PVC, HDPE, aluminium en leer.
- Eis 1.14: De werkzaamheden voor het vervaardigen van een prothese moeten uit te voeren zijn door een plaatselijke ambachtsman.
- Eis 1.16: De onderbeenprothese moet uit zo weinig mogelijk losse onderdelen bestaan zodat er een minimaal aantal verbindingen vervaardigd moeten worden.
- Eis 1.17: De verbindingen die de losse onderdelen van de onderbeenprothese aan elkaar koppelen, dienen zo eenvoudig mogelijk te zijn voor de vervaardiging en de werking van iedere verbinding.
- Eis 1.19: De handleiding geeft aan wat de gevolgen zijn van verschillende stijfheden van een bufferende hiel en laat tevens zien hoe deze stijfheid aangepast kan worden.

Materialen:

- Eis 1.5: De prothese weegt niet meer dan het natuurlijke gewicht van het onderbeen en de voet samen, namelijk 5% van het totale lichaamsgewicht.
- Eis 1.12: De materialen waaruit de prothese bestaat zijn geschikt voor een luchtvochtigheid van 70-90%.
- Eis 1.13: De materialen moeten bewerkbaar zijn binnen een maximale temperatuur van 200-230 c°.

Gereedschappen:

- Eis 1.11: De materialen moeten te bewerken zijn met niet-elektrisch gereedschap.

Bijlage 5: Berekeningen van de buis

De mogelijke buizen voor de protheses zijn berekend op basis van drukkracht, buigkracht en gewicht. De buizen die aan de volgende drie eisen voldoen, zijn opgenomen in de ontwerpen.

Eis 1.3: De prothese levert een gewicht dragende functie tijdens het staan en het lopen en kan een verticale piekkracht van 2730 N dragen.

Eis 1.4: De buis van de prothese is bestand tegen een buigkracht van 273 Nm.

Eis 1.5: De prothese weegt niet meer dan het natuurlijke gewicht van het onderbeen en de voet samen, namelijk 5% van het totale lichaamsgewicht.

De uitkomsten van de berekeningen zijn in tabel B5.2 uiteengezet. Figuur B5.1 laat de formules zien die gebruikt zijn voor de berekeningen. De toelaatbare drukkracht, buigkracht, de dichtheid van de verschillende materialen en het gewicht van de socket, zijn afkomstig uit de scriptie van Pieter Vervoort.

Berekening drukkracht: $\sigma = \frac{F}{A} \quad F = 2730N$ $A = \frac{\pi \cdot (D^2 - d^2)}{4} \quad = \text{voor holle buizen}$ $A = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \quad = \text{voor massieve buizen}$	Berekening buigkracht: $\sigma b = \frac{Mb}{Wb} \quad Mb = 273Nm$ $Wb = \frac{\pi \cdot (D^4 - d^4)}{32 \cdot D} \quad = \text{voor holle buizen}$ $Wb = \frac{\pi \cdot D^3}{32} \quad = \text{voor massieve buizen}$
Berekening gewicht: $\text{Gewicht}(kg) = \left(\pi \cdot \left(\frac{D}{2} \right)^2 \cdot L \right) - \left(\pi \cdot \left(\frac{d}{2} \right)^2 \cdot L \right) \cdot \text{dichtheid} \quad = \text{voor holle buizen}$ $\text{Gewicht}(kg) = \left(\pi \cdot \left(\frac{D}{2} \right)^2 \cdot L \right) \cdot \text{dichtheid} \quad = \text{voor massieve buizen}$	

Figuur B5.1: Formules drukkracht, buigkracht en gewicht, die gebruikt zijn voor de berekeningen in tabel B5.1 en tabel B5.2.

Om het totale gewicht te berekenen is er een schatting gemaakt van het overige gewicht van de protheseonderdelen. Dit is te zien in tabel B5.1 . De Stubby prothese is hierbij buiten beschouwing gelaten vanwege het ontwerp dat vrijwel alleen uit de buis bestaat.

Tabel B5.1: Extra gewicht van onderdelen Sachvoet prothese en Metalen prothese.

Sachvoet prothese	Volume	Dichtheid	Gewicht (kg)
Hout	91	0,65	0,06
Rubber	46	1,2	0,06
Overig (schroef en eventuele verlenging buis)			0,1
Totaal extra gewicht:			0,22
Metalen prothese	Volume	Dichtheid	Gewicht (kg)
Metalen plaat	48	3,1	0,15
Rubber	680	1,2	0,82
Overig (bouten, moeren, riemen en eventuele verlenging)			0,1
Totaal extra gewicht:			1,07

Tabel B5.2: Berekeningen van de drukkracht, buigkracht en gewicht van verschillende soorten buizen en de toetsing aan eis 1.3, 1.4 en 1.5.

PVC (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
40	33,6	3,2	8	✓	87	45	185	1,38	0,26	0,20	0,68	2,5	✓	
50	43,6	3,2	6	✓	53	45	235	1,38	0,32	0,20	0,74	2,5	✓	
63	57	3,0	5	✓	34	45	283	1,38	0,39	0,20	0,81	2,5	✓	
75	69	3,0	4	✓	24	45	339	1,38	0,47	0,20	0,89	2,5	✓	
Bamboe (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
29	15	7	56	✓	123	233	242	0,35	0,08	0,2	0,5	2,5	✓	
40	21	9,5	31	✓	47	215	455	0,35	0,16	0,2	0,58	2,5	✓	
40	14	13	25	✓	44	215	551	0,35	0,19	0,2	0,61	2,5	✓	
53	21	18	15	✓	19	198	930	0,35	0,33	0,2	0,75	2,5	✓	
58	34	12	16	✓	16	180	867	0,35	0,3	0,2	0,72	2,5	✓	
83	49	17	8	✓	6	163	1762	0,35	0,62	0,2	1,04	2,5	✓	
Metaal (Metalen prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Metalen prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
16	12	2	155	✓	339	240	88	3,1	0,27	1,07	1,44	2,5	✓	
20	16	2	121	✓	294	240	114	3,1	0,35	1,07	1,52	2,5	✓	
25	20	2,5	77	✓	89	240	176	3,1	0,55	1,07	1,72	2,5	✓	
30	25	2,5	63	✓	51	240	216	3,1	0,67	1,07	1,84	2,5	✓	
16	-	-	68	✓	339	240	202	3,1	0,63	1,07	1,8	2,5	✓	
18	-	-	54	✓	238	240	254	3,1	0,79	1,07	1,96	2,5	✓	
20	-	-	43	✓	174	240	314	3,1	0,97	1,07	2,14	2,5	✓	
25	-	-	28	✓	89	240	490	3,1	1,52	1,07	2,69	2,5	✓	
30	-	-	19	✓	51	240	706	3,1	2,19	1,07	3,36	2,5	✓	

PVC (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
40	33,6	3,2	8	✓	87	45	185	1,38	0,26	0,20	0,68	2,5	✓	
50	43,6	3,2	6	✓	53	45	235	1,38	0,32	0,20	0,74	2,5	✓	
63	57	3,0	5	✓	34	45	283	1,38	0,39	0,20	0,81	2,5	✓	
75	69	3,0	4	✓	24	45	339	1,38	0,47	0,20	0,89	2,5	✓	
Bamboe (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
29	15	7	56	✓	123	233	242	0,35	0,08	0,2	0,5	2,5	✓	
40	21	9,5	31	✓	47	215	455	0,35	0,16	0,2	0,58	2,5	✓	
40	14	13	25	✓	44	215	551	0,35	0,19	0,2	0,61	2,5	✓	
53	21	18	15	✓	19	198	930	0,35	0,33	0,2	0,75	2,5	✓	
58	34	12	16	✓	16	180	867	0,35	0,3	0,2	0,72	2,5	✓	
83	49	17	8	✓	6	163	1762	0,35	0,62	0,2	1,04	2,5	✓	
Metaal (Metalen prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Metalen prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
16	12	2	155	✓	339	240	88	3,1	0,27	1,07	1,44	2,5	✓	
20	16	2	121	✓	294	240	114	3,1	0,35	1,07	1,52	2,5	✓	
25	20	2,5	77	✓	89	240	176	3,1	0,55	1,07	1,72	2,5	✓	
30	25	2,5	63	✓	51	240	216	3,1	0,67	1,07	1,84	2,5	✓	
16	-	-	68	✓	339	240	202	3,1	0,63	1,07	1,8	2,5	✓	
18	-	-	54	✓	238	240	254	3,1	0,79	1,07	1,96	2,5	✓	
20	-	-	43	✓	174	240	314	3,1	0,97	1,07	2,14	2,5	✓	
25	-	-	28	✓	89	240	490	3,1	1,52	1,07	2,69	2,5	✓	
30	-	-	19	✓	51	240	706	3,1	2,19	1,07	3,36	2,5	✓	

PVC (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
40	33,6	3,2	8	✓	87	45	185	1,38	0,26	0,20	0,68	2,5	✓	
50	43,6	3,2	6	✓	53	45	235	1,38	0,32	0,20	0,74	2,5	✓	
63	57	3,0	5	✓	34	45	283	1,38	0,39	0,20	0,81	2,5	✓	
75	69	3,0	4	✓	24	45	339	1,38	0,47	0,20	0,89	2,5	✓	
Bamboe (Sachvoet prothese en Stubby prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Sachvoet prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
29	15	7	56	✓	123	233	242	0,35	0,08	0,2	0,5	2,5	✓	
40	21	9,5	31	✓	47	215	455	0,35	0,16	0,2	0,58	2,5	✓	
40	14	13	25	✓	44	215	551	0,35	0,19	0,2	0,61	2,5	✓	
53	21	18	15	✓	19	198	930	0,35	0,33	0,2	0,75	2,5	✓	
58	34	12	16	✓	16	180	867	0,35	0,3	0,2	0,72	2,5	✓	
83	49	17	8	✓	6	163	1762	0,35	0,62	0,2	1,04	2,5	✓	
Metaal (Metalen prothese)														
Ø D	Wanddikte	Max. σ per N/mm2	Eis 1.3	σb	Max. σb per N/mm2	Eis 1.4	Volume	Dichtheid (kg)	Overig kg Metalen prothese	Socket (kg)	Totaal kg	Max. kg prothese kind 14 jaar (p.3)	Eis 1.5	
16	12	2	155	✓	339	240	88	3,1	0,27	1,07	1,44	2,5	✓	
20	16	2	121	✓	294	240	114	3,1	0,35	1,07	1,52	2,5	✓	
25	20	2,5	77	✓	89	240	176	3,1	0,55	1,07	1,72	2,5	✓	
30	25	2,5	63	✓	51	240	216	3,1	0,67	1,07	1,84	2,5	✓	
16	-	-	68	✓	339	240	202	3,1	0,63	1,07	1,8	2,5	✓	
18	-	-	54	✓	238	240	254	3,1	0,79	1,07	1,96	2,5	✓	
20	-	-	43	✓	174	240	314	3,1	0,97	1,07	2,14	2,5	✓	
25	-	-	28	✓	89	240	490	3,1	1,52	1,07	2,69	2,5	✓	
30	-	-	19	✓	51	240	706	3,1	2,19	1,07	3,36	2,5	✓	

Uitkomst berekeningen van de verschillende soorten buizen:

Sachvoet prothese:

De buis in het ontwerp van de Sachvoet prothese kan vervaardigd worden van PVC of bamboe. De mogelijke PVC-buizen die toelaatbaar zijn, hebben een minimale diameter van 63 mm, in tegenstelling tot de toelaatbare bamboe-buizen met een diameter vanaf 29 mm. In het ontwerp van de Sachvoet prothese wordt de buis in het houten blok van de voet vast gemaakt (zie paragraaf 4.1). Wanneer de PVC-buis van 63 mm in dit houten blok (van ongeveer 70 mm breed) verwerkt moet worden, zal er een kwetsbare plek ontstaan aan weerszijde van de buis in het hout. De kans op het uitbreken van het hout is groot. De mogelijke bamboe-buizen met een diameter vanaf 29 mm hebben daardoor de voorkeur voor de Sachvoet prothese. Wanneer de gebruiker van de handleiding geen bamboe tot zijn beschikking heeft, kan er alsnog gebruik gemaakt worden van een PVC-buis met daarbij een bredere voet.

Metalen prothese:

De mogelijke metalen buizen voor de Metalen prothese zijn alleen toelaatbaar voor kinderen van 13 en 14 jaar oud. De buizen die namelijk aan de drukkracht en buigkracht voldoen, zijn te zwaar voor kinderen onder de 13 jaar.

Stubby prothese:

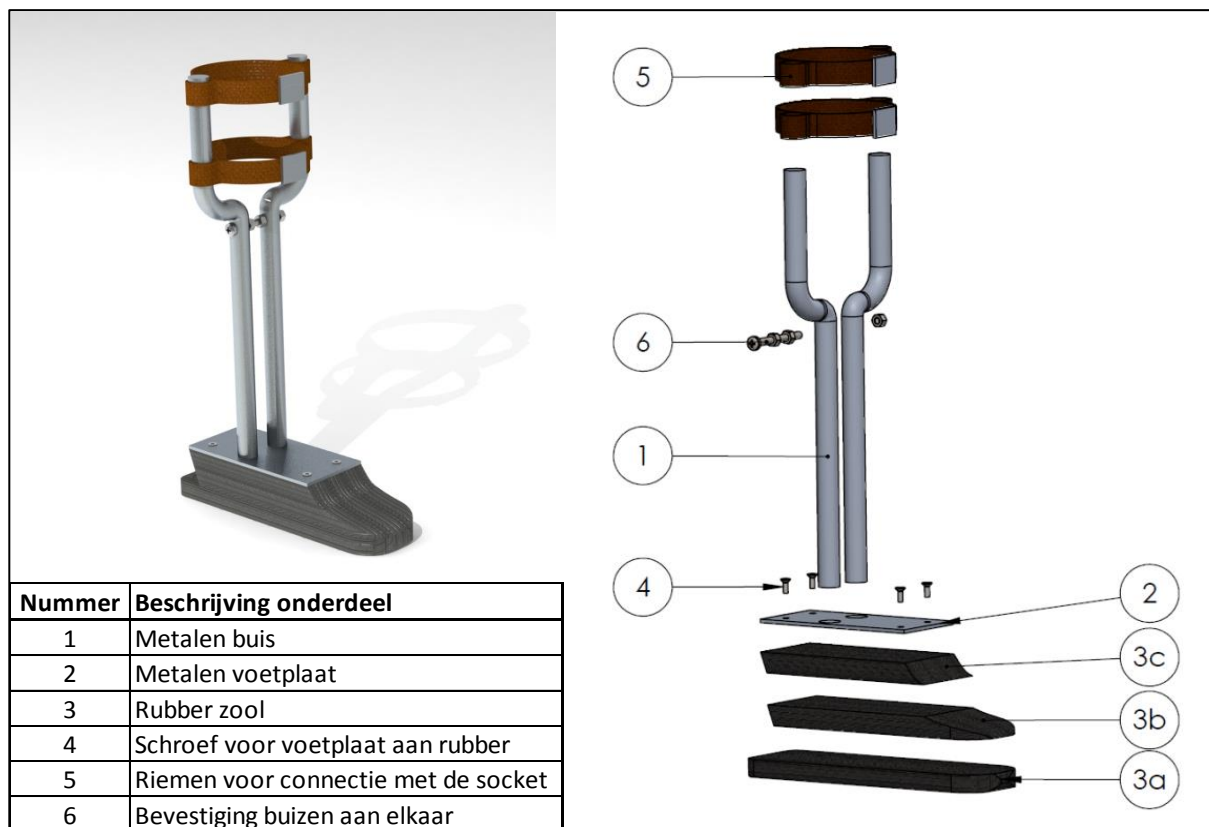
Net als bij de Sachvoet prothese kan ook de Stubby prothese uitgevoerd worden met zowel een PVC-buis als ook een bamboe-buis. En ook hier geldt dat de bamboe-buis de voorkeur heeft vanwege de smallere diameter. De bredere PVC-buis is wel een extra mogelijkheid.

De toelaatbare buizen uit tabel B5.2 kunnen in de verschillende ontwerpen verwerkt worden.

Bijlage 6: Maatvoering protheses

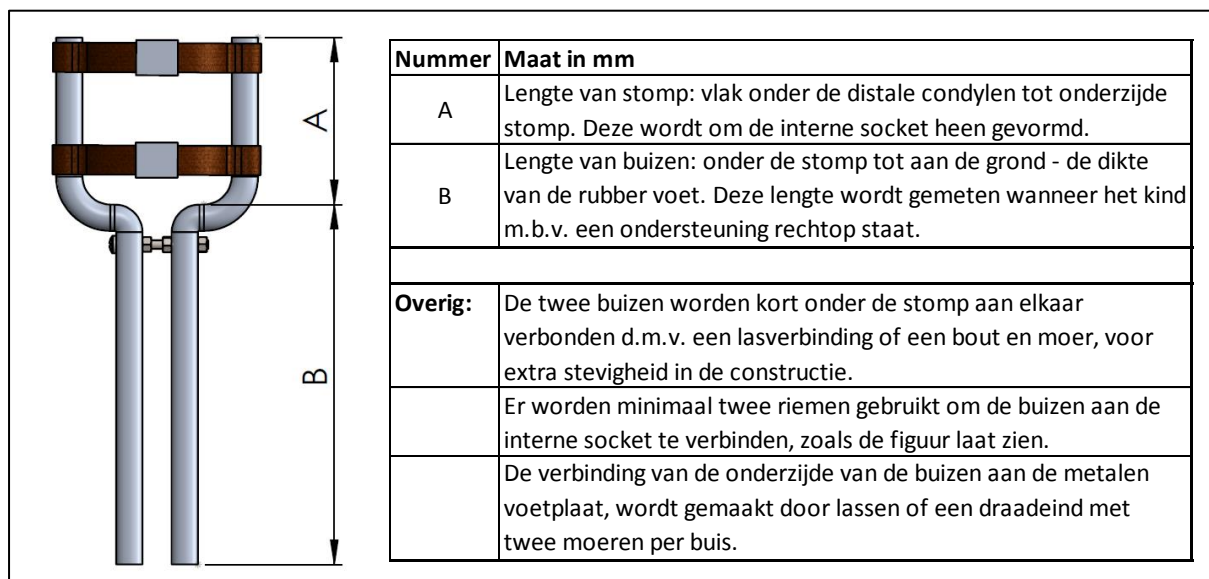
Maatvoering Metalen prothese

Figuur B6.1 laat zien hoe de Metalen prothese is opgebouwd. De maatvoering van de buis is te zien in figuur B6.2 en de voet in figuur B6.3.



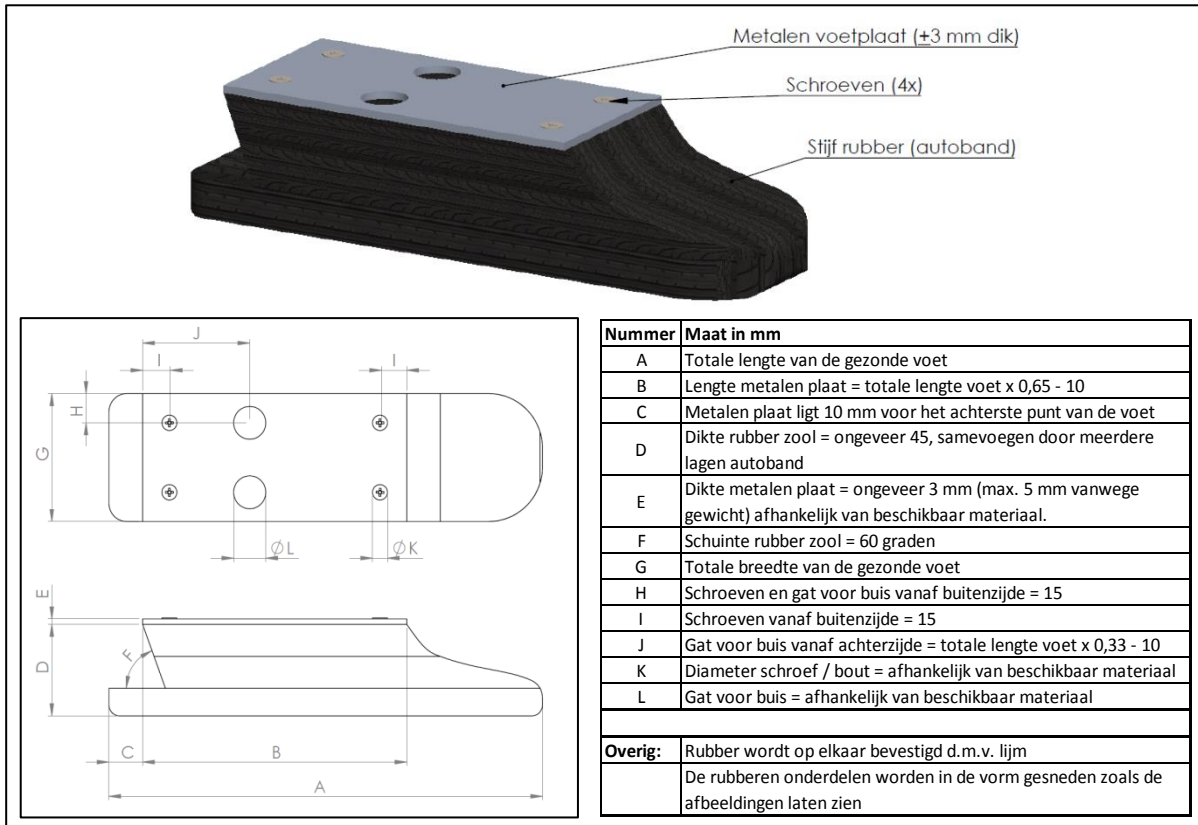
Figuur B6.1: Opbouw van de Metalen prothese

Buis:



Figuur B6.2: Maatvoering buis van Metalen prothese

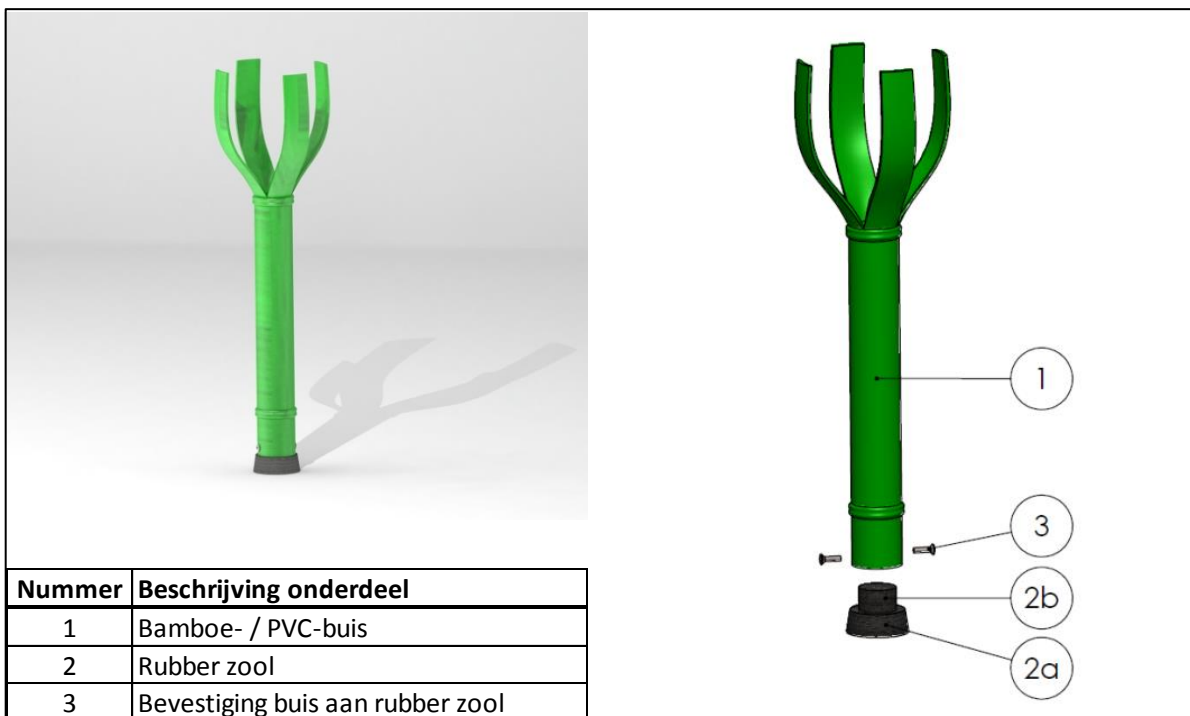
Voet:



Figuur B6.3: Maatvoering voet van Metalen prothese

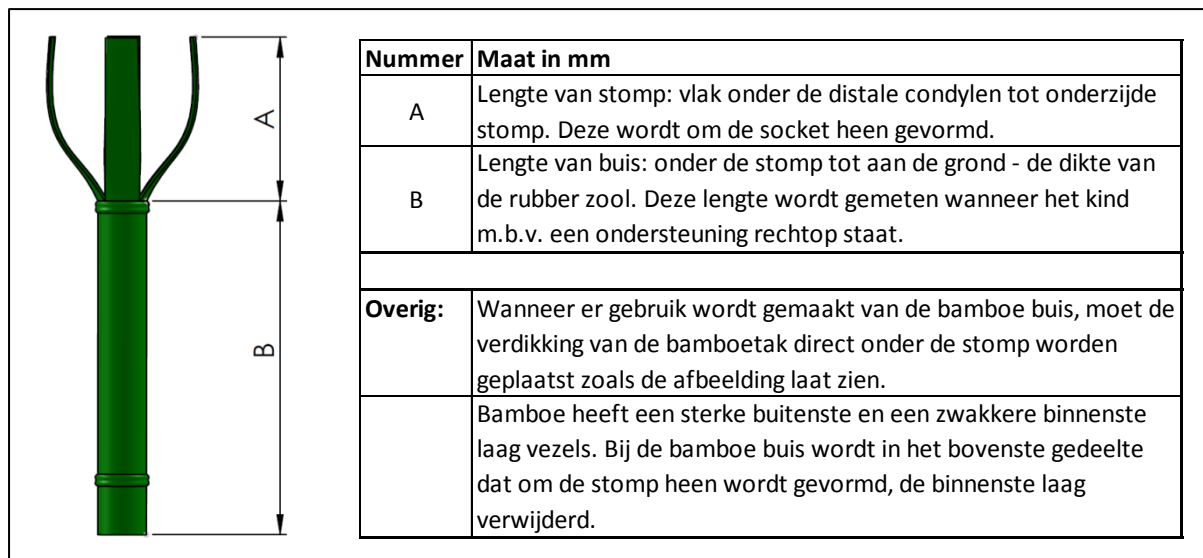
Maatvoering Stubby prothese

Figuur B6.4 laat zien hoe de Stubby prothese is opgebouwd. De maatvoering van de buis is te zien in figuur B6.5 en de voet in figuur B6.6.



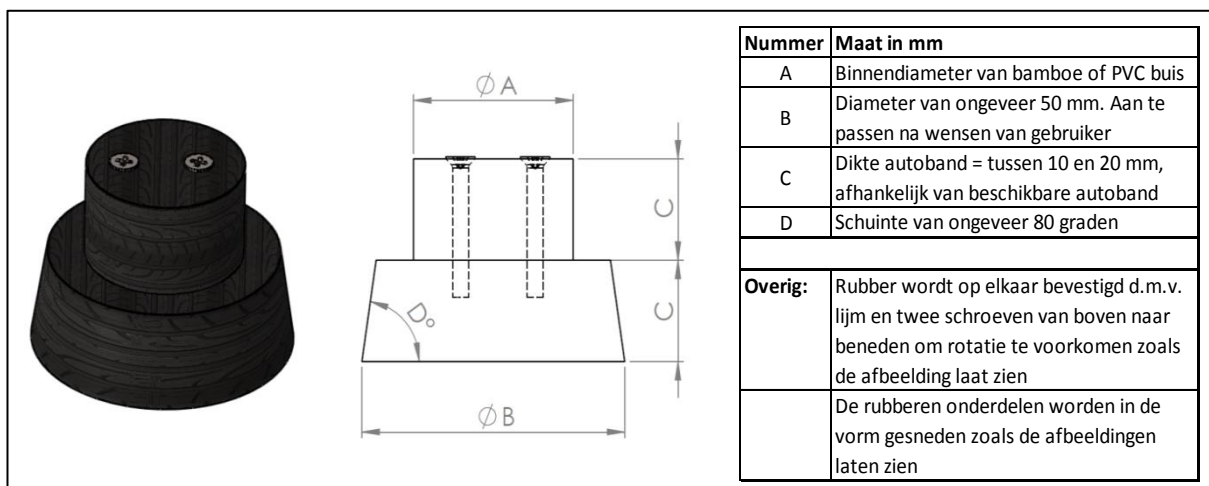
Figuur B6.4: Opbouw van de Stubby prothese

Buis:



Figuur B6.5: Maatvoering buis van Stubby prothese

Voet:



Figuur B6.6: Maatvoering voet van Stubby prothese

Vervaardiging voet en buis van onderbeenprothese

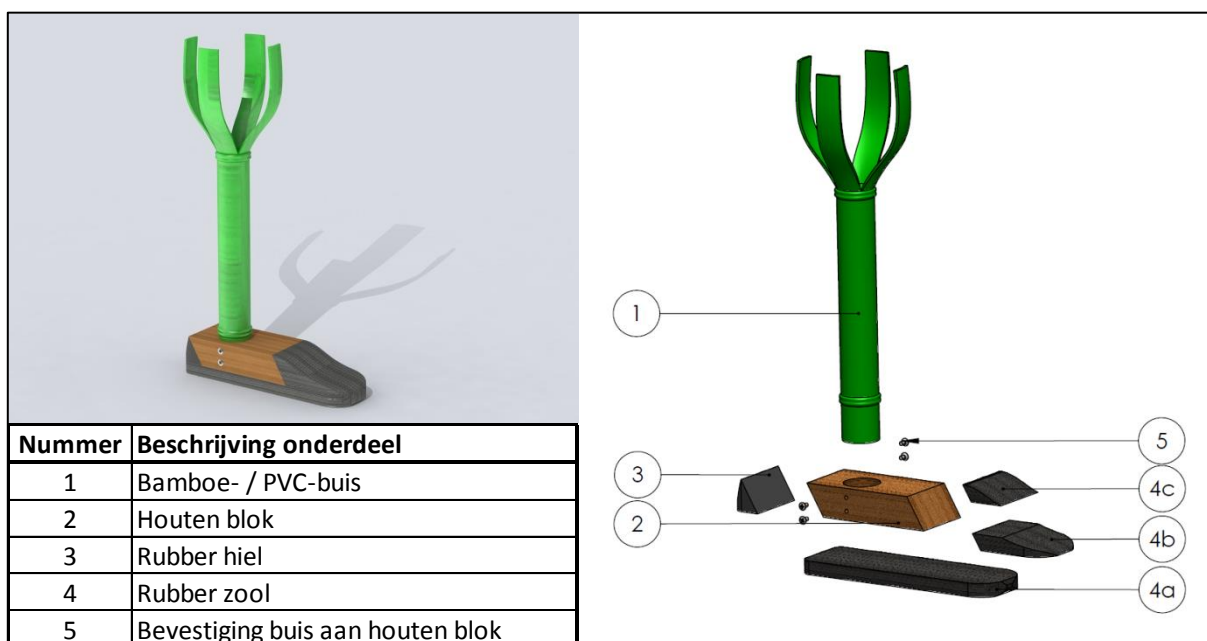


Inleiding

Inleiding schrijven die voldoet aan de volgende eisen:

- Eis 2.10: Beschrijf in de inleiding wat de inhoud van de handleiding is, hoe de handleiding is opgebouwd en hoe deze gebruikt moet worden.
- Eis 2.11: Beschrijf in de inleiding hoe het doorlopen van het stappenplan werkt met het volgen van de juiste cijfers per prothese.
- Eis 2.12: Beschrijf in de inleiding voor welke doelgroep de handleiding is bedoeld.
- Eis 2.13: De inleiding geeft aan welke materialen er nodig zijn per prothesemogelijkheid voor het vervaardigen.
- Eis 2.14: Verwijs in de inleiding naar de plaatselijke ambachtsman die de gebruiker praktische hulp kan bieden.
- Eis 2.15: Verwijs in de inleiding naar het forum op de website van The Patch Project, zodat de gebruiker daar zijn vragen kan stellen.

Voorbeeld eis 2.13: **Onderdelen Sachvoet prothese:**



Disclaimer

Beschrijf hier waar The Patch Project wel en niet voor aansprakelijk is.

Inhoud:

Zorg dat deze inhoud van de handleiding voldoet aan de volgende eisen:

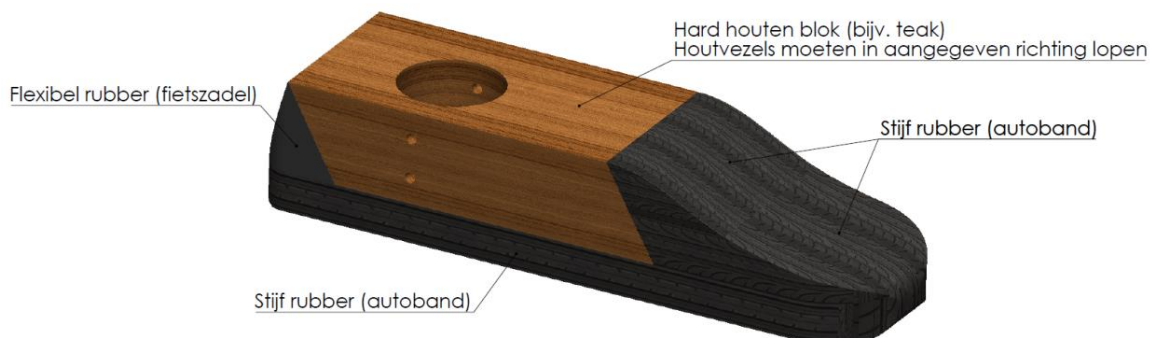
- Eis 2.16: Geef vooraf aan het stappenplan m.b.v. een illustratie weer wat het eindresultaat na het volgen van het stappenplan zal zijn en benoem daarbij de verschillende onderdelen van de prothese.
- Eis 2.17: Werk het stappenplan van de vervaardiging van de prothese in deze volgorde uit: 1) vervaardiging voet, 2) vervaardiging buis, 3) koppeling voet en buis en 4) koppeling buis en eerder vervaardigde socket.
- Eis 2.18: Werk de stappen uit m.b.v. overzichtelijke illustraties die alleen het meest essentiële weergeven, zonder overbodige onderdelen te illustreren.
- Eis 2.19: Geef waar nodig, extra gedetailleerde illustraties weer, zoals ingezoomde illustraties.
- Eis 2.20: Baseer de illustraties op de lokale situaties waar de gebruiker zich bevindt.
- Eis 2.21: Gebruik waar nodig handen in de illustraties die de handeling uitvoeren, om zo de te ondernemen stap te verduidelijken.
- Eis 2.22: Geef kort een krachtig tekstueel uitleg bij de illustraties.
- Eis 2.23: Geef waar nodig naast de juiste illustratie, foutief uitgevoerde handelingen weer, om duidelijk aan te geven hoe de handeling niet moet worden uitgevoerd.

Voorbeeld eis 2.16 – 2.23: **Prothesevoet Sachvoet prothese:**

In dit voorbeeld wordt gebruik gemaakt van een random casus van de volgende jongen:

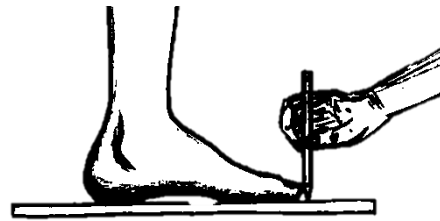
Leeftijd: 12 jaar
Totaal lichaamsgewicht: 50 kg
Totale lengte: 150 cm
Lengte knie-voet: 47 cm
Schoenmaat: 38 = 24,3 cm lang
Breedte voet: 7 cm

Het eindresultaat van de prothesevoet van de Sachvoet prothese is in onderstaande figuur te zien.

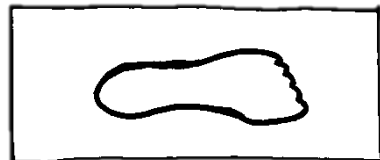


De vervaardiging van de prothesevoet van de Sachvoet prothese:

1) Teken de gezonde voet af op een stuk hout of papier.



2) Dit moet het resultaat zijn na stap 1.



3) Teken dit rode kader om de voet heen. Dit zijn de afmetingen van de zool van de prothesevoet van bovenaf gezien.
In deze casus is de lengte 24,3 cm en de breedte 7 cm.



4) Pas onderstaande berekeningen toe om aan alle afmetingen van de prothesevoet te komen.

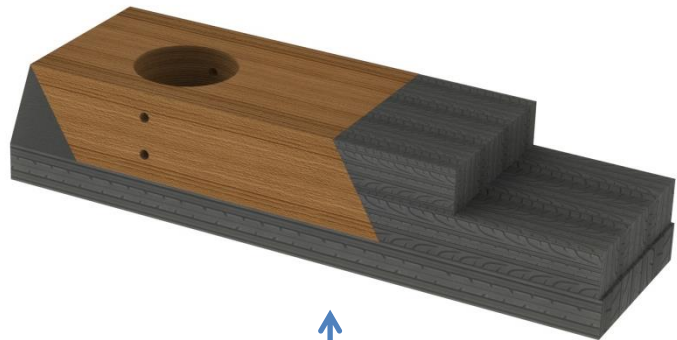
Nummer	Maat in mm
A	Totale lengte van de gezonde voet
B	Lengte houten blok = totale lengte voet x 0,65 - 10
C	Houten blok ligt 10 mm voor het achterste punt van de voet
D	Dikte houten blok = 35
E	Dikte rubber zool = tussen 10 en 20 mm, afhankelijk van beschikbare autoband
F	Schuinte houten blok = 60 graden
G	Schroefgat voor verbinding van de voet met de buis = afhankelijk van beschikbare schroeven
H	Totale breedte van de gezonde voet
I	Gat voor buis vanaf buitenzijde = afstand H / 2 - 5
J	Gat voor buis vanaf achterzijde = totale lengte voet x 0,33
K	Gat voor buis in diameter = afhankelijk van beschikbaar materiaal
Overig:	
Rubber wordt op elkaar en op het hout bevestigd d.m.v. lijm	
De rubberen onderdelen worden in de vorm gesneden zoals de afbeeldingen laten zien	

5) Bewerk alle losse onderdelen zodat deze de juiste afmetingen hebben, op de volgende manier:

Hout: zagen of schaven en de gaten boren of steken met een beitel/guts/overige steekgereedschap

Rubber: snijden.

Snij het rubber bij de voor- en achterzijde alleen in de juiste schuinite en breedte, maar nog niet in de aangegeven vorm van de prothesevoet



6) Lijm de losse onderdelen op elkaar.



7) Pas wanneer de rest van de onderbeenprothese vervaardigd is en deze aan de stomp van het kind bevestigd is, wordt de prothesevoet verder vervaardigd.

Wanneer het kind zijn eerste stappen met de prothese kan maken, wordt het rubber van de prothesevoet op maat gesneden.

Nu wordt de mate van inverting van de hiel en de voorvoet bepaald. Snij het rubber in verschillende stappen in de vorm zoals hier te zien is en laat het kind steeds een aantal stappen lopen zodat hij zelf de gewenste mate van inverting kan aangeven.

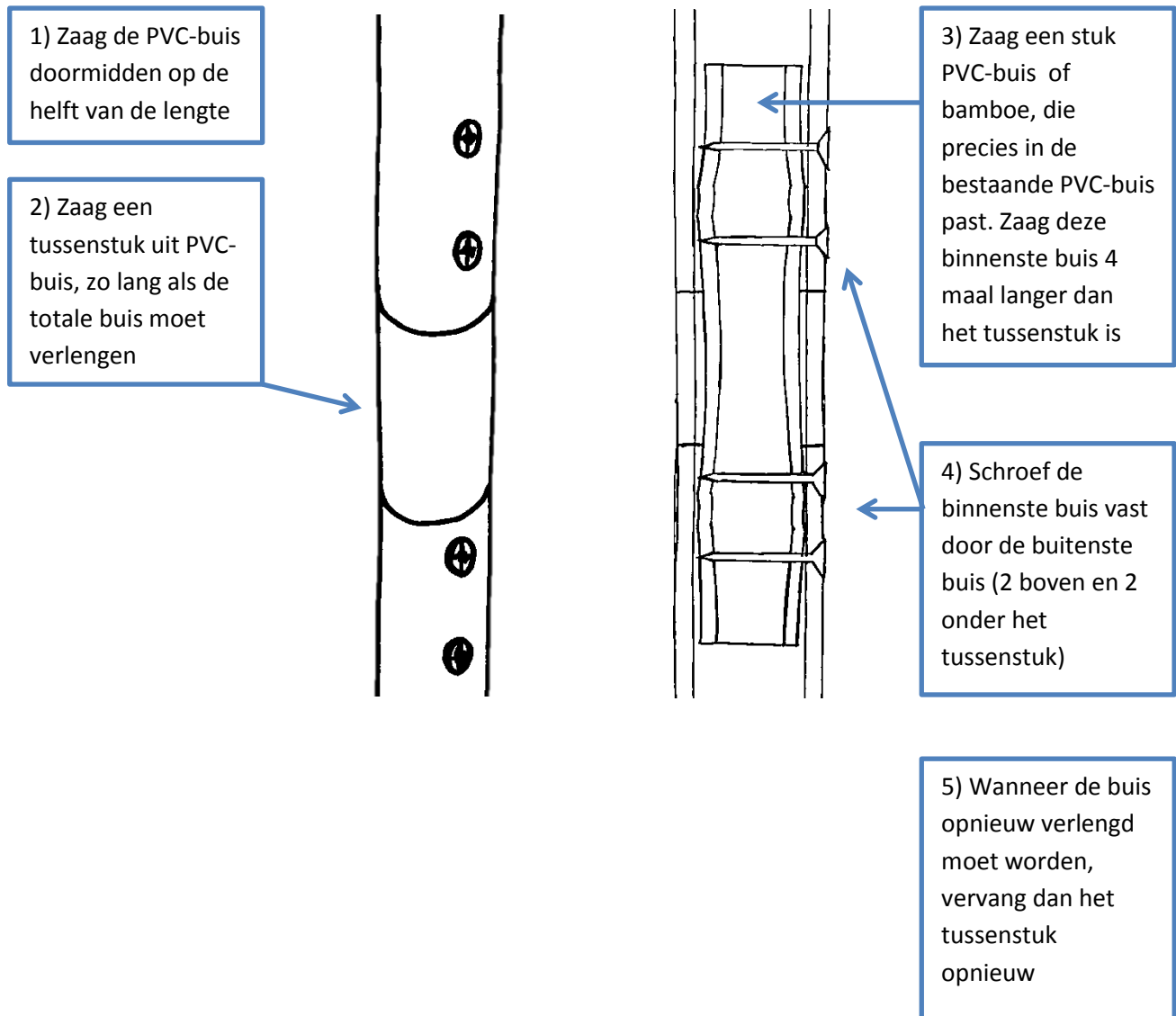


Afsluiting:

Zorg dat deze afsluiting van de handleiding voldoet aan de volgende eis:

- Eis 2.24: Vermeld in de afsluiting van de handleiding mogelijke oplossingen voor onderwerpen als vervanging, reparatie en oplossingen voor veel voorkomende problemen, zoals het verlengen van de buis.

Voorbeeld eis 2.24: **Verlengen buis Sachvoet prothese:**



Na het doorlopen van het bovenstaande stappenplan moet de gebruiker een eigengemaakte buis en voet van een onderbeenprothese in handen hebben voor het desbetreffende kind.