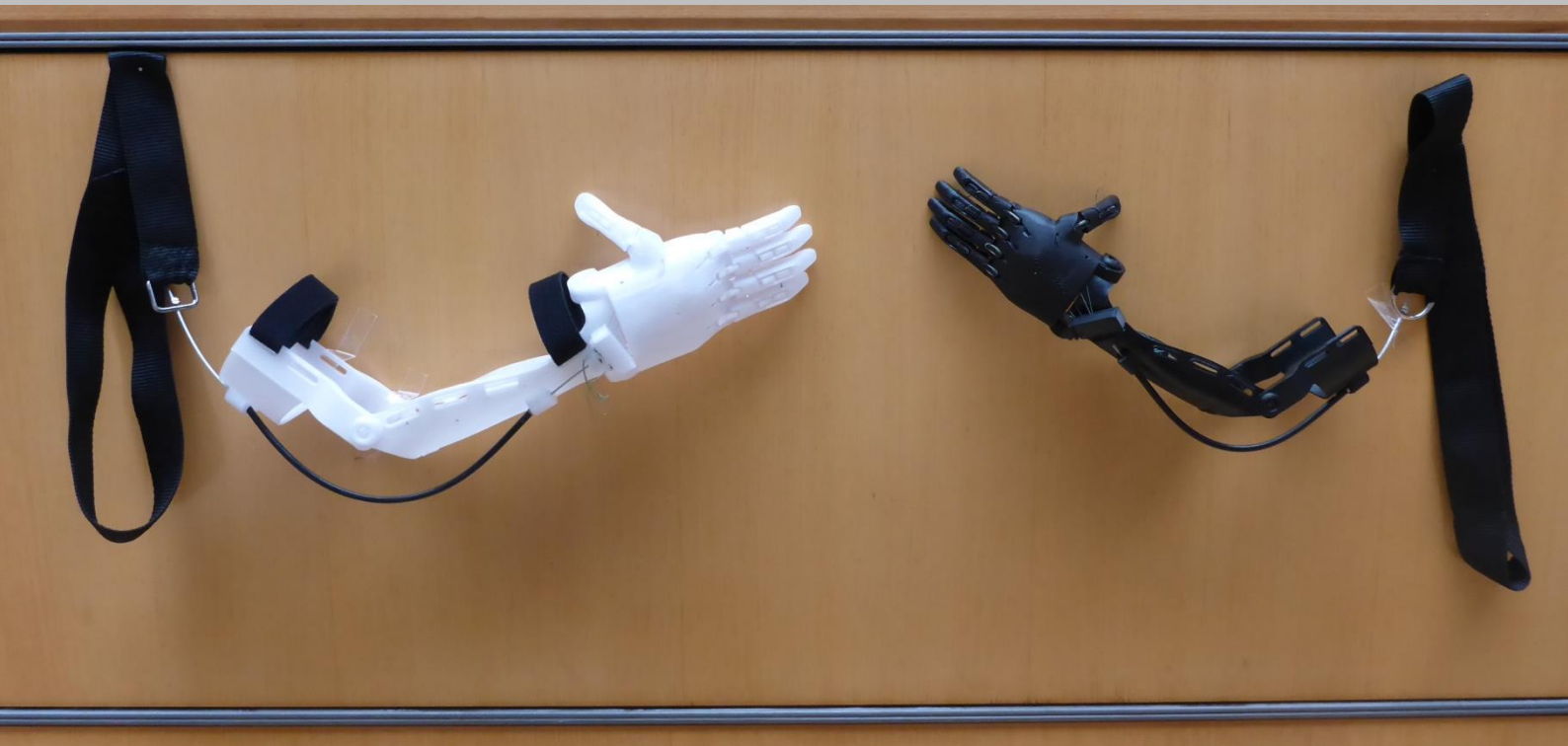


De toepassing van rapid prototyping binnen de armprothesiologie in ontwikkelingslanden

Afstudeerverslag



A.V. Hoogendoorn (12066427) en M.H. Koolhaas (12030791)

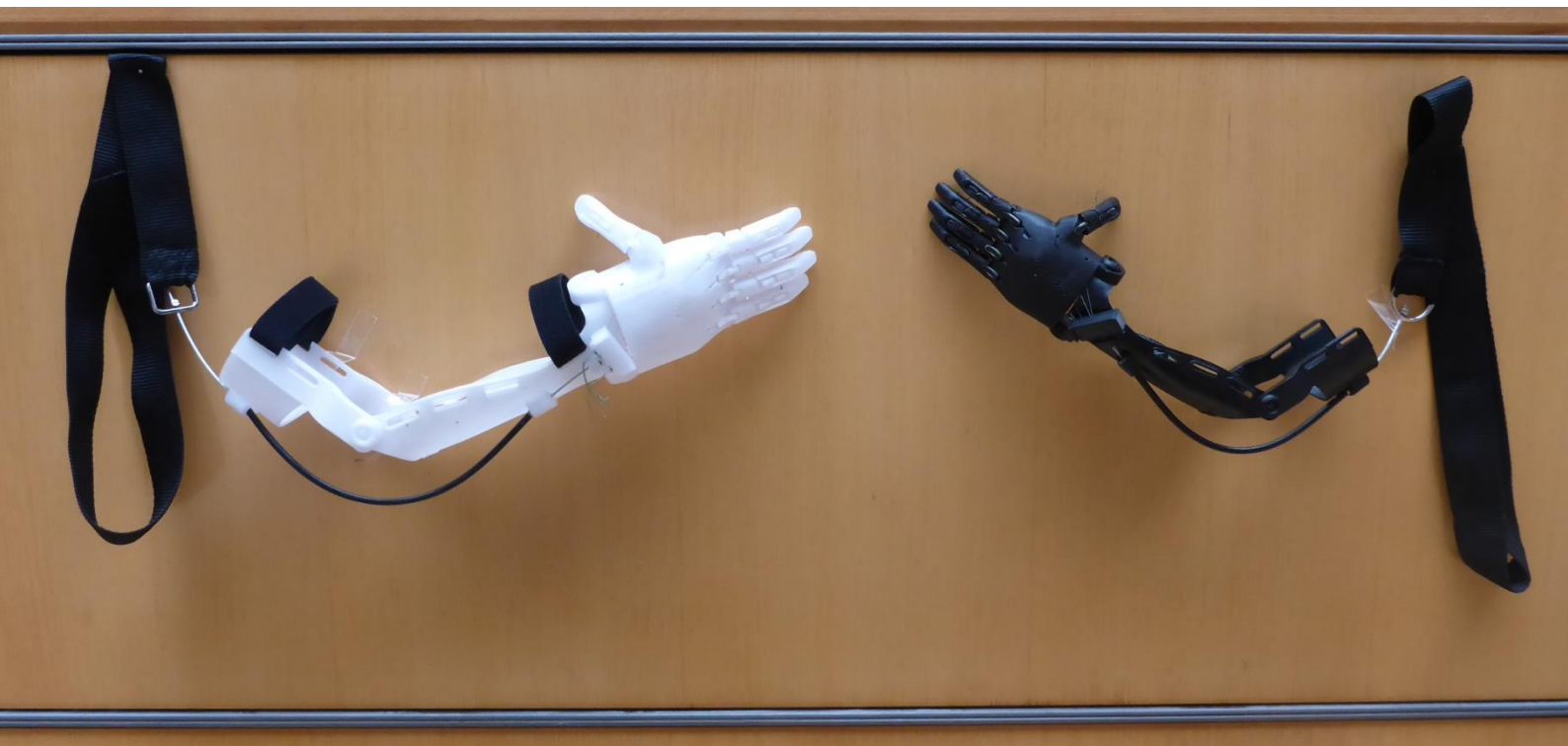
Opleiding: Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool, Den Haag

Periode: 07-03-2016 t/m 15-06-2016

Technische Universiteit Delft

De toepassing van rapid prototyping binnen de armprothesiologie in ontwikkelingslanden

Afstudeerverslag



Naam afstudeerders:	A.V. Hoogendoorn (12066427) en M.H. Koolhaas (12030791)
Opleiding:	Mens en Techniek Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool, Den Haag
Afstudeer instelling:	Technische Universiteit Delft
Afdeling:	3mE
Externe begeleider:	Dick Plettenburg
1 ^e Afstudeerbegeleider:	Daphne Wezenberg
2 ^e Afstudeerbegeleider:	Joris van Dam

Voorwoord

Voor u ligt ons afstudeerverslag welke is geschreven als onderdeel van ons afstudeerproject van de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie.

Tijdens de minor orthopedie is er een grote interesse en enthousiasme voor de prothesiologie ontstaan. Daarnaast is rapid prototyping een relatief nieuwe techniek welke de vervaardiging van producten nauwkeurig, snel en betaalbaar kan maken. De combinatie van orthopedie en rapid prototyping kan daardoor erg aantrekkelijk en zinvol zijn om te gebruiken. Tijdens het zoeken naar een afstudeeropdracht bleek de Technische Universiteit Delft met een project bezig te zijn over rapid prototyping in ontwikkelingslanden. Het doel hiervan is om rapid prototyping toe te passen om prothesevoorzieningen in ontwikkelingslanden (beter) mogelijk te maken. Na een gesprek met Dick Plettenburg van de TU Delft over dit project is wederzijdse interesse omgeslagen in veel enthousiasme voor dit project.

Graag willen we Dick Plettenburg dan ook hartelijk bedanken voor het faciliteren en begeleiden van de opdracht vanuit de TU Delft. Daarnaast gaat onze dank uit naar Daphne Wezenberg, onze eerste afstudeerbegeleidster vanuit de Haagse Hogeschool. Gedurende het afstuderen hebben we met Daphne wekelijks contact gehad en kwamen we altijd met veel opbouwende feedback uit het gesprek. Bedankt voor de kritische blik en het af en toe afremmen van onze grote plannen. Naast Daphne gaat onze dank uit naar onze tweede afstudeerbegeleider, Joris van Dam. We willen u bedanken voor de verschillende sparsessies omtrent de rapid prototyping technieken.

Valentijn Hoogendoorn en Mike Koolhaas

Den Haag, juni 2016

Inhoudsopgave

SAMENVATTING.....	5
1. INLEIDING.....	6
1.1 Aanleiding.....	6
1.2 Probleemstelling en doel van het project	6
2. ANALYSEFASE.....	7
2.1 Marktonderzoek 3D scanners	7
2.1.1 Portable 3D scanners.....	7
2.1.2 3D Scan apps	7
2.2 Marktonderzoek 3D printers.....	8
2.3 Filamentenonderzoek.....	8
2.4 Prothesehanden op de markt.....	9
2.5 Besturingssystemen	10
2.5.1 Mechanisch gestuurde prothesen	10
2.5.2 Elektrisch gestuurde prothesen	11
2.5.3 Keuzen besturing, bandage en sluiting.....	11
2.6 Vingermechanisme	12
2.7 Fixatie van de kabel	12
2.8 Ophanging.....	12
2.9 Evaluatie criteria prothesehand	14
2.10 Procesbeschrijving.....	16
3. EISEN EN WENSEN	17
Eisen aan de prothese	17
Wensen.....	17
4. ONTWERPFASE	18
4.1 Koppeling tussen de hand en Bowdenkabel	18
4.2 Aanpassing fixatie koker en schaal voor juist kabelverloop.....	20
4.3 Printen en assembleren prothesehand	21
4.4 Vervormen koker en schaal.....	21
4.5 Schouderbandage en koppeling naar de kabel	22
5. EVALUATIE	23
5.1 Toetsing ontwerp aan eisen en wensen.....	23
5.2 Testresultaten.....	23
5.3 Test prothese door een negenjarige	24
6. DISCUSSIE.....	25
7. CONCLUSIE EN AANBEVELINGEN	27
Conclusie	27
Aanbevelingen.....	27
8. LITERATUURLIJST.....	29

Bijlage I Marktonderzoek 3D scanners (Excel bestand)	31
Bijlage II Onderzoek naar 3D scanners	32
<i>Portable 3D scanners</i>	32
<i>3D Scan apps</i>	33
Bijlage III Marktonderzoek 3D printers (Excel bestand)	35
Bijlage IV Beslisboom 3D printers	36
Bijlage V Filamentenonderzoek	38
Bijlage VI Onderbouwing generiek koppelingsmechanisme	41
Bijlage VII Concepttekeningen	42
Bijlage VIII Bouwtekeningen	43
Bijlage IX Printerinstellingen	44
Bijlage X Assembleren prothesehand	45
Bijlage XI Vervormen en assembleren van de koker en schaal	49
Bijlage XII Kostenoverzicht prothese	50

Samenvatting

De Technische Universiteit Delft is een initiatief gestart waarbij zij met behulp van rapid prototyping de prothese verstrekking in ontwikkelingslanden willen vereenvoudigen. Daar zijn de kosten, beschikbare middelen en benodigde kennis de grootste tekortkomingen. Binnen dit project zijn er twee doelen gesteld; de methodologische analyse om tot een armprothese te komen en het uittesten van de methodologie door deze te doorlopen.

In de analysefase worden verschillende onderzoeken beschreven die uiteindelijk de eisen en wensen vormen voor het eindontwerp. Zo is er onderzoek gedaan naar de mogelijkheden tot het gebruik maken van 3D scan- en 3D printtechnieken. Vervolgens is er een marktonderzoek naar verschillende 3D geprinte prothesen verricht. Hierop volgend is een onderzoek naar besturingssystemen verricht waarbij er gekozen is voor een schouderaansturing. Voor de aansturing van de prothesehand is de keuze voor een actief sluitende en passief openende prothesehand gemaakt. Op deze manier is de gebruiker in staat om de knijpkracht in de hand te doseren.

Op basis van de eisen en wensen voortkomend uit de analysefase is er in de ontwerpfase gekeken naar een koppelingsmechanisme tussen de schouderbandage en de prothesehand. Uit verschillende ideeschetsen zijn er concepten gemaakt en vervolgens in SolidWorks getekend en vervaardigd door middel van een 3D printer. Daarnaast worden de koker en de bovenarmschaal ook aangepast.

Nadat de prothese vervaardigd is wordt het ontwerp getoetst aan de eisen en wensen. Hieruit blijkt dat het product op één eis na voldoet aan alle eisen en wensen.

Binnen dit afstudeerproject is er veel tijd gestoken in het onderzoek naar programma's om met behulp van een 3D scan een prothese te maken. Wegens de hoge kosten en de onderontwikkelde techniek is de methode niet geschikt gebleken voor dit project. Daarnaast is er in het begin van de ontwerpfase tijd verloren gegaan wegens de lange wachttijden van de 3D printers op de TU Delft. Halverwege het project zijn er nieuwe printers op de Haagse Hogeschool beschikbaar gesteld waardoor er snel en zelfstandig geprint kon worden (rapid prototyping).

Kijkend naar het eindproduct en het proces dat doorlopen is kan geconcludeerd worden dat de doelen van dit project behaald zijn. Het is namelijk mogelijk om aan de hand van de doorlopen stappen een functionele prothese te vervaardigen. Ondanks dat de prothese functioneel is treedt er nog te veel wrijving op tussen het koppelingsmechanisme en de koker en tussen de kabel en de bovenarmschaal.

De prothese maakt nu slechts de grijpfunctie mogelijk. Een extra gewenste functie kan de toevoeging van pro- en supinatie zijn. Een andere gewenste functie kan een lockingsmechanisme zijn dat er voor zorgt dat de prothese gefixeerd wordt bij het pakken van een object. De prothesehand kan verder geoptimaliseerd worden door het toevoegen van een adaptieve grip. Tot slot kan er meer wrijving aan de vingeruiteinden toegevoegd worden door Micro-Gel Grips te gebruiken voor meer grip.

1. Inleiding

1.1 Aanleiding

De prothesevoorzieningen zijn in veel ontwikkelingslanden minimaal. Er zijn een aantal organisaties die zich inzetten om deze voorzieningen te verbeteren. Zo ook de Technische Universiteit in Delft. Zij willen een goedkope en eenvoudige methode van protheseverstrekking toepassen in Colombia.

1.2 Probleemstelling en doel van het project

Wanneer men kijkt naar de prothesevoorzieningen in ontwikkelingslanden dan valt te concluderen dat er nauwelijks prothesevoorzieningen zijn voor mensen met een onderarmdefect (persoonlijke communicatie, Dick Plettenburg). De reden hiervoor lijkt een gebrek te zijn aan kennis, geld en beschikbare middelen. Na aanleiding van deze situatie is de TU Delft een initiatief gestart met het doel om op een eenvoudige en goedkope manier een handprothese te vervaardigen met behulp van rapid prototyping in Colombia. Rapid prototyping is een verzamelnaam voor verschillende technieken die het mogelijk maken om snel fysieke prototypen en producten te vervaardigen. In dit geval zal er gekeken worden naar de mogelijkheden van 3D scannen en 3D printen. Door het inscannen van een stomp en het vervaardigen van een prothese met een 3D printer wordt verwacht te besparen op tijd, kosten en benodigde kennis om een prothese te verstrekken. Om deze vervaardigmethode in ontwikkelingslanden te kunnen implementeren is er onderzoek nodig naar de werking en eigenschappen van deze producten. Daarnaast wordt er na een grondige analyse een functionerend eindproduct ontworpen en vervaardigd. Dit project richt zich op kinderen met een transradiale amputatie of met een congenitaal reductiedefect in de onderarm waarbij het een vereiste is dat flexie en extensie van de elleboog nog mogelijk is.

Binnen dit project zijn er twee doelen gesteld; de methodologische analyse om tot een armprothese te komen en het uittesten van de methodologie door deze te doorlopen. Het doel van methodologische analyse is het proces in kaart brengen van stomp tot prothesevoorziening met behulp van rapid prototyping, waarbij als eindproduct een functionerende prothesehand gemaakt wordt. Daarbij is het belangrijk om te onderzoeken welke 3D scan- en 3D printmethoden geschikt zijn voor dit project. Aan de hand van de keuzen uit de analysefase welke leidt tot de gebruikte methode zal het eindproduct tot stand komen. Het uittesten van de methodologie heeft als doel om te bepalen of de methodologische keuzen uitvoerbaar zijn en of het product aan de gestelde eisen en evaluatie criteria voldoet. De randvoorwaarden binnen dit project zijn dat het 3D scan proces zo goedkoop mogelijk dient te zijn, dat de prothese objecten (zoals een beker) moet kunnen vasthouden, dat de prothesehand eenvoudig verwisseld kan worden en dat de prothese van zo min mogelijk materialen vervaardigd dient te worden. De organisatie Enabling The Future rekent tussen de 50 en 150 dollar (44 - 133 euro) voor het maken van een prothesearm. Een extra randvoorwaarde is dat de ontworpen prothese minder dan 50 dollar (44 euro) moet kosten.

Door de vereenvoudiging van het proces wordt er in tijd, kosten en specialistische kennis bespaard. Dit is voor revalidatiecentra in binnen- en buitenland interessant. Voornamelijk voor de protheseverstrekking voor kinderen wordt er een vooruitgang verwacht omdat zij wegens de groei regelmatig een nieuwe prothese of een aanpassing aan de prothese nodig hebben. Allesomvattend zal dit project bijdragen aan de verbreding van kennis van rapid prototyping binnen de orthopedie en het grotere project binnen de TU Delft.

2. Analysefase

Om tot een goed ontwerp te komen is het van belang informatie te verzamelen over de verschillende mogelijkheden en daar vervolgens een keuze in te maken. Allereerst wordt er onderzoek gedaan naar de huidige 3D scanners en 3D printers die op de markt beschikbaar zijn. Wanneer dit in kaart is gebracht wordt vervolgens gekeken naar het juiste soort filament voor de 3D printers en de beschikbare prothesehand en hun functies. Wanneer de juiste prothesehand gekozen is worden de verschillende aansturingsmogelijkheden en functies met elkaar vergeleken. Hierbij worden de vooraf gestelde randvoorwaarden in acht genomen. Wanneer een juiste aansturing is gekozen, is het van belang om het verloop hiervan te bepalen. Een ander belangrijk aspect is de ophanging welke deels samenhangt met de aansturing. Tot slot worden er een aantal testen beschreven welke moeten bepalen of de prothesehand juist functioneert. De analysefase eindigt met een schematische weergave van de doorlopen keuzen in dit project.

2.1 Marktonderzoek 3D scanners

Een 3D scan van een stomp kan het proces van het vervaardigen van een prothese versnellen. Daarnaast kan er een passende koker en prothesehand ontworpen worden door mensen over de hele wereld zonder dat de patiënt gezien hoeft te worden. Tijdens dit marktonderzoek naar 3D scanners komt naar voren dat deze grofweg in drie categorieën onder te verdelen zijn. Een vaste opstelling waar het scanobject 360° voor de lens roteert, de portable handscanner en een app voor een tablet of smartphone. Ondanks dat een 3D scan van een vaste opstelling het meest nauwkeurig is, is deze scanmethode niet geschikt voor het gebruik voor stompen en lichaamsdelen. Om deze reden wordt er in dit onderzoek slechts gekeken naar portable scanners en 3D scan apps voor een tablet of smartphone. De specificaties van de scanners zijn verkregen van internetsites van de leveranciers en onafhankelijke vergelijkingssites. Deze bronnen zijn in Bijlage I en II vermeld.

2.1.1 Portable 3D scanners

In Bijlage I zijn elf portable 3D scanners met bijhorende eigenschappen in een Excel model weergegeven. Helaas zijn niet alle eigenschappen van de geanalyseerde portable 3D scanners op het internet beschikbaar en worden eigenschappen van de scanners in verschillende condities genoemd. Dit maakt het opstellen van een keuzemethode zoals een beslisboom en de vergelijking van de scanners niet mogelijk. Ondanks dat er geen beslisboom opgesteld kan worden, wordt er aan de hand van de wensen van de TU Delft een advies geschreven voor de meest geschikte 3D scanner voor dit project. Indien de gratis 3D scan apps nog niet voldoende ontwikkeld zijn en daardoor niet de gewenste kwaliteit en/of gebruiksgemak bieden, zal een portable 3D scanner gewenst zijn. In dit geval voldoet de Cubify SENSE het meest aan de gestelde eisen van de TU Delft op basis van de relatief lage kosten, een juiste minimale nauwkeurigheid en het gebruiksgemak. In Bijlage II zijn deze criteria uitgebreider beschreven en onderbouwt.

2.1.2 3D Scan apps

In bovenstaand onderzoek zijn portable 3D scanners met elkaar vergeleken met uiteenlopende prijzen van enkele honderden tot enkele tienduizenden euro's. De 3D scan apps zijn daarentegen gratis en bieden een goed alternatief voor het budgetprobleem dat in ontwikkelingslanden heerst. Vanuit de TU Delft is de randvoorwaarde gesteld dat het proces zo goedkoop mogelijk dient te zijn, hiervoor biedt een gratis applicatie een goede uitkomst. Er is onderzoek gedaan naar de volgende vijf

apps: 123D Catch, Trimensional, Scann 3D, Mobile Fusion en Augment. Uit de testen met de apps blijkt dat de scantechnieken met smartphones nog niet op een toepasbaar niveau zijn. Het duurt erg lang voor er een 3D scan gemaakt is en daarnaast hebben de gescande modellen geen dimensies/afmetingen. Wanneer de TU Delft de beslissing neemt om toch voor een gratis app te gaan wordt de app 123D Catch van Autodesk geadviseerd. Deze app is het best in staat om een stomp in te scannen en de vormen van de stomp te weergeven. Echter geeft deze app, zoals eerder vermeldt, geen exacte maten aan het gescande object. In Bijlage II staat beschreven onder welke criteria deze beslissing genomen is.

Door de hoge kosten van een portable 3D scanner en de (nog) slechte kwaliteit van de scan apps, wordt er in dit project geen gebruik gemaakt van 3D scan technieken. De 3D geprinte prothesehand zal daardoor op een universele 3D geprinte koker geplaatst worden.

2.2 Marktonderzoek 3D printers

Om een keuze te maken voor de juiste 3D printer is er een beslisboom opgesteld met zeventien 3D printers. Bij dit marktonderzoek is er gekeken naar de meest aanbevolen printers, de meest voorkomende printers en naar de printers welke in prijs-kwaliteitverhouding het best scoren. Dit onderzoek is verricht met behulp van de beschikbare informatie op het internet (Ridix, 2016). Op de huidige markt is er een groot aanbod aan printers, verschillend van bouwpakketten tot compleet geassembleerde printers met vele uitgebreide functionaliteiten. De grote verschillen zitten voornamelijk in de prijs, het bouwvolume en de nauwkeurigheid van de printers. Naast deze drie hoofdaspecten is er per printer naar de volgende overige aspecten gekeken: printsnelheid, gebruikte technologie, soorten filamenten, filamentdiameter, OpenSource software, enkele of dubbele printkop, open of gesloten constructie, verwarmd bed, printkop temperatuur en de aanwezigheid van een display. Het complete marktonderzoek is te vinden in Bijlage III. Middels deze beslisboom kan de TU Delft en de partners waarmee samengewerkt wordt in ontwikkelingslanden aan de hand van hun wensen de meest geschikte printer kiezen. In dit project wordt er gebruik gemaakt van de Ultimaker 2.0, dit is een 3D printer met een hoge nauwkeurigheid welke vanuit de TU Delft beschikbaar is gesteld. De beslisboom voor de geanalyseerde printers is te vinden in Bijlage IV.

2.3 Filamentenonderzoek

De vervaardiging van de prothese onderdelen zal middels een 3D printer verricht worden. Hierbij is het van belang dat onderzocht wordt welk filament gebruik wordt. In Bijlage V is een overzicht weergegeven van verschillende soorten filamenten met de meest relevante eigenschappen. Uit dit onderzoek komt naar voren dat PLA en ABS de goedkoopste materialen zijn om te gebruiken. Daarnaast worden in de huidige situatie de meeste 3D geprinte prothesen al vervaardigd met één van deze twee materialen. PETG komt ook als een geschikt filament naar voren maar wordt vanwege de hogere prijs niet meegenomen in het vervolgonderzoek. De materialen PLA en ABS zijn verder onderzocht om te kunnen bepalen welke van de twee materialen het meest geschikt is voor het vervaardigen van een handprothese. De criteria van dit onderzoek is te lezen in Bijlage V. Aangezien er met PLA het meest nauwkeurig geprint kan worden en PLA voldoende sterk is voor een handprothese is er voor dit filament gekozen. Daarnaast is het mogelijk om dit materiaal te vervormen met kokend water wat extra mogelijkheden biedt in de vervaardiging en aanpassing van het product. Deze vervorming kan herhaald worden zonder dat het materiaal in sterkte afneemt. Dit is bij het vervormen van ABS minder eenvoudig.

2.4 Prothesehanden op de markt

Er zijn verschillende 3D geprinte prothesehanden beschikbaar op het internet. Met name de organisatie Enabling The Future maakt gebruik van deze handen en zorgt dat de STL-files beschikbaar zijn op hun site. De meest prominente prothesehanden zijn hieronder in Figuur 1 te zien. Deze handen variëren in uiterlijk, echter zijn ze in functionaliteit en werking bijna allemaal hetzelfde. Namelijk kunnen ze alleen de grijpfunctie uitvoeren en worden ze door het aantrekken van kabels en veringen bestuurd. Aangezien er in dit project gebruik gemaakt wordt van één van de reeds bestaande handen, zal de mogelijkheden tot het aansturen van de prothesehand zich beperken tot de grijpfunctie. De grijpfunctie kan op twee manieren uitgevoerd worden. De pinch, dit houdt in dat duim in een geopponeerde stand staat en tegen de palmaire zijde van de wijsvinger flecteert, of de key grip, dit houdt in dat de duim en de zijkant van de wijsvinger samen komen. Een van de gestelde randvoorwaarden is dat de hand een bekertje vast moet kunnen pakken, dit kan alleen met een pinch. Aan de hand van deze randvoorwaarde wordt gekozen de Phoenix Hand te gebruiken.



Figuur 1. Phoenix hand, RIT hand, K1 hand en The Raptor Hand.

Om tot een keuze qua koker voor de bevestiging aan de resterende stomp van de onderarm te komen, wordt er vooral gekeken naar de mogelijkheid om de prothese zo passend mogelijk te maken. Daarnaast moet de prothese voor een zo groot mogelijke doelgroep bruikbaar zijn en moet er een mogelijkheid zijn tot het bevestigen van een aansturingskabel. Aan de hand van deze criteria is de Unlimbited Arm tot de meest geschikte prothese voor dit project gekozen, zie Figuur 2. Deze koker wordt plat geprint en met behulp van kokend water gevormd naar de vorm van de stomp. Een vereiste bij deze koker is dat de terminal devices eenzelfde bevestigingsmethode (generiek koppelmecanisme) hebben, zie Bijlage VI. Een extra voordeel van de Unlimbited Arm is dat deze in een neutrale pro- en supinatie stand is opgebouwd en in het ontwerp al rekening is gehouden met een fixatie tegen dorsaal- en palmairflexie. Zonder fixatie zal de hand namelijk ongewenst palmairflecteren wanneer deze aangestuurd wordt.



Figuur 2. The Unlimbited Arm.

2.5 Besturingssystemen

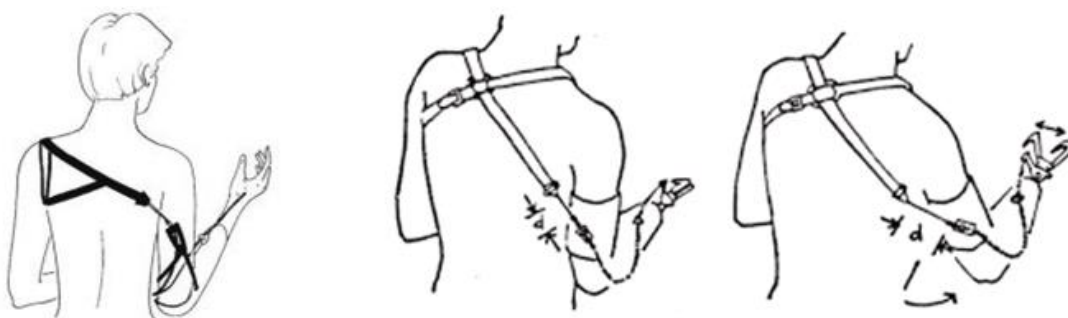
Prothesen kunnen op verschillende manieren aangestuurd worden. Afhankelijk van de lengte van de stomp, de mogelijke functionaliteiten in de gewrichten en de gewenste functionaliteiten van de prothese kan hierbij tussen twee verschillende hoofdsystemen gekozen worden. Hierin wordt onderscheid gemaakt tussen mechanisch en elektrisch gestuurde prothesen.

2.5.1 Mechanisch gestuurde prothesen

Mechanisch gestuurde prothesen zijn prothesen die aangestuurd worden door het uitvoeren van een beweging, ook wel body powered genoemd. De aansturing van een onderarmprothese gebeurt veelal door middel van het op spanning brengen van een kabel. Door een beweging in het schouder of ellebooggewricht verandert de spanning op de kabel waardoor er een functionaliteit wordt aangestuurd. Zo kan bijvoorbeeld het flecteren van de elleboog tot gevolg hebben dat de prothesehand zich sluit. Binnen de mechanische gestuurde onderarmprothesen zijn twee takten te onderscheiden. Dit zijn de prothesen die door middel van een schouderbandage worden aangestuurd en de prothesen die door middel van een hoeksverandering van de elleboog worden aangestuurd.

Schouderbandage

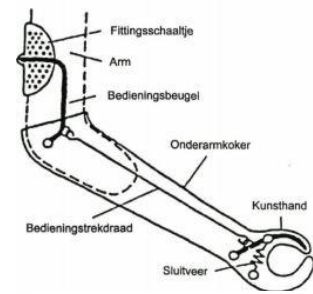
Er zijn twee bandages die bij deze aansturing gebruikt worden. Hierbij kan de prothese aangestuurd worden door middel van een enkele band naar de contralaterale schouder (figure nine harness) of door een dubbel kruisende band (figure eight harness), beiden zichtbaar in Figuur 3. Wanneer de bovenarm aan de prothesezijde niet beweegt en de contralaterale schouder een protracterende beweging uitvoert, zal de afstand tussen de bandage en de prothese verlengen. Hierdoor neemt de spanning op de kabel tussen de prothese en de bandage toe, met als gevolg dat de prothese tegen een verende kracht opent of sluit. Naast pro- en retractie van de contralaterale schouder kan de aansturing ook verricht worden door ab- en adductie van beide schouders en/of ante- en retroflexie van de schouder aan de aangedane zijde. Het verschil tussen beide schouderbandages is dat een dubbele kruisende band extra ondersteunt in de ophanging doordat het gewicht over twee schouders wordt verdeelt. Qua mechanisme hebben beide bandages dezelfde werking.



Figuur 3. Links, het figure nine harness. Rechts, het figure eight harness. (Valk, 2012)

Elleboogbesturing

Bij lichaamsbekerktigde prothesen met elleboog besturing wordt de prothesehand door middel van flexie en extensie van de elleboog geopend en gesloten. Dit mechanisme is zichtbaar in Figuur 4. Wanneer de gebruiker zijn elleboog strekt (extensie), neemt de spanning op de kabel toe. Hierdoor opent de hand zich. Als de elleboog weer wordt gebogen (flexie) trekt de sluitveer de hand weer dicht. Dit principe lijkt sterk op het principe van de schouderbandage maar verschilt hier in de beweging en in het gewricht waarin de beweging plaatsvindt. Een groot voordeel aan deze besturing is dat er geen bandage over de rug en naar de andere schouder toe loopt. Het nadeel bij dit mechanisme is dat er altijd een actie van de hand is wanneer de elleboog gestrekt of gebogen wordt, ook wanneer dit juist niet gewenst is. Om bijvoorbeeld een bekertje water te pakken zal de elleboog in extensie gebracht moeten worden. Om het bekertje vervolgens vast te houden is er een flexie van de elleboog noodzakelijk welke in dit geval alleen maar door het naar voren komen van de bovenarm gedaan kan worden.



Figuur 4. Elleboog besturing.

2.5.2 Elektrisch gestuurde prothesen

Onder elektrisch gestuurde prothesen vallen de prothesen welke door middel van EMG sensoren, een accu en een aandrijver, elektrisch aangestuurd worden. Aangezien elektrisch gestuurde prothesen erg duur zijn in productie, onderhoud, oefentherapie en zwaarder in gewicht zijn dan mechanische prothesehanden wordt deze aansturing niet verder in het onderzoek meegenomen.

2.5.3 Keuzen besturing, bandage en sluiting

Uit bovenstaande analyse komt naar voren dat elektrische aansturing niet meegenomen zal worden en de prothese dus mechanische aangestuurd wordt. Dit kan met de schouder of met de elleboog. Met een schouderbandage is er meer controle en bewegingsvrijheid wanneer een object vast gepakt wordt. Namelijk speelt het keteneffect (ongewenste opening en sluiting van de hand) bij de elleboogbesturing een belangrijke rol in deze keuze. Een elleboog gestuurde prothese is daarentegen eenvoudiger te bevestigen, is compacter en beperkt zich in aanpassing alleen tot de aangedane arm. Deze argumenten wegen echter niet op tegen een betere controle van de prothese en meer bewegingsvrijheid en daarom is in dit project gekozen voor een schouderbandage als besturingsmechanisme. Binnen de twee schouderbandages is gekozen om een enkele band (figure nine harness) te gebruiken. Deze keuze is gemaakt omdat een randvoorwaarde is dat de bandage met zo min mogelijk middelen gemaakt dient te worden en zo simpel mogelijk moet zijn (persoonlijke communicatie, Dick Plettenburg). Daarnaast blijkt uit eigen ervaring, na de test met een simulatie prothese (TRS), dat de besturing met één band voldoende is om de prothese aan te sturen.

Er wordt gekozen om de hand actief te sluiten. Dit houdt in dat de prothesehand zich door middel van een vering opent en weer sluit wanneer de gebruiker de kabel op spanning brengt. Op deze manier kan de hoeveelheid sluiting en de mate van kracht op het voorwerp gestuurd worden door de contralaterale schouder. Deze aansturing wordt niet beïnvloed door flexie of extensie van de elleboog wat extra vrijheid biedt. Naast de keuze voor een schouderaansturing is er dus gekozen voor een actieve sluiting en passieve opening van de prothesehand.

2.6 Vingermechanisme

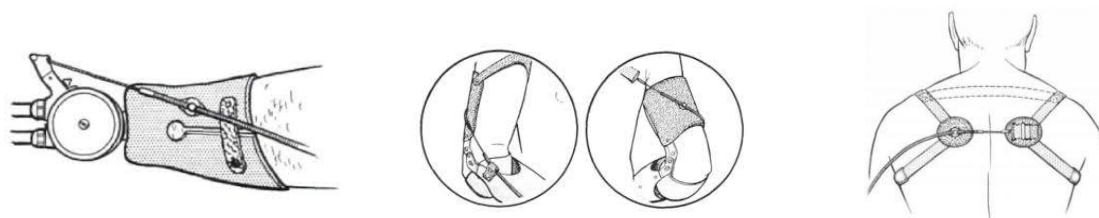
Nu de keuze voor een mechanische schouderaansturing en voor het actief sluiten van de hand is gemaakt, is de volgende stap het kiezen van het vingermechanisme. Hierin wordt onderscheidt gemaakt tussen twee functionaliteiten. Bij de één leggen alle vingers dezelfde verplaatsing af, de één kan dus niet verder flecteren dan de ander. De ander is een adaptieve grip, waarbij de vingers die weerstand ondervinden stoppen en de vingers die geen weerstand ondervinden verder sluiten. Aangezien voor een adaptieve grip een extra mechanisme nodig is en het ontwerp zo eenvoudig mogelijk moet zijn, is voor dit project gekozen om alle vingers gelijktijdig aan te sturen. Dit kan door vijf kabels door te laten lopen naar de schouderbandage of door de vijf kabels vanuit de prothesehand te koppelen aan één kabel die doorloopt naar de schouderbandage. Omdat een eenvoudige wisseling van de prothesehand een randvoorwaarde is, is er gekozen om een koppeling te ontwerpen van vijf draden naar één kabel.

2.7 Fixatie van de kabel

Om de prothesehand met de schouder aan te kunnen sturen is het noodzakelijk dat hier een verbindingskabel tussen zit. Veelal worden hiervoor draden en/of (Bowden) kabels gebruikt, welke uit een binnen en buitenkabel bestaan (zie Figuur 5). De buitenkabel wordt veelal tussen twee punten gefixeerd waardoor de binnenkabel in de buitenkabel geleid wordt en daarnaast geen (ongewenst) huidcontact maakt. Zoals in Figuur 6 te zien is kan de buitenkabel gefixeerd worden op de onderarm in combinatie met de bovenarm of in combinatie met de schouder. Fixatie op de schouder ten opzichte van de bovenarm betekent dat er een extra bandage op de rug geplaatst zou moeten worden. Aangezien één van de randvoorwaarden luidt dat de prothese uit zo min mogelijk onderdelen vervaardigd dient te worden en zo simpel mogelijk moet zijn vervalt de keuze tot fixatie op de schouder. Daarnaast is er gekozen om de invloed van bewegingen in de elleboog op het openen en sluiten van de hand te minimaliseren. Dit kan door een kabelconstructie te gebruiken waarbij de kabel in een boog hangt. Om de kabel zo te laten verlopen zal de kabelhoes zowel op de koker als op de schaal gefixeerd moeten worden zonder dat de binnenkabel daar hinder van ondervindt. Hierdoor wordt de invloed van flexie en extensie in de elleboog uitgesloten. Uit eigen "trial and error" analyse blijkt dat de buitenkabel zo ingesteld moet worden dat bij 120 graden flexie vanuit de anatomische stand de kabel precies huidcontact maakt met het olecranon van de elleboog. Op deze manier ondervindt de binnenkabel geen weerstand bij volledige extensie en flexie van de elleboog.



Figuur 5. Links het voorbeeld van een Bowdenkabel. Rechts de kabelhoes in een 'boog' gefixeerd.



Figuur 6. Voorbeelden van fixatiepunten van de kabel. (Onderarm, bovenarm en schouder).

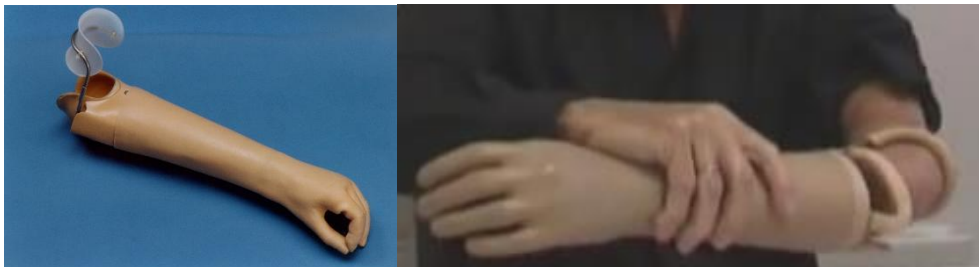
2.8 Ophanging

Voor onderarmprothesen zijn er verschillende bevestigingsmethoden om de prothese aan de stomp te bevestigen. Er is gekeken naar drie mogelijke ophangingen waaruit vervolgens één ophanging is gekozen voor dit project.

Liner

Eén van de manieren om de prothese op het lichaam te bevestigen is door middel van een liner. Na het afrollen van de liner om de onderarm ontstaat er een stevige houvast voor de prothese waarin een vacuüm wordt gecreëerd zodat de prothese niet afglijdt. Bij deze vorm van ophanging is een tweedeling te vinden. Sommige liners bevatten een rubberen ring die voor een vacuüm zorgt tussen liner en koker en sommige liners hebben een pin op het uiteinde van de liner. Deze pin wordt in de koker gestoken waardoor er een vergrendeling optreedt. De liner zorgt voor een goede ophanging maar heeft als nadeel dat de huid opgesloten zit en niet kan “ademen”. Dit kan zeker in de zomer of in warme landen transpiratieklachten en huidirritatie veroorzaken.

Wilmer open fitting



Figuur 7. Links, Wilmer gesloten fitting. Rechts, Wilmer open fitting.

De Wilmer open fitting gaat uit van een beugel bekleed met een zacht plastic kapje aan de achterkant van de bovenarm. Deze bevestiging gaat gepaard met een ondersteuning om de condylen van de humerus heen. De Wilmer gesloten fitting gaat uit van een metalen ring bekleed met zacht materiaal. Deze bevindt zich achter de condylen van de humerus en het olecranon. Deze fitting is instelbaar waardoor per persoon de ring achter de elleboog vast gezet kan worden. Zoals de naam al zegt is dit een open fitting en hoeft hier geen extra sok of liner over de onderarm geplaatst te worden. Dit is een groot voordeel ten opzichte van de liner. Deze ophanging dient echter wel op maat gemaakt te worden door een gespecialiseerde instrumentmaker.

Bevestiging met klittenband

3D geprinte prothesen die momenteel op de markt aanwezig zijn worden bevestigd met behulp van klittenband. Hierdoor zal één koker voor meerdere stompen geschikt kunnen zijn. Het grote voordeel van klittenband is dat het goedkoop materiaal is wat eenvoudig met één hand te gebruiken is. Wanneer het klittenband te dun is bestaat het risico dat het in de huid snijdt.

In een vorig hoofdstuk is de beslissing voor een schouderaansturing gemaakt. Deze zorgt naast de aansturing tevens voor de ophanging. Hierdoor zal slechts het bevestigen van de koker aan de stomp met klittenband voldoende zijn. Daarnaast is dit de meest eenvoudige oplossing met weinig extra materialen en kosten waardoor er aan de randvoorwaarden wordt voldaan.

2.9 Evaluatie criteria prothesehand

Doordat de doelgroep niet meer over een hand beschikt betekend dit dat flexie en extensie van de vingers en ulnairabductie, radiaalabductie, palmairflexie en dorsaalflexie in het polsgewricht niet meer mogelijk is. In dit project is besloten om alleen flexie en extensie van de prothesevingers als functie terug te laten komen (grijpfunctie). Palmair- en dorsaalflexie van de hand wordt niet verwerkt in de prothesehand om te voorkomen dat er een ongewenste palmairflexie ontstaat wanneer er alleen flexie van de vingers gewenst is. Aangezien de prothesehand zo eenvoudig mogelijk dient te zijn, wordt ook de radiaal- en ulnairabductie en de pro- en supinatie niet als functionaliteit toegevoegd aan de prothese. Het controleren van zoveel “degrees of freedom” maakt het vrijheidsgraden probleem onnodig complex. Naast het testen van de grijpfunctie van de prothesehand wordt de prothesehand tevens getest op de ophanging en de sterkte van het materiaal met behulp van de volgende handelingen.

Doseren flexiekracht (Plastic bekertje water pakken en één meter verder neerzetten op een stip)

De doelgroep bedient de prothese door het op spanning brengen van een kabel door beweging in de schouder aan de aangedane zijde of contralaterale schouder. Voor het pakken van bijvoorbeeld een bekertje water is het noodzakelijk dat de persoon de spanning op de kabel moet kunnen doseren. Zet de persoon teveel kracht dan deukt het bekertje in en loopt het water eruit. Zet de persoon te weinig kracht dan zal het bekertje uit de hand vallen. Om te testen of de persoon de knijpkracht voldoende kan doseren moet de persoon een bekertje water pakken en één meter verder neerzetten. Wanneer de persoon het plastic bekertje vanaf de tafel kan pakken en één meter verder neer kan zetten zonder het knoeien van water of het laten vallen van de beker is deze test geslaagd.

Ophanging en flexiekracht (Boodschappentas van vijf kg optillen van de grond en één minuut vasthouden)

Met deze activiteit wordt bekeken of de prothese het gewicht van geschatte alledaagse handelingen zoals een boodschappentas (boodschappen voor één dag) gedurende één minuut vast kan houden. Daarbij wordt getest of de koker niet van de stomp afglijdt, of de vingers tegen een extenderende kracht in flexie kunnen blijven en of de vingers niet zullen breken. Als de koker niet afglijdt, de prothese niet breekt en het de persoon lukt om de boodschappentas gedurende één minuut vast te houden is deze test geslaagd.

Combinatie van handelingen (Deur openen naar je toe, deur sluiten van je af)

Voor het openen van een deur zijn een aantal handelingen nodig. Allereerst wordt de hand om de deurklink geplaatst en wordt een kracht naar beneden uitgevoerd om de deurklink van het slot af te halen (stap 1).

Hierbij is abductie van de schouder (ter compensatie van de weggevallen pronatie) aan de aangedane zijde nodig en een protractie in de contralaterale schouder om de hand te sluiten. Wanneer door de eerder verrichte abductie de hand te ver sluit, kan dit gecorrigeerd worden door een retractie van de contralaterale schouder. De klink wordt door een adductie en/of retroflexie van de aangedane schouder naar beneden gebracht.

Hierna zal de gebruiker in staat moeten zijn om de deur naar zich toe te trekken zonder dat de prothesehand weer open gaat (stap 2) om vervolgens door de deuropening te gaan.



Figuur 8. Stappenplan voor het openen van een deur.

Het sluiten van de deur zal naar verwachting makkelijker gaan. De persoon moet hiervoor wederom de hand om de deurklink zien te klemmen, in de geklemde stand de klink naar beneden brengen en de deur van zich af duwen.

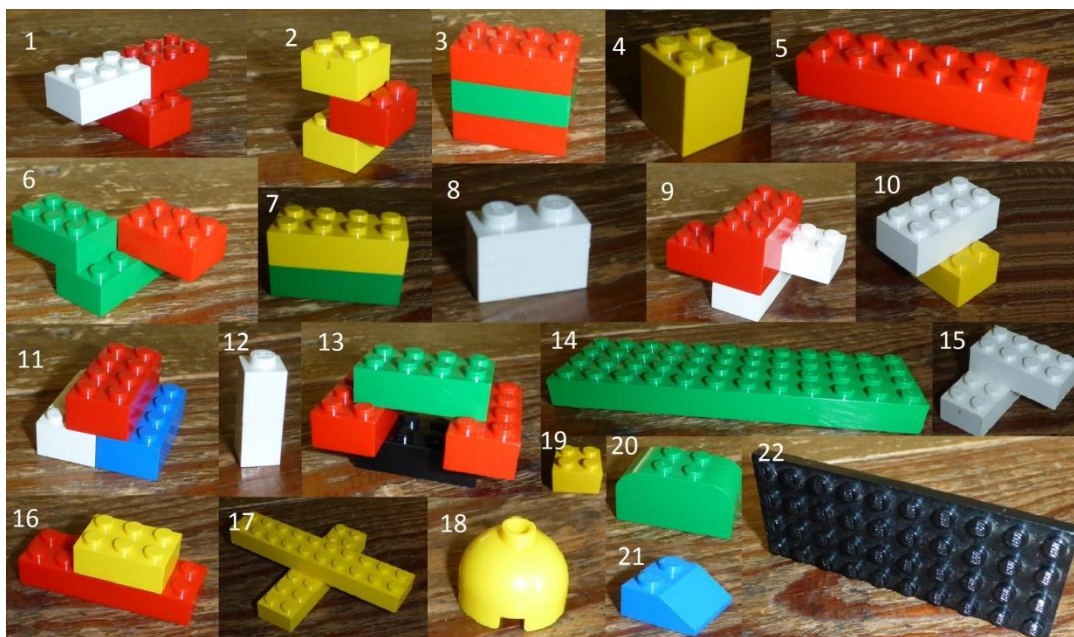
Tijdens deze handelingen wordt getest of de prothese niet afglijdt, of de hand sluitend kan blijven bij het omlaag brengen van de klink en of de prothesehand contact houdt met de klink. Wanneer aan deze criteria voldaan wordt is deze test geslaagd.

Fixatie (Het fixeren van een glazen pot met deksel terwijl de goede hand de deksel losdraait)

De prothesehand wordt vaak gebruikt om objecten vast te houden en met de niet-aangedane hand een handeling uit te voeren. In deze test wordt een glazen pot (appelmoes of iets dergelijks) geopend waarbij de prothesehand de pot dient te fixeren (vastklemmen) en de niet-aangedane hand de deksel losdraait. Met deze handeling wordt getest of de prothese genoeg wrijving en klemkracht heeft om de pot te fixeren zodat de dop losgedraaid kan worden. Lukt het de gebruiker een glazen pot te openen gebruikmakend van de prothesehand als fixeerder dan is deze test geslaagd.

Pinch (Lego block test)

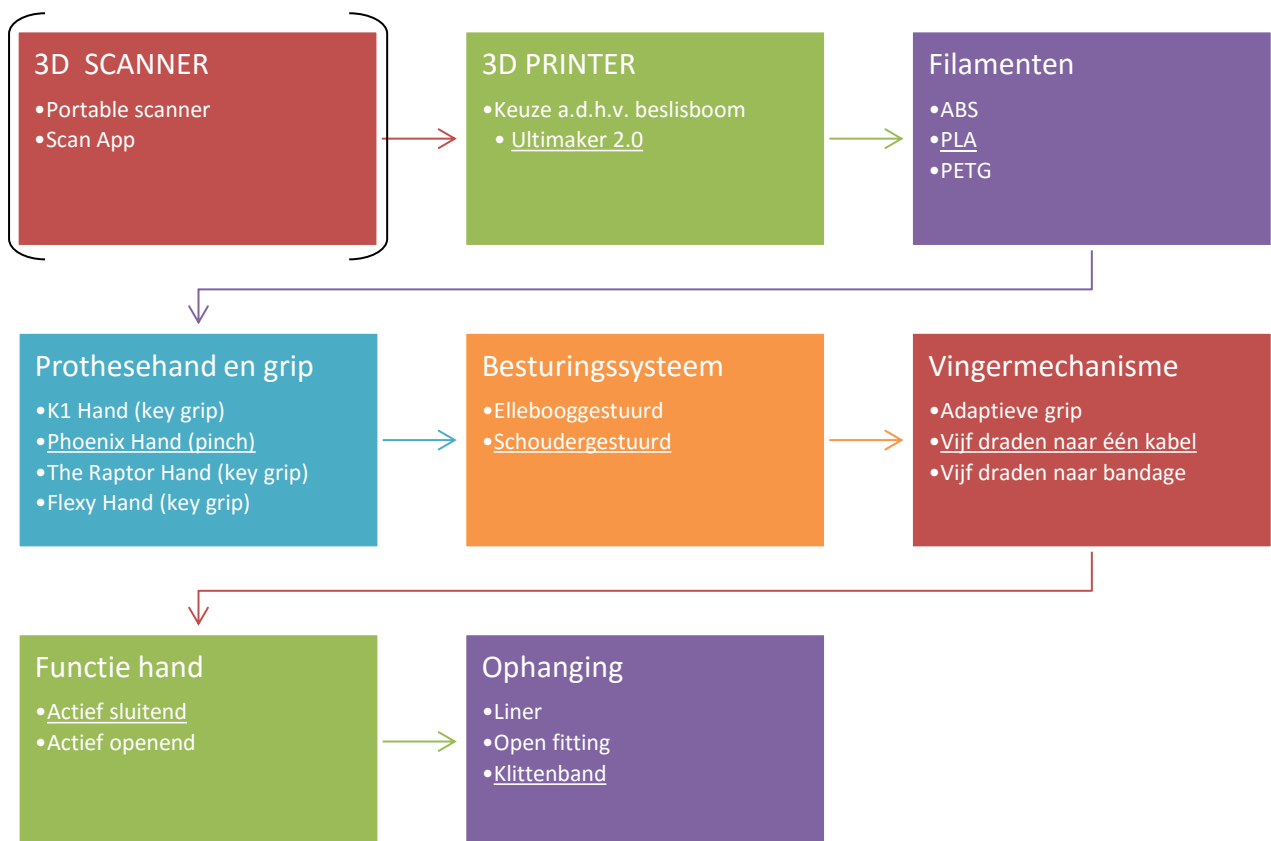
Een belangrijke functie van de prothese is de pinch waarbij een klein object tussen duim en wijsvinger geklemd wordt (Otto Bock, 2013). Om de pinch te testen zijn tweeëntwintig verschillende constructies gemaakt met lego blokken. De gebruiker moet in 120 seconden zoveel mogelijk verschillende lego blokken van het ene vak naar het andere vak verplaatsen. Tussen beide vakken zit een afstand van een halve meter. Lukt het de gebruiker om met de prothesehand twee derde of meer van de constructies te verplaatsen binnen de tijd, dan is deze test geslaagd.



Figuur 9. Verschillende lego constructies.

2.10 Procesbeschrijving

In onderstaand overzicht wordt schematisch weergegeven welke stappen in de analysefase zijn doorlopen. Per onderwerp staan de mogelijkheden eronder weergegeven. De doorlopen stappen in dit project zijn hieronder onderstreept weergegeven. Zoals eerder in het verslag beschreven is er geen gebruik gemaakt van een 3D scanner.



Figuur 10. Procesbeschrijving van de analysefase.

3. Eisen en wensen

Uit de analyses die hierboven zijn gedaan zijn verschillende eisen en wensen voortgekomen. Hieronder is weergegeven welke eisen en wensen er aan de prothese worden gesteld.

Eisen aan de prothese

De prothese dient ontworpen te worden voor mensen met een transradiale amputatie of congenitaal reductiedefect zonder polsfunctionaliteit.
De prothese dient minder dan 50 dollar (44 euro) te kosten.
De prothesehand, koker en schaal dienen door een 3D printer vervaardigd te worden.
De prothese dient van PLA geprint te worden.
De prothesehand dient de Phoenix Hand te zijn.
De prothese koker dient de Unlimbited Arm te zijn.
De koker moet aan verschillende handen te bevestigen zijn met eenzelfde koppelingsmechanisme.
De prothese dient met klittenbanden bevestigd te worden aan het lichaam.
De prothese dient mechanische gestuurd te zijn (body-powered).
De prothese dient door middel van een schouderbandage aangestuurd te worden.
De aansturing wordt verricht door: pro- en retractie van de contralaterale schouder, door ab- en adductie van de beide schouders en door ante- en retroflexie van de schouder aan de aangedane zijde.
Flexie en extensie in de elleboog mag geen effect hebben op de spanning van de kabel.
De kabel mag tot 120 graden flexie vanuit de anatomische stand geen huidcontact maken.
De kabel mag tot 120 graden flexie geen beperkende factor zijn voor het flecteren van de elleboog.
De kabel van de prothese dient aan de onder- en bovenarm gefixeerd te worden.
Voor de aansturing van de prothese dient er een Bowdenkabel gebruikt te worden.
De prothesehand moet de grijpfunctie uit kunnen voeren.
De prothesehand dient een pinch grip te kunnen.
De prothesehand dient zich actief te sluiten.
De prothesehand dient zich passief te openen.
De prothese moet voldoen aan de gestelde evaluatie criteria.
De prothesevingers dienen als één geheel te sluiten.
De vijf draden dienen naar één kabel gekoppeld te worden.

Wensen

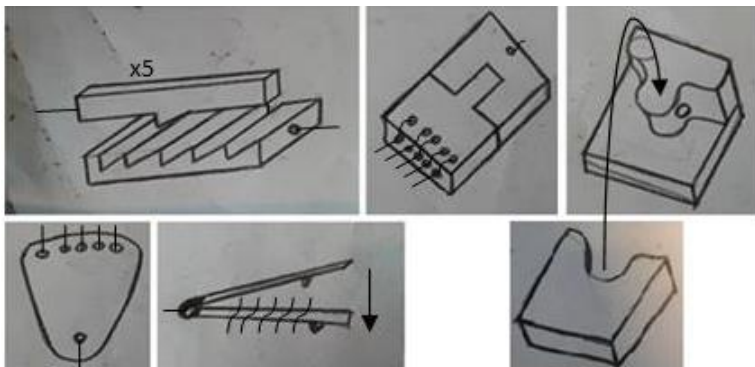
De prothese dient geen scherpe randen te vertonen.
De prothese dient door de persoon zelfstandig bevestigd te worden.
De prothese dient zo simpel mogelijk te zijn.

4. Ontwerpfase

Op basis van de eisen en wensen voortkomende uit de analysefase zijn per onderdeel ontwerpschetsen en concepten gemaakt. Deze concepten zijn allemaal 3D geprint en uiteindelijk op hun werking getoetst. Via deze manier van ontwerpen is met behulp van rapid prototyping toegewerkt naar het definitief ontwerp van elk onderdeel. De verschillende onderdelen die hieronder besproken worden zijn de koppeling tussen de hand en Bowdenkabel, de fixatiepunten op de koker en schaal, het vervormen en assembleren van de schaal en koker, het assembleren van de hand en als laatste de schouderbandage met koppeling naar de Bowdenkabel.

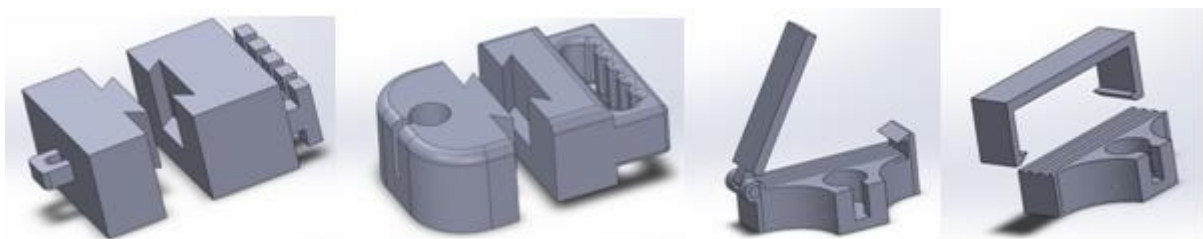
4.1 Koppeling tussen de hand en Bowdenkabel

Eén van de gestelde eisen aan de prothese is dat de vijf draden afkomstig vanaf de vingers uiteindelijk verder gaan als één kabel. Om dit te verwezenlijken is er een koppelstuk nodig. Het koppelstuk dient eenvoudig los gekoppeld te worden bij het verwisselen van de prothesehand. Daarbij is het belangrijk dat de vijf draden onder gelijke spanning blijven om te zorgen dat de vingers gelijktijdig sluiten. Hieronder zijn in Figuur 11 verschillende koppelingen geschetst waarbij aan de ene zijde de vijf draden bevestigd worden en aan de andere zijde de kabel naar de schouderbandage.



Figuur 11. Ideeschetsen, koppelingsmechanisme van vijf draden naar één kabel.

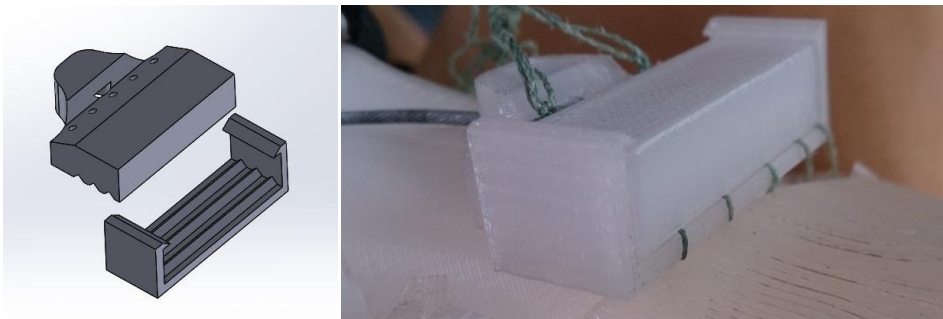
Op basis van de bovenstaande ideeschetsen zijn vier verschillende concepttekeningen gemaakt. Het uiteinde van de Bowdenkabel kan bevestigd worden door een uitsparing in het koppelstuk of door het aanleggen van een knoop, zie Figuur 12. De bevestiging van de vijf draden worden vast geknoopt of ingeklemd middels gleuven waar opstaande randen invallen. De eerste twee koppelingen bestaan uit twee afzonderlijke delen welke in elkaar geschoven kunnen worden, de laatste twee koppelingen zijn één geheel. De verschillende concepten zijn in SolidWorks getekend en daarna 3D geprint om de werking snel en eenvoudig te testen (rapid prototyping).



Figuur 12. Concepttekeningen, koppelingsmechanisme van vijf draden naar een kabel.

Bij het testen van bovenstaande koppelstukken blijkt dat de inklemming van de Bowdenkabel door een uitsparing in het koppelstuk erg goed werkt. De diameter van de uitsparing is 1 mm groter dan die van het tonnetje aan het eind van de Bowdenkabel. Daarnaast is het knopen van een stalen draad erg lastig. De bevestiging van de vijf draden afkomstig uit de hand zal uiteindelijk door middel van de inklemming in concept 4 gebruikt worden. Het is erg lastig om vijf draden op dezelfde spanning te knopen wat tot gevolg heeft dat de vingers niet gelijktijdig sluiten. Bij concept 4 worden de draden onder spanning gebracht en kunnen vervolgens eenvoudig ingeklemd worden.

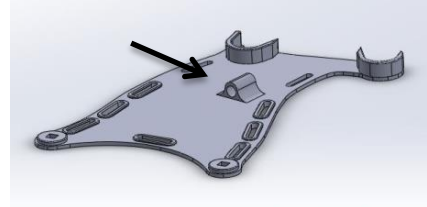
De gekozen koppeling (concept 4) werkt nog niet optimaal. De draden die ingeklemd moeten worden zijn van nylon (visdraad) en hebben een hele lage wrijvingscoëfficiënt. Ondanks de strakke inklemming worden de draden langzaam door de inklemming heen getrokken wanneer ze onder spanning gebracht worden. Dit kan opgelost worden door een blokkade toe te brengen in de vorm van een knoop of om een groter klemoppervlak te creëren. Om tot het beste ontwerp te komen zijn er wederom verschillende prototypen getekend in SolidWorks en vervaardigd door de 3D printer. Hierbij moet rekening worden gehouden met een kleine speling tussen de twee onderdelen om het geheel passend te krijgen. Uit acht verschillende ontwerpen (Bijlage VII) is na een aantal testen het ontwerp zichtbaar in Figuur 13 als beste bevonden. Deze koppeling zal worden toegepast op de prothese. Vooraf aan de testen is de nylon lijn vervangen door gevlochten lijn van het merk Power Pro en zijn de verschillende koppelingen opnieuw getest. Dit materiaal rekt niet uit, is erg dun, heeft een hoge slijtvastigheid, is door de verschillende natuurlijke vezels niet glad en is erg flexibel. Hierdoor blijft dit draad door het ontwerp beter geklemd wanneer er aan de kabel getrokken wordt.



Figuur 13. Definitief ontwerp, koppelingsmechanisme van vijf draden naar een kabel. Links schematisch, rechts toegepast op de prothese.

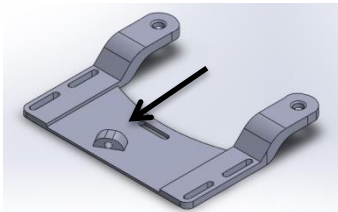
4.2 Aanpassing fixatie koker en schaal voor juist kabelverloop

Zoals eerder in de analysefase is beschreven wordt er gebruik gemaakt van een Bowdenkabel welke rondom het ellebooggewricht gefixeerd wordt in een boog. De kabel mag hierin tot een hoek van 120 graden flexie vanuit de anatomische stand niet tegen de arm aankomen. Hierdoor heeft beweging in het ellebooggewricht geen invloed op de spanning van de kabel. Om dit tot stand te brengen is een fixatiepunt op de schaal en op de koker nodig. Om de positie van deze fixatiepunten te bepalen wordt er gekeken naar de maximale verplaatsing van de kabel, lengte van het koppelstuk en de startpositie van het koppelstuk. Om te voorkomen dat de kabel losschiet of roteert moet het koppelstuk voldoende sterk zijn.



Figuur 14. Fixatie op de koker.

Vanaf de distale kant van de koker gezien is er, naast de startpositie van het koppelstuk, een ruimte van 48 millimeter nodig (lengte koppelstuk + verplaatsing kabel). In het ontwerp is rekening gehouden met een maximale afstand van 16 millimeter tussen koppelstuk en prothesehand waardoor het fixatiepunt op 64 millimeter ten opzichte van de distale kant van de koker gemaakt is, zie Figuur 14.



Figuur 15. Fixatie op de schaal.

Op de bovenarm is het fixatiepunt in het midden aan de achterzijde van de schaal onder een hoek van vijftien graden gezet, zie Figuur 15. Deze hoek bleek na het proberen van verschillende hoekstanden het beste te zijn om de kabel met zo min mogelijk wrijving te geleiden. Hierdoor loopt de kabel aan de laterale zijde van de koker naar de schaal waardoor deze geen huidcontact maakt. De vijftien graden rotatie van het fixatiepunt zorgt tevens voor een geleiding van de kabel richting de contralaterale schouder. Hierdoor hoeft de kabel geen scherpe hoek te maken wat gunstig is voor de wrijving tussen kabel en kabelhoes. Zowel aan de distale kant van het fixatiepunt van de koker als aan de proximale kant van het fixatiepunt van de schaal is er een ronde uitsparing met een diameter van 4 millimeter gemaakt. Aan de proximale kant van het fixatiepunt van de koker als aan de distale kant van het fixatiepunt van de schaal heeft deze ronde uitsparing een diameter van 6 millimeter. Op deze manier wordt de kabelhoes, welke een diameter heeft van 6 millimeter, gefixeerd aan beide onderdelen en gaat deze niet los tijdens flexie en extensie van de elleboog. Verdere maatvoering van de koker en schaal zijn in de bouwtekeningen in Bijlage VIII weergegeven.

4.3 Printen en assembleren prothesehand

In Bijlage IX staat beschreven met welke instellingen de verschillende onderdelen geprint dienen te worden. Daarnaast staat in Bijlage X in vijf stappen beschreven hoe de prothesehand vervaardigt en in elkaar gezet moet worden. In stap één wordt de printopdracht besproken, in stap twee het schoonmaken van de printjes, in stap drie het assembleren van de onderdelen, in stap vier het bevestigen van de elastieken en in stap vijf de bevestiging van het visdraad.

Er is in dit project gekozen voor een actieve sluiting van de hand. Doordat de gevlochten draden aan palmaire zijde van de rotatieassen lopen ontstaat er een actief flecterende beweging in de vingers. De elastiekjes aan de dorsale zijde van de vingers zorgen voor passieve strekking van de vingers.

4.4 Vervormen koker en schaal

De schaal en de koker van de prothese worden beide plat geprint (zie Figuur 16). Voor de prothese is het noodzakelijk dat beide onderdelen vervormt worden. Dit zal geschieden door de onderdelen in een bak met kokend water te leggen en na een vastgesteld aantal seconden om een mal of voorwerp te vervormen. In Bijlage XI staat een uitgebreid stappenplan beschreven met de benodigdheden om de koker en de schaal te vervaardigen. De koker en schaal worden met een pin en een cap aan elkaar bevestigd (zie Figuur 17).



Figuur 16. Plat geprinte schaal (bovenarm) en koker (onderarm).



Figuur 17. Bevestiging van de koker en schaal met een 3D geprinte pin en cap.

4.5 Schouderbandage en koppeling naar de kabel

Na de vervaardiging van de prothesehand en koker kan de schouderbandage vervaardigd worden. Hierbij kan de schouderbandage in twee onderdelen verdeelt worden: de figure nine harness en de koppeling naar de kabel.

De figure nine harness bestaat uit een loop waar de contralate schouder doorheen gaat en het uiteinde dat tot de koppeling doorloopt. In dit project is de figure nine harness uit één geheel vervaardigd. Dit betekend dat één uiteinde van de bandage ongeveer op tweederde is vast genaaid om een loop te creëren, zie Figuur 18.



Figuur 18. Loop van de schouder bandage uit één geheel vervaardigd.

Het tweede deel is de koppeling tussen de bandage en de kabel. In Figuur 19 is zichtbaar dat er een metalen ring aan het eind van de bandage is vast genaaid. In deze ring is een klein gaatje geboord waar de kabel doorheen komt. Aan het eind van de kabel is een blokkade gezet welke met een platkopschroevendraaier dichtgedraaid wordt. Op deze manier kan de lengte van de kabel eenvoudig ingesteld worden en hetgeen wat te veel aan kabel aanwezig is weg geknipt worden. Het is belangrijk dat over het uiteinde van de kabel een plastic of rubberen dopje wordt geschoven om verwondingen en rafeling van het metaal te voorkomen.



Figuur 19. Koppeling tussen de bandage en de kabel.

5. Evaluatie

Het product wordt getoetst aan de hand van de lijst met eisen en wensen voortkomend uit de analysefase. Vervolgens worden de resultaten van de testen, beschreven in hoofdstuk 2.9, verder toegelicht. Gedurende de testen is de prothese in de hand vast gehouden omdat de proefpersoon de prothese niet paste. Tot slot is de prothese getest door een negenjarige jongen.

5.1 Toetsing ontwerp aan eisen en wensen

Wanneer er gekeken wordt naar de lijst van eisen en wensen in hoofdstuk 3 blijkt dat het product voldoet aan vrijwel alle eisen en wensen. In het ontwerp is er rekening gehouden met een aantal belangrijke eisen. Zo is de koker te bevestigen aan verschillende prothesehandenvan door het generieke koppelingsmechanisme. Tijdens de wisseling van een prothesehand is het tevens mogelijk de koppeling van de kabels eenvoudig los te koppelen doordat er een koppelstuk ontworpen is. En de prothesehand wordt met de contralaterale schouder aangestuurd zonder dat flexie/extensie in de elleboog daar invloed op heeft. Met 10,- euro aan materiaalkosten wordt er ruimschoots aan de randvoorwaarde voldaan, namelijk mag de prothese niet meer dan 44,- euro (50 dollar) kosten. Zie Bijlage XII voor een overzicht van de materiaalkosten.

5.2 Testresultaten

Zoals in hoofdstuk 2.9 wordt beschreven is het product getest aan de hand van een aantal algemene dagelijks levensverrichting. Middels de testen zijn het doseren van de flexiekracht, de protheseophanging, flexiekracht in de vingers, een combinatie van handelingen, de knijpkracht en de pinch getest. Hieronder staan per onderdeel de resultaten beschreven.

Doseren flexiekracht (Plastic bekertje water pakken en één meter verder neerzetten op een stip)

Deze test ging bijzonder goed. In Figuur 20 is zichtbaar hoe de prothesehand zich om het bekertje sluit. Deze test is zowel met als zonder inhoud getest. In beide gevallen is de prothesehand in staat het bekertje op te tillen en te verzetten zonder hierbij water te knoeien.



Figuur 20. Het vastpakken van een plastic bekertje.

Ophanging en flexiekracht (Boodschappentas van vijf kg optillen van de grond en één minuut)

Zowel de bekabeling als de sterkte van de prothesevingers zijn sterk genoeg bevonden. De prothese is goed in staat de handvatten van de tas te pakken, de tas op te tillen (gestrekte elleboogpositie) en om de tas één minuut van de grond te tillen, zie Figuur 21.



Figuur 21. Het vasthouden van een tas met een inhoud van vijf kg gedurende één minuut.

Combinatie van handelingen (Deur openen naar je toe, deur sluiten van je af)

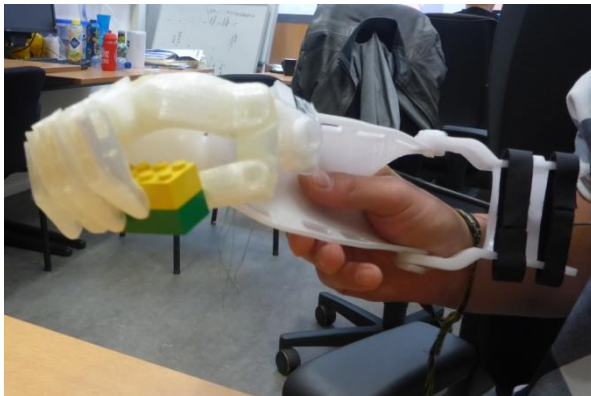
Zowel het openen als het sluiten van de deur gaat erg goed. De vingers sluiten zich goed om de klink en houden de klink vast wanneer er aan getrokken of tegen gedruwd wordt.

Fixatie (Het fixeren van een glazen pot met deksel terwijl de goede hand het deksel losdraait)

Deze test is niet geslaagd. Wanneer de prothesehand zich om de glazen pot klemt moet de goede hand het deksel losdraaien. Echter draait de glazen pot binnen in de prothesehand mee met de deksel. Ofwel de prothesehand genereert niet genoeg knijpkracht of de wrijving tussen glazen pot en prothesehand is te laag. Een combinatie van beiden is ook goed mogelijk.

Pinch (Lego block test)

Zoals eerder vermeldt wordt door middel van deze test de pinch getest. Tijdens deze test zijn er in twee minuten achttien verschillende lego constructies van A naar B verplaatst. In Figuur 22 is zichtbaar dat de prothesehand een klein object goed kan oppakken en vasthouden. Deze test is dan ook geslaagd. Naast de pinch, wordt bij deze test ook de handelingssnelheid getest. Door het behalen van deze test kan worden gezegd dat deze ook goed is bevonden.



Figuur 22. Testen van de pinch door het pakken en verplaatsen van lego constructies.

5.3 Test prothese door een negenjarige

Het functioneren van de prothesehand is getest door een kind van negen jaar. Hieruit blijkt dat het kind niet in staat is om de prothese met zijn contralaterale schouder te besturen. Ondanks dat de prothese voor hem niet op maat gemaakt is kon hij wel met zijn boven- en onderarm in de koker en schaal.

6. Discussie

Zoals in de inleiding besproken zijn er twee doelen binnen dit project. Namelijk de methodologische analyse om tot een armprothese te komen en het uittesten van de methodologie door deze te doorlopen. Tijdens het behalen van deze doelen zijn er in het proces een aantal subdoelen niet haalbaar gebleken of aangepast.

In de eerste periode van het afstuderen is er veel tijd gestoken in het onderzoek naar geschikte 3D printers en 3D scanners. Met name in het onderzoek naar verschillende 3D scanners is veel tijd verloren gegaan. Uiteindelijk bleek het niet mogelijk te zijn om via 3D scan apps tot een op maat gemaakte koker te komen.

In het onderzoek naar 3D printers zijn er zeventien printers met elkaar vergeleken. Daarbij moet vermeldt worden dat deze markt sterk aan veranderingen onderhevig is. Voor dit project is gebruik gemaakt van de Ultimaker 2.0, welke de TU Delft beschikbaar heeft gesteld. In de laatste fase van het project zijn er op de Haagse Hogeschool drie nieuwe 3D printers aangeschaft (Craftunique Craftbot plus) waardoor er naast PLA ook met PETG geprint kon worden. Doordat de prothese uit beide materiaalsoorten geprint is konden deze onderling vergeleken worden. Hieruit blijkt dat PLA niet onderdoet voor PETG en andersom. Beide materialen zijn tevens ook met warmte te vervormen.

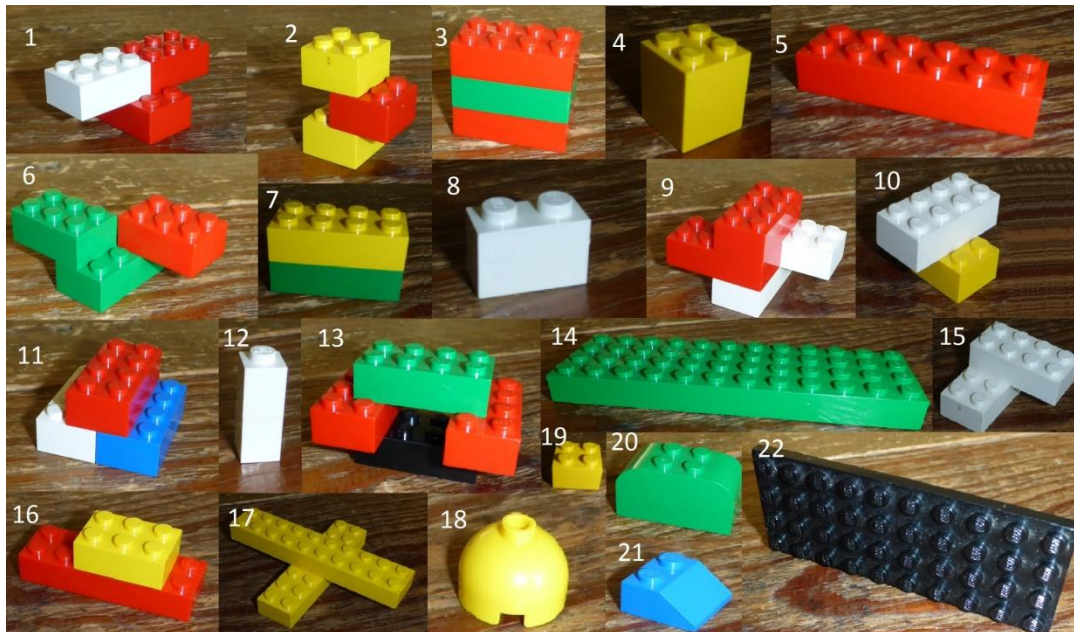
In het ontwerp eindigt het verloop van de draden in het koppelmechanisme (vijf naar één). Daar wordt het draad doorheen gehaald, geklemd en vervolgens vastgeknoopt. Ondanks dat het koppelingsmechanisme de draden goed klemt bestaat de kans dat door het knopen van de draden een kleine verschuiving optreedt waardoor de vingers niet helemaal synchroon sluiten.

De draden worden vervolgens gekoppeld en gaan door als één kabel. Tussen het koppelingsmechanisme en de bovenzijde van de koker zit nog veel wrijving. Ook in het ontwerp van de bovenarmschaal ondervindt de kabel wrijving bij het fixatiepunt. Door deze wrijving willen de vingers niet altijd weer extenderen. Door een nauwkeurigere afwerking kan de wrijving verminderd worden. Daarnaast kunnen er sterkere elastieken gebruikt worden.

Wegens het ontbreken van een proefpersoon met een onderarmamputatie is de prothese tijdens de testen in de hand vastgehouden in plaats van op de arm gedragen. Dit kan tot gevolg hebben dat de proefpersoon geproneerd en gesupineerd heeft terwijl de doelgroep dit niet met de prothese kan. Uit onderzoek naar andere 3D geprinte protheses blijkt dat pro- en supinatie (nog) niet mogelijk is. Daarnaast zou het interessant zijn om te weten hoeveel kracht in Newton er nodig is om een prothese(hand) te bedienen. Helaas zijn hier geen bekenden maten van te vinden.

Eén van de testcriteria is dat de prothese een glazen pot vast moeten houden wanneer de andere hand de deksel losdraait. Deze test is niet gelukt doordat de prothesehand te klein is voor de glazen pot. Daarnaast is er een klein en glad wrijvingsoppervlak tussen de glazen pot en de vingers van de prothese waardoor de glazen pot niet voldoende wordt geklemd. Een grotere hand of aanbrengen van meer wrijving is gewenst. Op het internet zijn geen 3D geprinte prothesehandenvonden die in staat zijn om een glazen pot te openen.

Een ander testcriteria is de lego block test. Hierbij werden in twee minuten tijd 18 blokjes verplaatst. Vier blokjes zijn niet binnen de tijd verplaatst. Dit waren de constructies 8, 12, 18 en 21 (Figuur 23). De constructie 8 en 21 werden te klein bevonden. Doordat de palmaire zijde van de duim en wijsvinger niet perfect samenkomen (pinch) zijn kleine voorwerpen moeilijk om snel te pakken. Zonder tijdsdruk lukt het met wat moeite om constructie 12 ook te op te pakken. Constructie 18 bevat een ronding aan de bovenkant waardoor de vingers over de constructie glijden.



Figuur 23. De vormen van de Lego blokjes voor de pinch test.

Het sluiten van de hand is getest door een kind van 9 jaar. Hierin was te zien dat het kind een te kleine bewegingsuitslag in de schouders heeft om de hand volledig te kunnen sluiten. Dit zou naast een te kleine bewegingsuitslag ook te verwijten zijn aan een gebrek aan (protractie)kracht. Een derde factor kan de wrijving tussen de protheseonderdelen en tussen kabel en schaal zijn.

Voor mensen met een transradiale armamputatie is om praktische en cosmetische redenen eenzelfde lengte prothesehand als de gezonde zijde gewenst. Voor kinderen is het goed mogelijk de bestanden op een andere schaal uit te printen zodat de prothese in zijn geheel groter of kleiner wordt. Wanneer de prothese op een volwassene vervaardigd dient te worden zal de koker verlengt moeten worden evenals de bevestigingsarmen van de schaal. Hierbij moet rekening gehouden worden met het maximaal te printen oppervlak van de printer.

Ondanks dat de koker en bovenarmschaal geen scherpe randen vertonen is een nadeel van een 3D geprinte prothese dat er een reële kans op drukpunten is. Ter hoogte van de elleboog zitten twee pinnetjes die de koker en schaal verbinden, deze kunnen drukpunten veroorzaken.

De volledige prothese is zowel op de TU Delft als op de Haagse Hogeschool meerdere malen uitgeprint. Hierbij is te zien dat de onderdelen soms in kwaliteit erg van elkaar kunnen verschillen waardoor onderdelen stroever ten opzichte van elkaar bewegen. Zeker doordat bij sommige onderdelen support materiaal noodzakelijk is, sommige gaten een kleine diameter hebben en een aantal onderdelen precies op elkaar moeten passen is het belangrijk dat de onderdelen qua kwaliteit, oppervlakteruwheid en afwerking niet veel van elkaar verschillen.

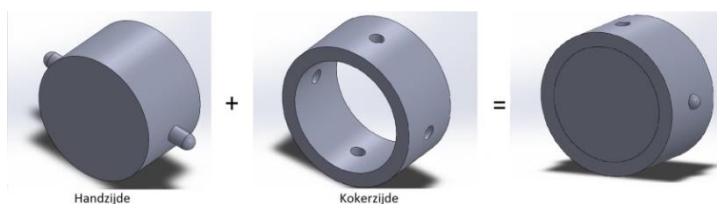
7. Conclusie en aanbevelingen

Conclusie

Binnen dit project zijn er twee doelen gesteld; de methodologische analyse om tot een armprothese te komen en het uittesten van de methodologie door deze te doorlopen. Kijkend naar het eindproduct kan geconcludeerd worden dat beide doelen van dit project behaald zijn. Het is namelijk mogelijk om aan de hand van de doorlopen stappen een functionele prothese te vaardigen. Daarnaast is het proces van de prothesevervaardiging duidelijk in kaart gebracht. De prothese is digitaal ontworpen en vervaardigd met behulp van een 3D printer en het stappenplan (in Bijlagen X en XI) wat zou inhouden dat eenieder met een 3D printer in staat zou zijn deze prothese te vervaardigen. Naast het feit dat de prothese aan de eisen en wensen voortkomend uit de analysefase voldoet, worden ook de evaluatie criteria beschreven in hoofdstuk 2.9 op één na behaald.

Aanbevelingen

Tijdens dit project zijn er regelmatig afwegingen gemaakt tussen verschillende mogelijkheden maar er is zeker nog ruimte voor verdere optimalisatie. Deze prothese maakt nu slechts de grijpfunctie mogelijk. Dit betekent dat er bijvoorbeeld geen pro- en supinatie mogelijk is. Dit zou een toevoeging kunnen zijn maar is in dit project niet gerealiseerd door een gebrek aan tijd. Door een rotatiemechanisme tussen hand en koker te ontwerpen en te 3D printen kan voorkomen worden dat de gebruiker voor langere tijd met geabduceerde schouders dient te lopen wanneer bijvoorbeeld achter een boodschappenkar gelopen wordt. Een idee voor een mogelijk mechanisme is in Figuur 24 weergegeven waarbij de delen aan de hand of koker bevestigd moeten worden en de uitstekende



pinnen hetzelfde werkingsmechanisme hebben als krukken. Door de pinnen in te drukken kan de hand gedraaid worden.

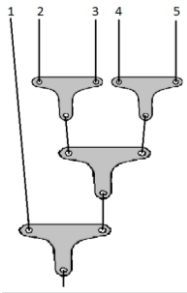
Figuur 24. Mogelijk concept van een rotatiemechanisme waarbij de hand niet alleen in de neutrale stand maar ook in 90° pronatie en 90° supinatie gedraaid kan worden.

Naast de toevoeging van pro- en supinatie kan een lockingsmechanisme wenselijk zijn. Dit houdt in dat wanneer de prothesehand een object vastpakt, de hand op 'lock' gezet kan worden. Hierdoor hoeft de gebruiker zich niet druk te maken over het laten vallen van het object wanneer er andere bewegingen gemaakt worden. In Figuur 25 is een voorbeeld van een dergelijk lockingsmechanisme te zien waarbij, door het verplaatsen van het schuifje bij de pijl, de hand gelocked wordt.



Figuur 25. TRS Shurelock vergrendelsysteem.

Zoals in de discussie is besproken is het momenteel nog onbekend hoeveel kracht het kost om een prothese(hand) te bedienen. Om hier een duidelijker beeld van te krijgen kan in een vervolgonderzoek een veerunster tussen de kabel en bandage geplaatst worden om zo de benodigde kracht te bepalen. Als deze informatie bekend is kan een inschatting gemaakt worden of een kind sterk genoeg is en daarmee de prothese kan bedienen.



Een andere extra mogelijkheid is de toevoeging van een adaptieve grip. De huidige prothese sluit alle vijf de vingers tegelijkertijd en wanneer een van de vingers weerstand ondervindt kunnen de overige vingers ook niet verder sluiten. Bij een adaptieve grip kunnen de overige vingers wel verder sluiten wanneer een van de vingers weerstand ondervindt. Net als de pro- en supinatie toevoeging is ook nagedacht over het ontwerp van een adaptieve grip, zie Figuur 26.

Figuur 26. Mogelijk concept voor een adaptieve grip,
nr. 1 loopt naar de duim en nr. 5 naar de pink.

In de discussie staat vermeldt dat het combineren van het 3D scannen met dit project nog niet mogelijk is. Verwacht wordt dat de 3D scantechnieken op smartphones de komende jaren zullen verbeteren. Wanneer een smartphone een bruikbare 3D scan kan maken is het mogelijk om in een CAD programma zoals SolidWorks of Meshmixer een koker te maken van het gescande object. Deze kan vervolgens als STL file opgeslagen worden en door een 3D printer vervaardigd worden. Op deze wijze kan een passende koker snel, eenvoudig en goedkoop gemaakt worden. Daarbij moet wel in acht genomen worden dat bij een 3D scan geen onderscheid wordt gemaakt tussen weke delen en harde botpunten. Hierdoor kan het zijn dat een koker in de exacte vorm van een arm niet goed past.

De prothese is getest door zowel een jongen van 9 jaar als door een volwassene. De resultaten van beide testen verschillen erg met elkaar waardoor vervolgonderzoek nodig is. Dit om te bepalen vanaf welke leeftijd de prothese gehanteerd kan worden en/of welke aanpassingen in bedieningskracht er mogelijk zijn. Hierbij kan er gezocht worden naar een relatie tussen leeftijd en benodigde kracht en bewegingsuitslag om de prothese te bedienen.

De volledige prothese is van glad plastic geprint waardoor er een lage wrijving tussen de vingerkootjes is. Ondanks dat dit een gunstig effect is heeft de lage wrijvingscoëfficiënt ook een nadeel. Namelijk heb je op de vingertoppen weinig grip en was het mede hierom niet mogelijk om een glazen pot te openen. Dit zou opgelost kunnen worden door Micro-Gel Grips op de vingers te plaatsen zoals weergegeven is in Figuur 27.



Figuur 27. Micro-Gel Grips.

8. Literatuurlijst

AxisLab 3D Printing. (2016, 22 maart). "3D Printed e-NABLE Hand & Team Unlimbited Arm." [Youtube]. Geraadpleegd op 18 april 2016, van https://www.youtube.com/watch?v=a_9BZgHOblk

Filament-shop. (2014). *PLA en ABS, wat is het verschil?* Geraadpleegd op 10 april 2016, van <http://www.filament-shop.nl/blogs/blog/pla-en-abs-wat-is-het-verschil/>

Hesse, B. (2015). *ABS OR PLA: WHICH 3D PRINTING FILAMENT SHOULD YOU USE?* Geraadpleegd op 12 april 2016, van <http://www.digitaltrends.com/cool-tech/abs-vs-pla-3d-printing-materials-comparison/>

Otto Bock. (2013). *De Michelangelo hand® in de praktijk*. Gedownload op 13 april 2016, van http://www.ottobock.nl/media/local-media/prothesen/productinformatie/michelangelo_therapie_nl.pdf

RIDIX. (2016). *3D Printers vergelijken*. Geraadpleegd op 09 maart 2016, van <http://www.ridix.nl/3d-printers-vergelijken-sp-33.html>

Valk, M. (2012). *Towards better perception*. Geraadpleegd op 07 april 2016, van http://repository.tudelft.nl/assets/uuid:dd3c4bd4-0345-40d7-adb8-b0e3729b254b/Thesis_Marlous_Valk_Appendices.pdf

Figuur 1: <http://enablingthefuture.org/phoenix-hand/>, <https://www.rit.edu/news/story.php?id=50573>, <https://www.3dhubs.com/birmingham/hubs/Steve> en <http://www.enablecommunityfoundation.org/designs/k-1-hand/>

Figuur 2: <http://enablingthefuture.org/team-unlimbited-arm/>

Figuur 3 en 4: <http://repository.tudelft.nl/assets/uuid:94ce7995-1698-4603-8374-cbc9055bc236/A968.pdf>

Figuur 5: http://www.daviddarling.info/encyclopedia/B/bowden_cable.html

Figuur 6: http://www.oandplibrary.org/al/1955_03_026.asp

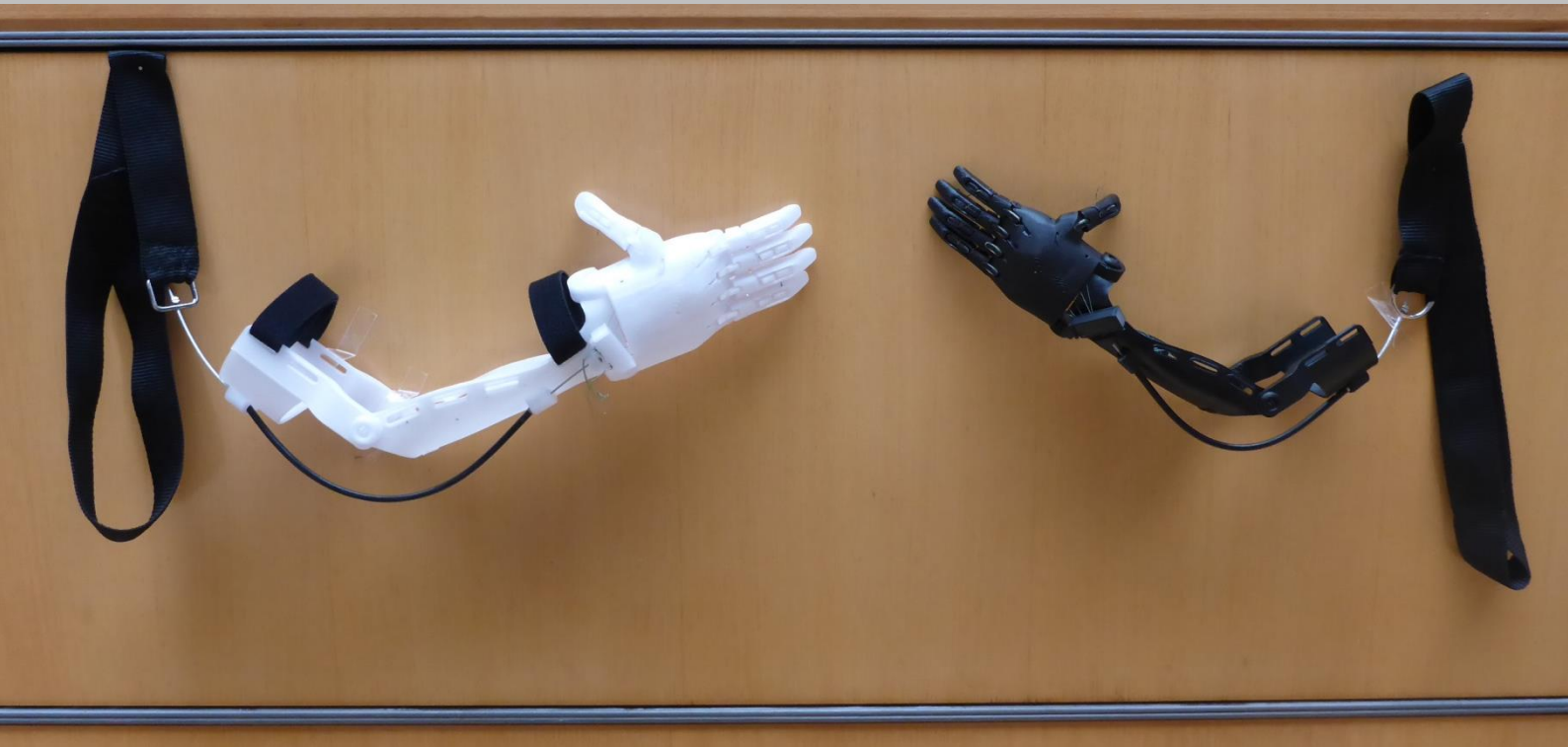
Figuur 7: https://www.paoheyendaal.nl/media/124077/de_prothesevoorziening_bij_volwassenen_met_een_amputatie_van_de_bovenste_extremiteit_c_van_der_sluis_en_d._plettenburg.pdf

Figuur 8: <https://www.youtube.com/watch?v=3YmYikV2DqY>

Figuur 9: <http://www.resporepair.nl/deur-reparatie/>

Figuur 27: <http://www.theofficedealer.com/LEE61050-LEE-61050-Tippi-MicroGel-Fingertip-Grip.html>

Bijlagen



Bijlage I: Marktonderzoek 3D scanners

Bijlage II: Onderzoek naar 3D scanners

Bijlage III: Marktonderzoek 3D printers

Bijlage IV: Beslisboom 3D printers

Bijlage V: Filamentenonderzoek

Bijlage VI: Onderbouwing generiek koppelingsmechanisme

Bijlage VII: Concepttekeningen

Bijlage VIII: Bouwtekeningen

Bijlage IX: Printerinstellingen

Bijlage X: Assembleren prothesehand

Bijlage XI: Vervormen en assembleren koker en schaal

Bijlage XII: Kostenoverzicht prothese

Bijlage I Marktonderzoek 3D scanners (Excel bestand)

Bijlage II Onderzoek naar 3D scanners

Portable 3D scanners

Wanneer er wordt gekeken naar de gevonden eigenschappen van de 3D scanners in Bijlage I, dan is zichtbaar dat de nauwkeurigheid van de 3D scanners fluctueert tussen de 0,03 mm en de 4 mm. Daarbij is een direct verband zichtbaar tussen de nauwkeurigheid en de kosten. Aangezien de kosten van groot belang zijn voor de TU Delft en een nauwkeurigheid van 0,03 mm overgekwalificeerd is, kan er een groot gedeelte uit de lijst geschrapt worden. De grens van de minimale nauwkeurigheid wordt gezet op 1 mm en maximaal op 0,1 mm. Hierdoor vallen scanners zoals de Handyscan en GO!Scan met een uitermate hoge nauwkeurigheid en hoge aanschafprijs af. Deze 3D scanners worden veelal in de industriële sector gebruikt voor het scannen van machines en auto-onderdelen.

Nu blijven er vier scanners van twee merken over: de Cubify en de Artec Eva, zie Tabel 1. Het grootste verschil tussen beide scanners is de prijs. Waar je met de Cubify Sense rond de €350,- zit, betaal je voor de Artec Eva al snel €10.000,- en meer. Aangezien de TU Delft heeft aangegeven dat de kosten zo veel mogelijk gedrukt dienen te worden zal de Cubify Sense het lucratiefst zijn voor dit project. De Cubify Sense is een handzame scanner welke met een USB poort direct op een computer wordt aangesloten en de Cubify I Sense is een device wat aan een tablet bevestigd wordt. In eigenschappen verschillen beide 3D scanners niet van elkaar. Echter luidt het advies, wanneer men voor een portable 3D scanner zal kiezen, om voor de Cubify Sense te gaan omdat hier slechts de scanner volstaat en er geen Ipad aangeschaft hoeft te worden.

Wanneer men toch besluit om een nauwkeurigere scanner te willen gebruiken en de extra kosten voor lief te nemen, dan luidt het advies om voor de Artec Eva te gaan. Dit is een scanner welke veelal in de gezondheidszorg gebruikt wordt om stempen van met name onderbenen in te scannen. De Artec Eva Lite onderscheidt zich alleen in de mogelijkheid tot het scannen van kleuren ten opzichte van de Artec Eva. Dit is voor een scan van een stomp niet van belang.

Tabel 1. Overzicht van verschillende 3D scanners met belangrijke aspecten.

Markt onderzoek 3d scanners	Cubify Sense	Cubify I Sense	Artec Eva Lite	Artec Eva
Handscanner en tablet/telefoon				
Exclusie criteria < €5.000,-				
Kosten				
aanschafprijs	€329,-	€349,-	€9.700,-	€13.700,-
prijs software	Gratis	Gratis	€1.000,-	€1.000,-
garantie	1 jaar	1 jaar		
kwaliteit				
aantal scanlasers				
Dieptescherpte				
Frequentie	30 fps	30 fps	16 fps	16 fps
Gevoeligheid luchtvochtigheid				
nauwkeurigheid	1,0 mm	1,0 mm	0,1 mm	0,1 mm
scanoppervlak/ dimensies			max: 536 x 371	max: 536 x 371
scanvolume min	0,2x0,2x0,2 m	0,2x0,2x0,2 m		
scanvolume max	3 x 3 x 3 m	3 x 3 x 3 m		
resolutie	0,9 mm		0,5 mm	0,5 mm
scanafstand min	0,35 m	0,4 m	0,4 m	0,4 m
scanafstand max	3 m	3,5 m	1 m	1 m

3D Scan apps

Vanuit de TU Delft bestaat er bij voorbaat een voorkeur voor een (gratis) app. Hieronder staan een vijftal applicaties beschreven welke een 3D scan (zouden) kunnen maken:

Autodesk 123D Catch

Ervaring: werkt in principe goed op een smartphone maar is erg tijdrovend. Om ongewenst materiaal te verwijderen is een pc/laptop nodig met het programma 123D Catch. Dit programma is gratis te downloaden van de site, tevens staan op dezelfde site verschillende tutorials. Een groot nadeel van deze app is dat het erg lang duurt voor een 3D model gemaakt is, geüpload is naar je online (gratis) account en het ophalen van je product op je pc. Voor één scan ben je zo'n 2 uur bezig om de genoemde handelingen uit te voeren. Dan heb je slechts je scan als STL file en moet je scan nog bewerkt worden. Een groot voordeel is dat alle software opensource is en dat er veel tutorials te vinden zijn op het internet. 123D Catch is onderdeel van Autodesk. Autodesk is een CAD-programma zoals SolidWorks. In tegenstelling tot SolidWorks heeft Autodesk een aantal gratis apps/programma's op de markt gebracht die voor iedereen met een smartphone of pc te gebruiken zijn. Voor het maken en aanpassen van een 3D scan zijn de volgende programma's geschikt:

- *123D Catch (App)*: Om een 3D scan te maken en te versturen naar de cloud.
- *123D Catch (pc)*: Voor het verwijderen van ongewenst beeld en het omzetten naar een mesh.
- *123D Design (pc)*: Om zelf eenvoudige voorwerpen te creëren en te exporteren als STL file.
- *Meshmixer (pc)*: Voor het bewerken van de scan, oneffenheden wegwerken en fine tunen.

Trimensional (alleen voor Iphone)

Deze app blijkt niet in staat te zijn om een volledige 360° 3D scan te maken van een object. De app scant slechts 180° en laat de contouren van bijvoorbeeld een gezicht zien. Deze app is niet geschikt voor dit project.

Scann 3D [Bèta] Smart Mobile Vision

Ervaring: De app loopt continu vast en heeft tot op heden nog geen één juiste scan gemaakt. Het is nog een Bèta versie, wellicht zal op een later moment een betere versie op de markt verschijnen. De werkwijze van Smart Mobile Vision is hetzelfde als bij 123D Catch van Autodesk.

Mobile Fusion (alleen voor Iphone)

In tegenstelling tot 123D Catch en Scann 3D maakt Mobile Fusion geen foto's rondom een object maar maak je vanaf het eerste standpunt een digitale kubus rondom je scanobject. Wanneer de kubus juist is geplaatst loop je al filmend om het object waarbij het object binnen de kubus blijft. Op deze wijze wordt de vorm van het object in een 3D mesh omgezet.

Augment

Dit lijkt geen 3D scan app te zijn maar een app om virtuele voorwerpen in een bestaande ruimte te plaatsen. Zo kan bijvoorbeeld een bank of kast uit de library in je "gescande" woonruimte geplaatst worden. Deze app is niet bruikbaar voor dit project.

Van de vijf apps die hierboven getest zijn blijkt duidelijk dat de 3D scan technieken met smartphones nog niet op een niveau zijn dat ze daadwerkelijk klinisch toepasbaar zijn. De 123D Catch van Autodesk komt het meest in de buurt van een echte 3D scanner, maar is nog erg traag en gebruiksonvriendelijk. Wanneer de keuze gemaakt wordt dat de 3D scanner gratis moet zijn zal de app van Autodesk sterk geadviseerd worden. Naast dat deze app de concurrentie achter zich laat, is het bedrijf Autodesk reeds een samenwerking aangegaan met Enabling The Future. Enabling The Future is de organisatie die 3D geprinte handen mogelijk maakt (opensource) voor kinderen in ontwikkelende landen. De scans voortkomend uit deze app kunnen worden bewerkt in Meshmixer (tevens een programma van Autodesk) om vervolgens een passende koker te ontwerpen. Een groot nadeel is echter wel dat 123D Catch geen daadwerkelijke maten in de wereld aan het gescande object kan geven. Om dit toch werkend te krijgen zal er een referentiekader of iets dergelijks gemaakt moeten worden waarbij in pixels zichtbaar is hoe groot een object in werkelijkheid is.

Bijlage III Marktonderzoek 3D printers (Excel bestand)

Bijlage IV Beslisboom 3D printers

Op basis van de gegevens uit het marktonderzoek naar 3D printers is er gekeken welke eigenschappen het zwaarste wegen. Aan de hand van deze indeling wordt de volgorde van de beslisboom bepaald. Doordat de TU Delft de eis stelt dat de printer zo goedkoop mogelijk moet zijn is de eerste stap in de beslisboom de 'Prijs'. Hierbij is een maximale grens gesteld dat de printer niet boven de 2500 euro mag uitkomen waarbij alle printers onder dit bedrag worden meegenomen in de beslisboom. De goedkoopste printers liggen ongeveer onder een bedrag van 600 euro, vandaar dat de eerste kop 0-600 euro is. De printers boven dit bedrag lopen per subkop met 500 euro op waarbij de laatste kop alle printers zijn die boven de 1600 euro kosten.

De tweede stap binnen de beslisboom is het kopje 'Bouwgrootte'. De bouwgrootte bepaalt hoe lang, breed en hoog een product geprint kan worden. Het kopje bouwgrootte is verdeeld in drie subkoppen waarbij onderverdeling tussen de categorieën is gemaakt tussen een klein, gemiddeld en groot oppervlak. Hierin bevat de kleinste categorie een bouwgrootte van 150 x 150 x 150 mm of kleiner, de grootste categorie een bouwgrootte van 200 x 200 x 200 mm of groter en alles ertussen in is in een gemiddeld categorie opgenomen. Op deze manier kan onderscheid worden gemaakt tussen de kleinere, gemiddelde en grotere bouwgrootten.

De derde stap binnen de beslisboom is de kop 'Nauwkeurigheid'. De nauwkeurigheid is bij vele printers instelbaar wat het moeilijk maakt om hier een selectie in te maken. Uiteindelijk is gekozen om de maximaal mogelijke nauwkeurigheid van de printer te gebruiken en in te delen in twee categorieën, namelijk lager dan een nauwkeurigheid van 0.1 mm en hoger of gelijk aan 0.1 mm.

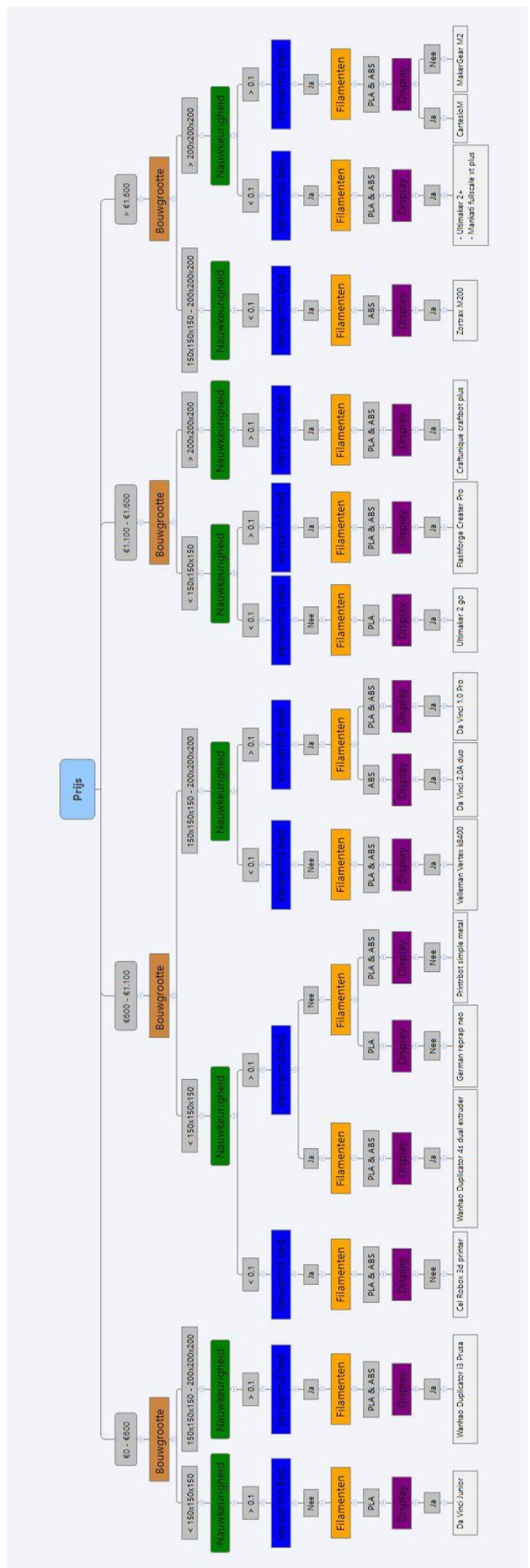
De vierde stap binnen de beslisboom is de kop 'Verwarmd bed'. Het verwarmde bed is de printplaat waar het product laagje voor laagje op wordt geprint. Voorverwarmen van het bed zorgt ervoor dat de plastic print minder snel los laat tijdens het printen. Daarnaast wil je de temperatuurverschillen tussen de verschillende laagjes zo klein mogelijk houden zodat vervorming beperkt wordt. Het filamentsoort ABS is hier namelijk zeer gevoelig voor en heeft eigenlijk (bijna) altijd een verwarmd bed nodig om tot een goed resultaat te komen. Deze categorie is ingedeeld in 'Ja' (aanwezig) of 'Nee' (niet aanwezig).

De vijfde stap binnen de beslisboom is de kop 'Filamenten'. In het materiaalonderzoek, Bijlage V, komt naar voren dat PLA en ABS de meest gebruikte printmaterialen zijn. Sommige printers zijn in staat beide materialen te printen waar sommige printers zijn gebonden aan één bepaald materiaalsoort. Om deze reden zijn er drie subkoppen opgesteld namelijk 'PLA', 'ABS' en 'PLA en ABS'.

De zesde stap en tevens laatste stap in de beslisboom is de aanwezigheid van een display. Sommige printers hebben een display waar er verschillende instellingen aangepast kunnen worden en de juiste opdrachten geselecteerd kunnen worden. Naast de printers met een display zijn er ook een aantal printers welke computergestuurd zijn. Dit houdt in dat er geen display op de printer zit maar de printer via de computer gestuurd wordt via een kabel of WiFi verbinding. Het nadeel hiervan is dat wanneer de computer uitvalt de printer ook stopt met printen. Daarnaast kan iemand zijn laptop niet mee naar huis nemen wanneer een printer voor het eind van de dag aangezet wordt. De kop 'Display' is onverdeeld in twee categorieën namelijk 'Ja' (aanwezig) en 'Nee' (niet aanwezig).

Wanneer alle printers uit het marktonderzoek in de beslisboom ingevuld worden lopen sommige wegen op niets uit. Deze doodlopende wegen zijn verwijderd waardoor de onderstaande beslisboom overblijft, zie Figuur 28. Aan de hand van deze beslisboom kan een gebruiker uiteindelijk tot de juiste printer komen.

Figuur 28. Beslisboom 3D printers



Bijlage V Filamentenonderzoek

De vervaardiging van de prothese onderdelen zal middels een 3D printer verricht worden. Hierbij is het van belang dat onderzocht wordt welke filament gebruikt wordt. In Tabel 2 is een overzicht weergegeven van verschillende soorten filamenten met de meest relevante eigenschappen.^{1,2} Uit dit onderzoek komt naar voren dat PLA en ABS de goedkoopste materialen zijn om te gebruiken.

Daarnaast worden in de huidige situatie de meeste 3D geprinte prothesen al vervaardigd van een van deze twee materialen. PETG komt ook als een van de materialen op internet naar voren maar wordt wegens de hogere prijs niet meegenomen in het onderzoek. De materialen PLA en ABS zullen verder onderzocht worden om te kunnen bepalen welke van de twee materialen het meest geschikt is voor het vervaardigen van een handprothese.

Tabel 2. Verschillende filamenten met de belangrijkste eigenschappen.

Eigenschap	Eenheid	PLA	ABS	PVA	Hout
Prijs	€/kg	25.95	25.95	40.95	40.50
Diameter	mm	1,75 en 3	1,75 en 3	1,75 en 3	1,75 en 3
Doorzichtig		Ondoorzichtig, semi-transparant	Ondoorzichtig	Transparant	Ondoorzichtig
Print temperatuur	°C	180 - 210	220 - 270	190 - 220	170-230
Krimp		Nauwelijks	Nauwelijks	-	Weinig
Verwarmd bed		Eventueel	Ja	Ja	Eventueel
Bed-temperatuur	°C	35 - 60	90 - 110	60	Geen - 65
Mechanisch		Sterk, rek bij breuk vrij laag	Stijf, taai, lage wrijving, goede krasvastheid	-	Goed bewerkbaar
Opmerkingen		Makkelijk in gebruik	Makkelijk in gebruik	Voor de gevorderde printeraar	

Eigenschap	Eenheid	Nylon	PETG	HIPS
Prijs	€/kg	44.95	34.50	32.45
Diameter	mm	1,75 en 3	1,75 en 3	1,75 en 3
Doorzichtig		Ondoorzichtig, transparant	Transparant	Ondoorzichtig
Print temperatuur	°C	240 - 275	230 - 250	235
Krimp		-	Nauwelijks	-
Verwarmd bed		Ja	Ja	Ja
Bed-temperatuur	°C	100-110	80-90	110

¹ PROTORG. 3D filament kopen. Geraadpleegd op 01 mei 2016, van <https://www.protorg3d.com/product/>

² Filamentworld. 3D filamenten webshop. Geraadpleegd op 11 april 2016, van <http://www.filamentworld.nl/>

Mechanisch	Rekbaar, soepel, zacht, sterk, bestand tegen chemicaliën.	Hard, stijf en sterk, lage wrijving, maatvast	Hoge slagvastheid
Opmerkingen			

Wanneer je overweegt welk bouw materiaal gebruikt moet worden zijn er verscheidene factoren waar rekening mee gehouden moet worden. Sterkte, flexibiliteit, nauwkeurigheid en speciale condities waaraan het materiaal wordt blootgesteld zijn van groot belang. Hieronder een kort overzicht van de verschillen tussen PLA en ABS en de onderbouwing welk van beiden geschikt is voor een prothesehand.

PLA plastic (Polylactic Acid) filament

PLA is gemaakt van zetmeelrijke planten zoals suikerbieten, maïs en tarwe. Het is hierdoor een biologisch product wat een stuk milieuvriendelijker is dan ABS. Dit materiaal geeft een zoete lucht af tijdens het printen wat lang niet zo storend is als de lucht van verbrand plastic. PLA is een handig materiaal wat op lagere temperaturen dan ABS geprint kan worden zonder een verwarmde ondergrond. Het is zeer geschikt voor fijn detail en decoratieve prints. Wat ook opvalt is dat sommige PLA soorten glanzen en ABS een meer matte uitstraling heeft. PLA wordt ook wel gezien als de filament voor de beginnende 3D printer. Voor de eigenschappen zie Tabel 3. (Filament-shop, 2014).

Tabel 3. Voordelen en nadelen PLA t.o.v. ABS.

Eigenschappen <u>PLA</u> (t.o.v. ABS)	
Voordelen	Nadelen
Kan geprint worden op koude ondergrond	Vervormt bijvoorbeeld 's zomers in een hete auto
Milieuvriendelijker gemaakt van bijvoorbeeld maïs of suikerriet	Minder stevig
Glanzender en gladder uiterlijk	
Ruikt een beetje zoet tijdens het printen	
Geen schadelijke stoffen tijdens het printen	
Hogere printsnelheid	
Meer detail	
Vrijwel elke printer kan PLA printen	

ABS Plastic (Acrylonitrile Butadiene Styrene) filament

ABS wordt gemaakt van producten uit aardolie en is daarom een stuk minder milieuvriendelijk dan PLA. Het heeft een hogere smelttemperatuur en moet op een verhit bed worden geprint, anders krult het omhoog. Het is daarentegen wel sterker en harder dan PLA plastic. ABS wordt door deze eigenschappen veelal gebruikt door bedrijven. Omdat ABS een op aardolie gebaseerde plastic is, is het niet veilig om het te gebruiken voor producten die met levensmiddelen in contact kunnen komen. Voor de eigenschappen zie Tabel 4. (Filament-shop, 2014).

Tabel 4. Voordelen en nadelen ABS t.o.v. PLA.

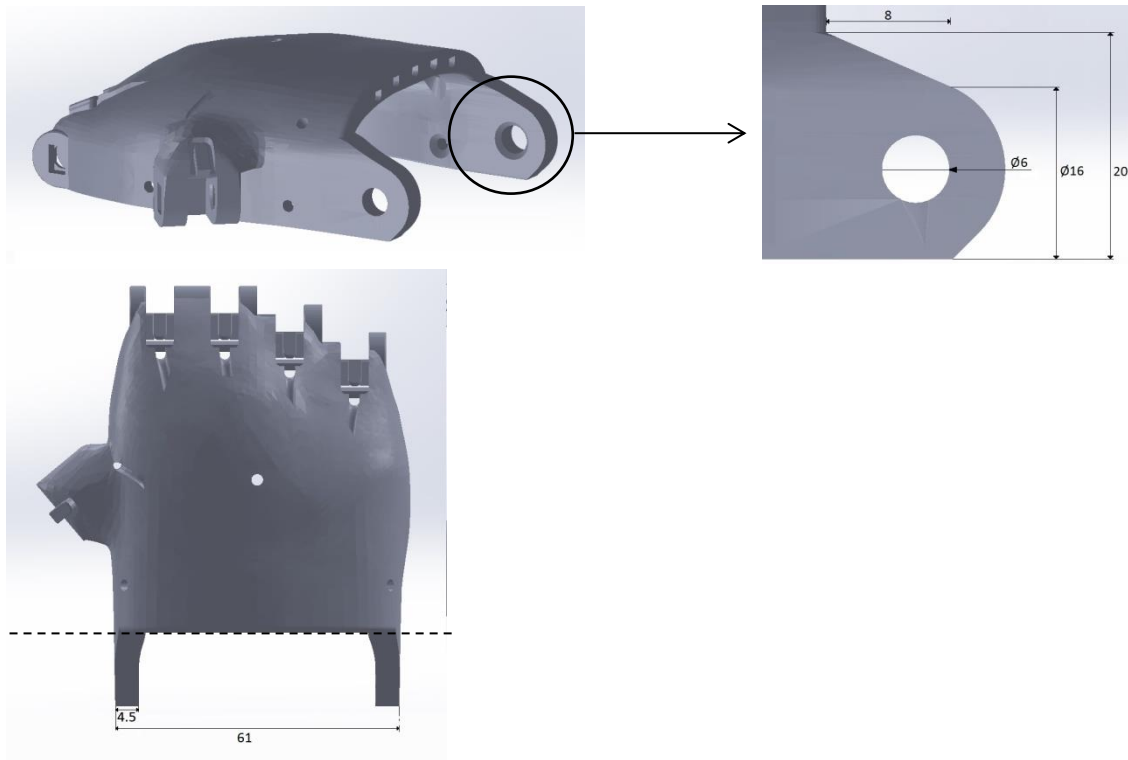
Eigenschappen ABS (t.o.v. PLA)	
Voordelen	Nadelen
Erg stevig hard plastic	Gemaakt van aardolie dus minder milieuvriendelijk
Geschikt als onderdelen van bijvoorbeeld auto's of machines	Vervormt als het niet op een verwarmde ondergrond wordt geprint
Hogere smelttemperatuur	Hete plasticlucht tijdens het printen
Lange levensduur	Schadelijke dampen tijdens het printen dus ventilatie nodig
	Moeilijker om te printen (Hesse, 2015)
	Kans op krimp van materiaal

Conclusie

Zowel het filament PLA als ABS hebben zo zijn voor- en nadelen. Geen van beide materialen is beter dan de ander, het draait uiteindelijk altijd om persoonlijke voorkeur en het doeleinde van het geprinte object. Wanneer er wordt gekeken naar het eindproduct, in dit geval een prothesehand, is PLA het meest geschikte materiaal. Ondanks dat ABS sterker is dan PLA, wordt PLA als stevig genoeg gezien voor een handprothese. De grotere nauwkeurigheid van PLA heeft de doorslag gegeven, namelijk moeten er veel kleine onderdelen geprint worden. Wanneer deze niet correct zijn geprint, of vervormen, is de kans aanzienlijk dat de prothese vingers vast komen te zitten of stroef zullen bewegen. De kans dat dit gebeurt is bij PLA ook aanwezig maar in mindere mate.

Bijlage VI Onderbouwing generiek koppelingsmechanisme

Om meerdere soorten handen op de koker te kunnen bevestigen is een generiek koppelmechanisme noodzakelijk. In de onderstaande afbeeldingen is in maat en getal weergegeven hoe dit koppelmechanisme eruit dient te zien. Hierbij ligt de focus op het gedeelte onder de stippellijn weergegeven in Figuur 29. Alle prothesehandenvelke op deze manier eindigen kunnen gebruikt worden om te bevestigen aan de prothesekoker.

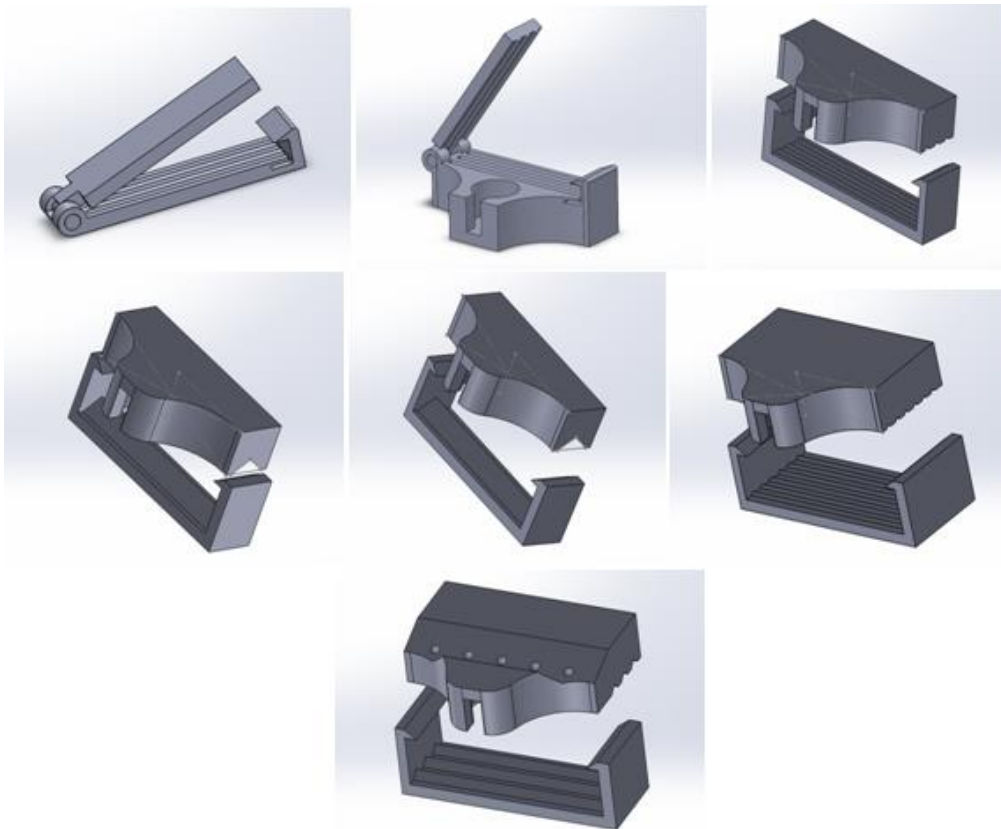


Figuur 29. Generiek koppelmechanisme.

Bijlage VII Concepttekeningen

Op basis van de ideesetsen zijn concepttekeningen gemaakt welke in SolidWorks zijn ontworpen. Deze ontwerpen zijn gelijk geprint, getest en verder geoptimaliseerd tot het gewenste resultaat bereikt was. Hieronder zijn de acht verschillende concepten weergegeven op volgorde van voltooiing.

Er is begonnen met concept 1, hierin is een Ikea zakjesclip ontworpen maar doordat dit onderdeel geen bevestiging voor de kabel bevatte is concept 2 getekend. Hierin worden de draden geklemd aan de bovenkant en wordt de kabel gefixeerd in de uitsparing. Doordat dit onderdeel uit één geheel vervaardigd werd terwijl er een roterend scharnier in het midden zat en het onderdeel klein was werkte dit concept niet. In concept 3 is gekozen om in plaats van één geheel het onderdeel uit twee stukken te vervaardigen. Dit concept was tot nu toe als enige goed te vervaardigen maar de draden werden niet genoeg geklemd. In concept 4 zijn de drie gleuven vervangen door twee diepere gleuven. Dit was al een groot voordeel ten opzichte van het vorige concept maar nog steeds bleven de draden naar verloop van tijd glijden. Concept 5 maakt gebruik van een enkele diepe gleuf. Dit concept houdt de draden in eerste instantie helemaal vast maar naar verloop van tijd beginnen de draden bij het toenemen van de spanning toch iets te glijden. Om dit te voorkomen is uiteindelijk concept 6 gemaakt. Hierin is concept 5 aangepast door het onderdeel breder te maken en meerdere diepe gleuven te gebruiken. Daarnaast zijn vijf uitsparingen gemaakt waar de draden doorheen kunnen lopen zodat ze uiteindelijk op de gewenste spanning gebracht kunnen worden en als zekerheid geknoopt kunnen worden.



Figuur 30. Overzicht van verschillende opvolgende concepten.

Bijlage VIII Bouwtekeningen

Bijlage IX Printerinstellingen

Afhankelijk welke printer je gebruikt en welke slicersoftware hierbij hoort moeten voor deze prothese verschillende instellingen bij bepaalde onderdelen ingesteld worden. Wanneer met PLA geprint wordt is gebruik gemaakt van een Ultimaker 2.0 printer met slicersoftware Cura. Wanneer met PETG geprint wordt is gebruik gemaakt van een Craftunique craftbot plus met slicersoftware KISSlicer.

Met support

Onderstaande onderdelen moeten met support materiaal uitgeprint worden. Hierbij is geprint met een laagdikte van 0.2 mm, een supportdikte van 0.2 mm en een infill van 25% wordt gehanteerd. De instelbare hoek voor support is bij deze onderdelen op 55 graden gezet. Voor de vervaardiging van de verschillende onderdelen kan de printsnelheid voor een Ultimaker 2.0 of Craftbot op maximaal gezet worden.

- | | | |
|-------------------|------------------|------------|
| - Finger phalanx | - Fingertip long | - Thumbtip |
| - Fingertip short | - Thumb phalanx | - Cuff |

Zonder support

Onderstaande onderdelen zijn zo ontworpen dat deze zonder support materiaal uitgeprint kunnen worden. Hierbij is het wenselijk dat er geprint wordt met een laagdikte van 0.2 mm en een infill van 25% wordt gehanteerd. Stel in het sliceprogramma in dat er geen support wordt geprint maar alleen een eerste laagje wordt aangebracht ('Skirt, 1st layer only'). Dit biedt stevigheid voor je print en zorgt ervoor dat je print minder snel los schiet. Voor de vervaardiging van de verschillende onderdelen kan de printsnelheid op maximaal gezet worden. Opmerking voor beide palmen is dat de bestanden 'palm supports' gebruikt moeten worden. Hierbij is in het ontwerp al support in het ontwerp getekend waardoor deze zonder extra support geprint kan worden.

- | | | |
|---------------------|-----------------------|-------------|
| - Fingertip pin | - Forearm | - Wrist pin |
| - Knuckle pin long | - Palm left supports/ | - Elbow cap |
| - Knuckle pin short | Palm right supports | - Elbow pin |
| - Thumbtip pin | - Cuff forming Jig | |
| - Thumb knuckle pin | - Wrist pin cap | |

Bijlage X Assembleren prothesehand

Het vervaardigen van de Phoenix hand staat hieronder in een vijftal stappen beschreven.

1) Printen van de onderdelen

Alle volgende onderdelen van de Phoenix hand dienen geprint te worden:

- | | |
|--------------------------|---------------------------------|
| – Finger phalanx (x4) | – Palm right/left supports (x1) |
| – Fingertip long (x2) | – Thumb knuckle pin (x1) |
| – Fingertip pin (x4) | – Thumb phalanx (x1) |
| – Fingertip short (x2) | – Thumbtip (x1) |
| – Knuckle pin long (x1) | – Wrist pin cap (x2) |
| – Knuckle pin short (x2) | – Wrist pin (x2) |

Materiaal: PLA

Infill: 25%

2) De geprinte onderdelen “schoonmaken”

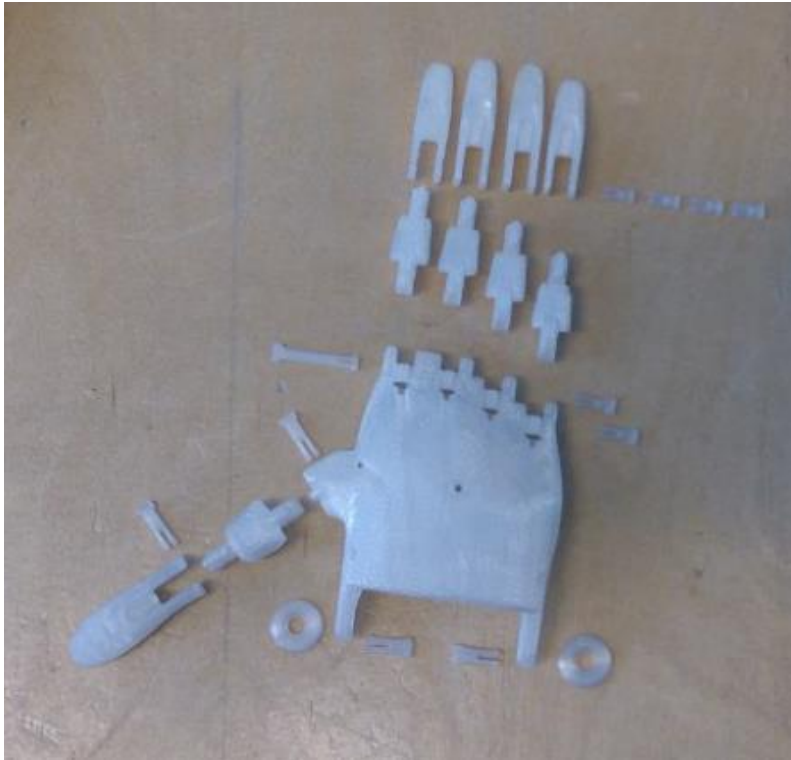
Wanneer een onderdeel geprint wordt, start de 3D printer met een eerste printlaag enkele millimeters breder dan het uiteindelijke onderdeel genaamd ‘Raft’. De raft zorgt ervoor dat de print binnen deze lijnen niet verschuift en vervormt. Wanneer de print klaar is moet deze buitenste laag met een Stanley mesje verwijderd worden, zie Figuur 31. Naast de buitenste printlaag moet ook het support materiaal verwijderd worden. Support materiaal wordt toegevoegd bij de overhangende delen en zorgt daardoor voor een bouwondergrond. Wanneer de print voltooid is kan dit bouwondergrond eenvoudig verwijderd worden.



Figuur 31. Print met ‘Raft’.

3) Assembleren van de onderdelen

De bij stap 1 genoemde geprinte onderdelen staan in Figuur 32 (schoongemaakt) weergegeven, klaar om in elkaar gezet te worden. In deze afbeelding is zichtbaar welke onderdelen op welke positie bevestigd moeten worden. De onderdelen worden in elkaar geschoven en vervolgens vastgezet met de bijhorende pinnetjes. In Figuur 33 is deze bevestigingsmethode zichtbaar bij een vinger.



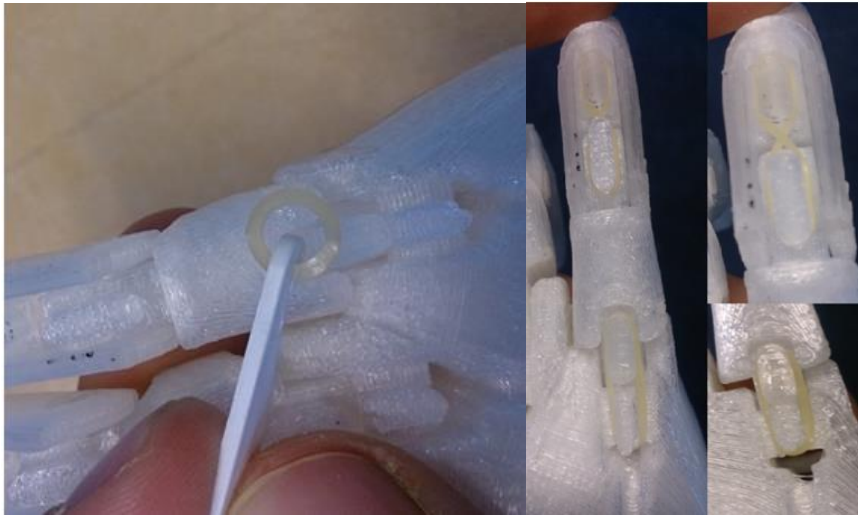
Figuur 32. Overzicht van de onderdelen van de prothesehand.



Figuur 33. Assemblage van de vinger.

4) Bevestigen van de elastiekjes

De (passieve) extensie van de vingers wordt veroorzaakt door elasticiteit. Door elastiekjes te plaatsen tussen de vingertop, phalanx en de palm zullen de vingers automatisch in extensie gebracht worden wanneer er geen tegenwerkende kracht speelt. In Figuur 34 is zichtbaar hoe de elastiekjes geplaatst moeten worden. Tussen vingertop en phalanx dient het elastiekje gekruist tussen beide onderdelen geplaatst te worden, dit omdat de afstand net iets korter is dan de afstand tussen phalanx en palm. Voor één prothesehand zijn er in totaal 10 elastiekjes nodig.



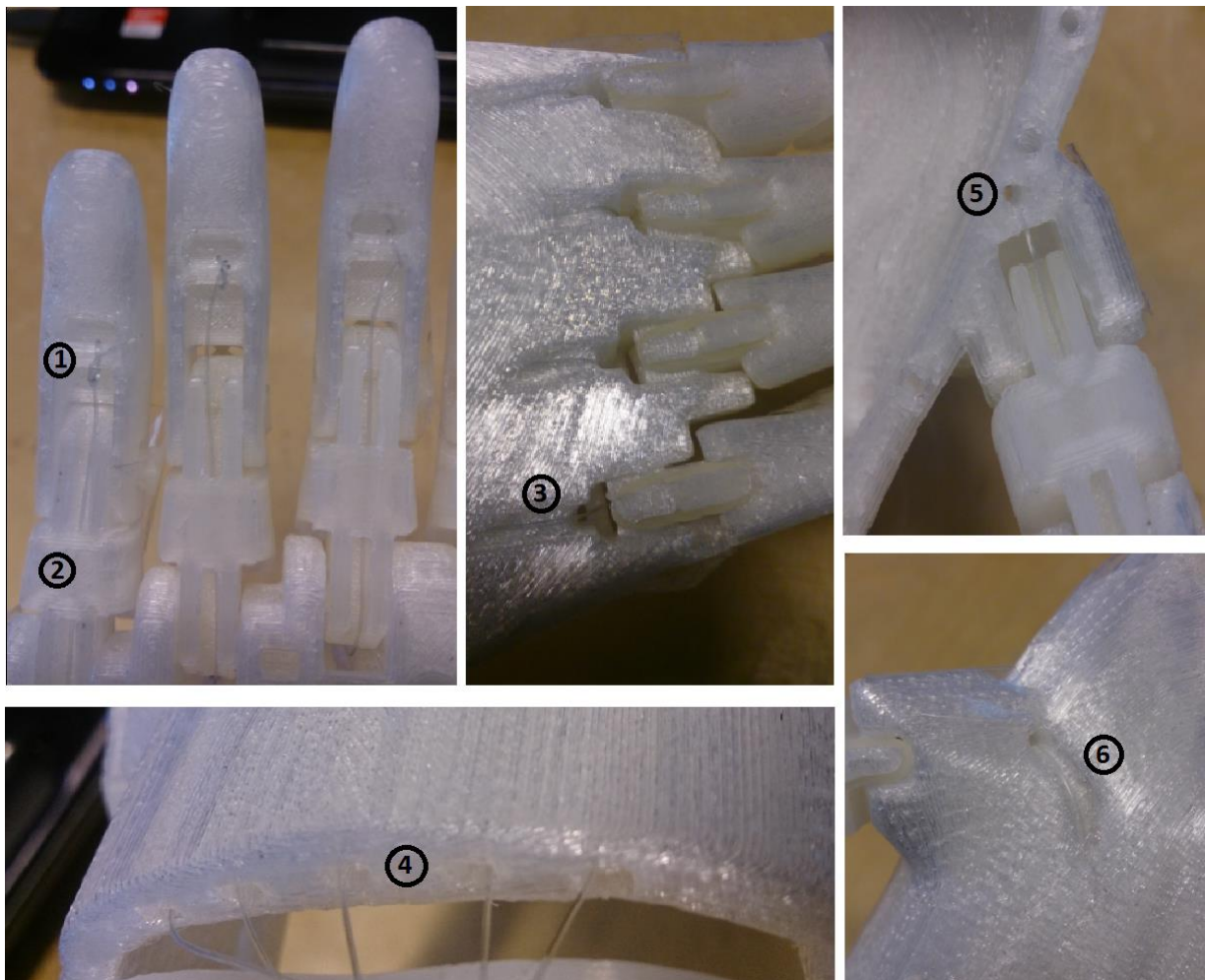
Figuur 34. Plaatsing van de elastiekjes (dental).

5) Bevestigen van het (vis)draad.

Gebruik vijf stukken gevlochten (vis)draad van minimaal 20 cm, voor elke vinger één.

De te ondernemen stappen voor de bevestiging van het visdraad zijn genummerd in Figuur 35 en worden hier beschreven. Het begin van het draad wordt vastgeknoopt aan de palmaire zijde van de vingertoppen (1). Vervolgens loopt het draad aan palmaire zijde van de rotatie as dwars door de phalanx heen (2), hierdoor ontstaat een flecterende beweging en wordt het draad door de phalanx heen geleidt. Bij stap (3) gaat de draad van de palmaire zijde naar de dorsale zijde, de draad loopt hier tussen de phalanx en de palm en verdwijnt vervolgens in de prothesehand aan de dorsale zijde. Tot slot komen de visdraden er aan de proximale zijde van de palm weer uit (4).

Voor de duim, eveneens zichtbaar in Figuur 35, geldt dat het visdraad tot aan het eind van de phalanx hetzelfde loopt als bij de vier vingers. Daarna zal het in de doorgang naar de dorsale zijde van de palm verdwijnen (5) om vervolgens aan de dorsale zijde van de palm richting de proximale geleidt te worden (6). Uiteindelijk zal ook het visdraad afkomstig van de duim proximale uit de palm komen (4).



Figuur 35. Verloop van het (vis)draad voor flexie van de vingers.

Zoals hierboven beschreven is, lopen de draden door de vingers en de hand. Hierbij lopen ze aan de palmaire zijde van de rotatieassen door. Hierdoor ontstaat er een flecterende beweging.

Bijlage XI Vervormen en assembleren van de koker en schaal

Lijst met benodigdheden voor het vervormen en assembleren van de koker en schaal

- | | | |
|---------------------|----------------|-------------------|
| - Bak 180x140x25mm | - Phoenix palm | - Brede grijptang |
| - Kokend heet water | - Elbow cap 2x | - Föhn |
| - Cuff forming Jig | - Elbow pin 2x | - Ronde staaf |
| - Triceps Cuff | - Wrist cap 2x | (Ø 55 X 170 mm) |
| - Forearm | - Wrist pin 2x | |

Stappenplan

1. Print de benodigde onderdelen uit.
2. Vul de bak met kokend heet water tot een hoogte van minimaal 25 mm.
3. Leg de Triceps Cuff in het water en houdt het onderdeel met de tang ongeveer 15 seconden onderwater totdat het materiaal zacht geworden is.
4. Haal met de tang het onderdeel uit het water en leg hem direct over de Cuff forming Jig zoals in Figuur 36 afgebeeld staat. Druk de zijkanten stevig tegen de forming Jig aan totdat het materiaal helemaal hard geworden is. De Triceps Cuff is nu klaar.
5. Haal het water uit de bak en vul de bak opnieuw met kokend heet water.
6. Leg de Forearm nu in de bak en houdt het onderdeel met de tang ongeveer 15 seconden onderwater totdat het materiaal zacht geworden is.
7. Haal met de tang het onderdeel uit het water en leg het over een deegroller om het onderdeel de ronde vorm te geven. Zorg ervoor dat de binnenkant een ronde bolling heeft maar de zijkanten nog iets schuin aflopen.
8. Wanneer de Forearm hard geworden is wordt deze met de cuff zijde, zoals in Figuur 36 te zien is, in een bak met kokend warm water vastgehouden. Niet neerleggen maar vasthouden anders treedt er ongewenste vervorming aan het uiteinde op. Dit wordt voor ongeveer 12 seconden gedaan afhankelijk van de hardheid van het materiaal op dat moment.
9. Haal de Forearm uit de bak en bevestig de uitstekende rondjes in de ronde gaten van de Triceps Cuff. Oefen hierbij iets meer kracht uit zodat de Triceps Cuff iets uitrekt. Dit zorgt ervoor dat er voorspanning tussen beide onderdelen is waardoor deze minder snel van elkaar los schieten.
10. Bevestig de elbow pins vanuit de binnenkant door de gaten naar de buitenkant en zet deze vast met een elbow cap.
11. Pak opnieuw een bak met kokend water en houdt de handzijde van de Forearm in de bak voor ongeveer 10 seconden.
12. Haal de Forearm uit de bak en bevestigd deze door de Forearm zowel links als rechts tegen de binnenkant van de uitsteeksels van de phoenix hand te drukken.
13. Bevestig van binnen naar buiten de wrist pins en sluit deze af met een wrist cap.
14. Controleer of de hand ongeveer 90 graden ten opzichte van de Forearm staat. Zo niet, föhn plaatselijk in het midden van de Forearm totdat het materiaal zachter wordt en buig de forearm totdat deze 90 graden ten opzichte van de hand staat.



Figuur 36. Verwarmen Cuff zijde.

Dit stappenplan is ook in film uitgelegd en kan bekeken worden via het E-nable youtubekanaal (AxisLab 3D printing (2016, 22 maart)).

Bijlage XII Kostenoverzicht prothese

Om te bepalen wat de kosten zijn van de ontworpen prothese is onderzocht wat de printinhoud van de verschillende onderdelen is en hoe deze samenhangt met de kosten van een rol filament. Een rol filament van zowel PLA als PETG met een diameter van 1.75 mm en een lengte van 340 meter kost 30 euro. Op basis van deze gegevens is berekend wat de inhoud van een filamentrol is door middel van de volgende formule: $\pi * r^2 * h$. Op basis van de gegevens kan geconcludeerd worden dat de ontworpen prothese 10.14 euro kost om te maken.

$$\text{Inhoud filamentrol} = \pi * r^2 * h = \pi * (1.75/2)^2 * 34000 = 817.79 \text{ cm}^3$$

Tabel 5. Overzicht printinhoud en kosten.

Onderdeel	Printinhoud (cm ³)
Schaal	23.45
Koker	24.74
Palm	34.01
Finger phalanx (4x)	10.03
Fingertip long (2x)	6.45
Fingertip pin (4x)	0.44
Fingertip short (2x)	5.88
Knuckle pin long	0.30
Knuckle pin short (2x)	0.29
Knuckle pin thumb	0.18
Thumb phalanx	2.82
Thumb tip pin	0.15
Thumb tip	4.06
Wrist cap (2x)	0.99
Wrist pin (2x)	0.43
Elbow cap (2x)	0.99
Elbow pin (2x)	0.47
Totaal	115.68

	Printinhoud (cm ³)	Kosten (€)
Filamentrol PETG/PLA	817.79	30
Prothese	115.68	4.24

Onderdelen	Kosten (€)
3D geprinte onderdelen	4.24
Fietskabel (binnen + buitenkabel)	3.20
Schroefje	0.20
Elastieken	0.50
(Vis)draden	0.20
Bandage	0.30
Klittenband	0.75
Ring	0.75
Totaal	10.14