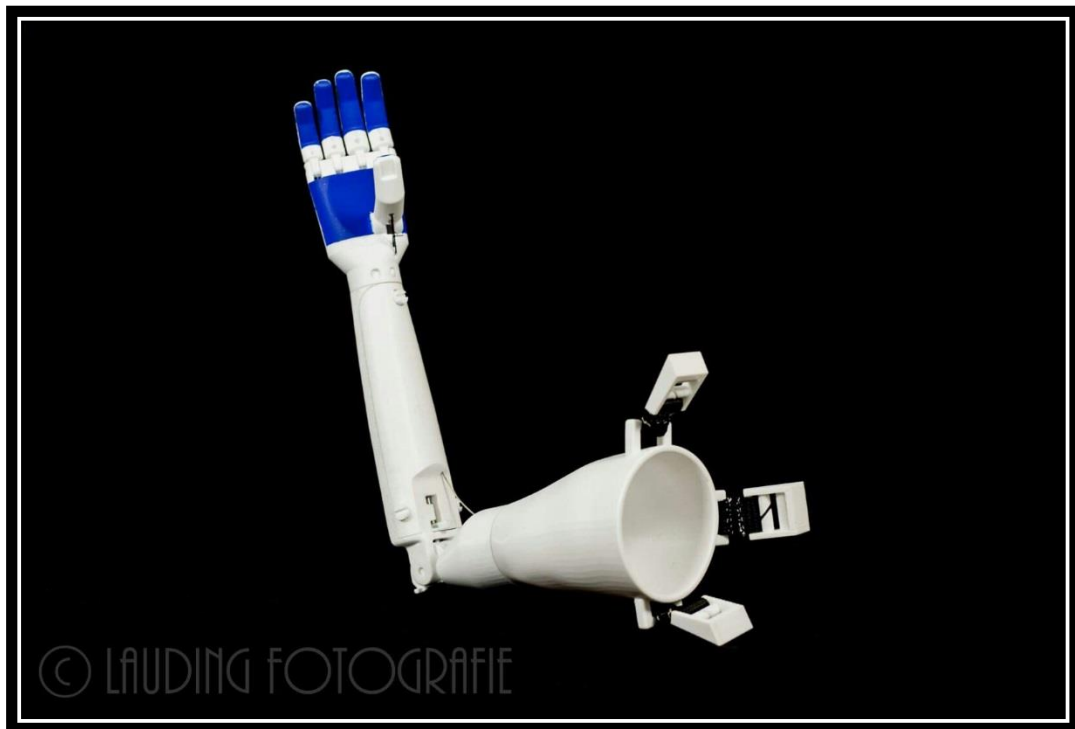


ARM3D

3D-geprinte lichaamsbekerachtigde transhumerale prothese voor ontwikkelingslanden



Madelon Kusters en Susan Spruit

ARM3D

3D-geprinte lichaamsbekerachtigde transhumerale prothese voor ontwikkelingslanden

Door

Madelon Kusters en Susan Spruit

E-mails: susanspruit@gmail.com

mkusters43@gmail.com

Studentnummers: 13118846

13064312

Externe begeleider: Dr. ir. D.H. Plettenburg
d.h.plettenburg@tudelft.nl
Technische Universiteit Delft
BioMechanical Engineering

1^e begeleider: A.H. Lagerberg
a.lagerberg@hhs.nl
De Haagse Hogeschool
Bewegingstechnologie

2^e begeleider: J.J.F. van Dam
j.j.f.vandam@hhs.nl
De Haagse Hogeschool
Bewegingstechnologie



Voorwoord

Voor u ligt het afstudeerverslag van Susan Spruit en Madelon Kusters, twee vierdejaarsstudenten Bewegingstechnologie aan De Haagse Hogeschool. Tijdens ons afstuderen hebben wij een bovenarmprothese ontworpen en vervaardigd om beschikbaar te stellen in ontwikkelingslanden. De prothese is bijna volledig 3D-geprint en heeft een lichaamsbekrachtigde aansturing.

Dit project is tot stand gekomen in samenwerking met Dick Plettenburg van de Technische Universiteit Delft. Het bijbehorende verslag is geschreven om Dick Plettenburg, Aad Lagerberg, Joris van Dam, Delft Global Initiative, Delft Institute of Prosthetics and Orthotics, medestudenten van Bewegingstechnologie en alle andere geïnteresseerden in te lichten over de ontwikkelingen en bevindingen tijdens dit project.

Graag willen wij onze drie begeleiders, Dick Plettenburg, Aad Lagerberg en Joris van Dam, hartelijk danken voor hun tijd, feedback en enthousiasme voor ons project. Daarnaast willen we graag de medewerkers van de BT-werkplaats; Robbert Mcmeikan en Paul Steijger, de medewerkers van de IPO-werkplaats en Erik van de Kerkhof van het B&A lokaal bedanken voor hun hulp en adviezen gedurende ons afstuderen. Ook Laura Stolwijk van Lauding Fotografie willen we bedanken voor de professionele foto's die ze heeft gemaakt van de prothese. Bovenal willen we Dieke van Rooij ontzettend bedanken dat ze proefpersoon wilde zijn voor ons project. Dit is enorm waardevol geweest en heeft het mogelijk gemaakt om dit project tot een mooi eindresultaat te brengen.

Inhoudsopgave

Samenvatting

Verklarende woordenlijst	6
1. Inleiding	7
2. Marktonderzoek	8
2.1 Marktaanbod 3D-printers.....	8
2.2 Marktaanbod 3D-geprinte armprotheses	8
2.3 Marktaanbod conventionele protheses voor TH-amputatiepatiënten.....	9
2.3.1 Haak/vingers.....	10
2.3.2 Actief openen/actief sluiten	10
2.3.3 Ellebooggewricht	11
2.3.4 Ellebooglocksysteem	11
2.3.5 Polsgewricht	12
2.3.6 Kabelgeleiding	12
2.3.7 Bevestiging stomp	13
2.3.8 Harnas.....	14
2.3.9 Aansturing van de prothese	15
3. Analyse	16
3.1 Haak/vingers.....	16
3.2 Actief openen/actief sluiten.....	16
3.3 Ellebooggewricht.....	17
3.4 Ellebooglocksysteem	17
3.5 Pols-/onderarmgewricht	18
3.6 Kabelgeleiding	18
3.7 Bevestiging stomp	18
3.8 Harnas.....	19
3.9 Aansturing van de prothese	19
4. Eisen en Wensen	20
5. Ontwerp.....	21
5.1 Vingers.....	21
5.2 MCP-gewricht	22
5.3 Handpalm	22
5.4 Polsgewricht	23
5.5 Onderarm	24
5.6 Ellebooggewricht.....	24
5.7 Ellebooglocksysteem	25

5.8 Bovenarm	26
5.9 Koker.....	27
5.10 Harnas.....	27
5.11 Kabelverloop en -geleiding.....	28
5.12 Aansturing van de prothese	29
6. Testen	30
6.1 Testen zonder proefpersoon.....	30
6.2 Testen met proefpersoon.....	31
7. Discussie	33
8. Conclusie en aanbevelingen	34
8.1 Conclusie	34
8.2 Aanbevelingen.....	34
9. Literatuurlijst	37
10. Bijlagen	40
10.1 Vervaardigde prototypes.....	40
10.1.1 Prototype 11.....	40
10.1.2. Prototype 2.....	40
10.1.3. Prototype 3.....	41
10.1.4 Prototype 4.....	42
10.1.5 Prototype 5.....	43
10.2 Cyclisch Iteratief Ontwerpproces van elk onderdeel van de prothese	44
10.2.1. Vingers.....	44
10.2.2 MCP-gewricht	44
10.2.3 Handpalm	45
10.2.4 Polsgewricht	46
10.2.5 Onderarm	47
10.2.6 Ellebooggewricht	48
10.2.7 Ellebooglocksysteem	48
10.2.8 Bovenarm	50
10.2.9 Koker.....	51
10.2.10 Harnas.....	52
10.3 Materiaalkosten, printtijd en arbeidsuren van de prothese	53
10.4 Bouwtekeningen.....	55
10.5 Afmetingen van de proefpersoon	72
10.6 Professionele foto's van de prothese.....	73

Samenvatting

Het Delft Global Initiative (DGI) is een groep onderzoekers die hun expertise gebruiken om concrete oplossingen te vinden voor problemen die men ondervindt in ontwikkelingslanden. Eén van de huidige problemen is de grote behoefte aan protheses die zo min mogelijk kosten en makkelijk te repareren zijn. Het DGI houdt zich daarom nu bezig met het toegankelijk maken van armprotheses voor ontwikkelingslanden met behulp van 3D-printers en een smartphoneapp waarmee een 3D-scan van de stomp gemaakt kan worden.

Tijdens dit project is een lichaamsbekrachtigde transhumeraleprothese ontworpen die 3D-geprint is. De prothese is niet myo-elektrisch aangestuurd, omdat dit type aansturing te duur en te ingewikkeld is waardoor het vervangen en repareren van deze protheses moeilijker wordt.

Gebruikmakend van het Cyclisch Iteratief Ontwerpproces (CIO) is de ARM3D binnen veertien weken ontworpen. Het CIO is een manier van ontwerpen waarbij er niet, voor de ontwikkeling van het eerste prototype een volledig pakket van eisen en wensen is opgesteld, maar waarbij er gedurende een herhalende cyclus van analyseren, ontwerpen, vervaardigen en testen het pakket van eisen en wensen wordt aangevuld en aangepast. Het voordeel van deze ontwerpmethodode is dat er meerdere prototypes vervaardigd kunnen worden waardoor het ontwerp meerdere optimalisatiefases doorloopt.

De bewegingen van de prothese in het ellebooggewricht (flexie) en in de MCP-gewrichten (flexie) worden actief aangestuurd. De bewegingen van het locksysteem (lock/unlock) en de bewegingen in het polsgewricht (pro- en supinatie) worden passief aangestuurd. Het eindontwerp van de prothese is, net als eerdere prototypes, getest door een proefpersoon met een TH-amputatie. Bij het testen is de nadruk gelegd op het verrichten van handelingen waarbij men twee handen nodig heeft. In de laatste tests kon de proefpersoon verschillende functionele taken uitvoeren zoals het oppakken van lichte voorwerpen, het openen en sluiten van een deur en het vasthouden van etenswaren om deze te kunnen snijden met de niet aangedane hand. Zware, gladde en grote voorwerpen, zoals een glazen literfles olijfolie, waren niet mogelijk om met de prothese op te tillen.

Van de in totaal twintig eisen en acht wensen, zijn er twee eisen (een actief ellebooglocksysteem en een coating tegen vuil) en één wens (dat alle onderdelen van de prothese van 3D-geprint materiaal zijn) niet behaald. Verder zijn er een aantal punten van de prothese ter discussie gesteld. Eén discussiepunt is het feit dat de onderarm van de prothese bij het laatste prototype niet in de uiterste flexiestand gelockt kan worden. Dit komt doordat de pinlock de bovenarm raakt.

Om de prothese in de toekomst te verbeteren, zijn er aanbevelingen gegeven. Tijdens het testen moest de proefpersoon extreme protractie in de schouders uitvoeren om de prothesehand volledig te sluiten. Dit is mogelijk te verbeteren door nader onderzoek te doen naar de ideale aanhechtingspositie van de aansturingskabel op het harnas en naar het ideale kabelverloop van de aansturingskabel in de prothese. Daarnaast is het aan te bevelen om ook praktische zaken te testen zoals de maximale krachten die de prothese aankan voordat deze breekt en de levensduur van verschillende onderdelen. Tenslotte zijn er creatieve oplossingen nodig om bijvoorbeeld een nieuw actief aangestuurd EL te ontwerpen.

Tenslotte kan er geconcludeerd worden dat het doel van dit project behaald is; het ontwikkelen van een lichaamsbekrachtigde, transhumerale, 3D-geprinte prothese waarmee de doelgroep van het DGI wordt vergroot.

Verklarende woordenlijst

Conventionele prothese	Reguliere, basis prothese.
Cyclisch Iteratief Ontwerpproces (CIO)	Ontwerpproces waarbij meerdere fases op een cyclische wijze worden doorlopen. Zo wordt het pakket van eisen en wensen niet voorafgaand aan de ontwerpfase volledig opgesteld, maar ontwikkelt deze zich gedurende de analyse, ontwerp en testfase.
DGI	Delft Global Initiative. Global Initiative onderzoekers van de Technische Universiteit Delft gebruiken hun expertise om concrete oplossingen te vinden voor problemen waar mensen in ontwikkelingslanden tegenaan lopen.
Dual-control	De transhumeraleprothese wordt met twee bewegingen in de stomp en/of schouders aangestuurd.
Actief locksysteem	Met een locksysteem kan de elleboog in een gewenste positie vastgezet worden. Het locksysteem heeft twee standen. Eén stand waarbij de elleboog vaststaat en één stand waarbij de elleboog vrij kan bewegen. Een actief locksysteem is een locksysteem dat actief wordt aangestuurd. Dit wil zeggen door middel van eigen spierkracht.
Passief locksysteem	Een passief locksysteem is een locksysteem dat passief wordt aangestuurd. Dit wil zeggen door middel van de hand aan de niet aangedane zijde van de amputatiepatiënt.
Myo-elektrisch	Bij een myo-elektrische armprothese geven je armspieren, bij aanspanning, elektrische signalen door aan elektrodes in je armprothese die vervolgens zorgen voor een beweging van de armprothese.
Osseointegratie	Een term voor het proces van hechting van botcellen aan metaal.
Triple-control	De transhumeraleprothese wordt met drie bewegingen in de stomp en/of schouders aangestuurd.

1. Inleiding

Op 1 januari 2015 lanceerden onderzoekers aan de Technische Universiteit Delft (TU Delft) het Delft Global Initiative (DGI). De onderzoekers gebruiken hun expertise om concrete oplossingen te vinden voor problemen die men ondervindt in ontwikkelingslanden. Op dit moment lopen er zeven onderzoeksprojecten bij het DGI. Eén daarvan houdt zich bezig met het toegankelijk maken van armprothesen in ontwikkelingslanden met behulp van 3D-printers en een smartphoneapp waarmee een 3D-scan gemaakt kan worden van de stomp.

In juni 2016, afgelopen jaar, hebben twee studenten Bewegingstechnologie in samenwerking met de TU Delft een onderarmprothese gemaakt. Daarnaast zijn er momenteel meerdere masterstudenten en PHD-kandidaten aan de TU Delft die onderzoek doen op het gebied van armprothesen en 3D-printen.

Na het lezen van lopende projecten en eerdere onderzoeken viel het op dat er weinig onderzoek is gedaan naar het ontwerpen van een prothese voor transhumerale- (TH) amputatiepatiënten. Verder zijn er in het huidige marktaanbod nog geen 3D-geprinte TH-prothesen beschikbaar.

Het aantal armamputaties in ontwikkelingslanden is vastgesteld op 2,4 miljoen (1). Bij 28% van deze gevallen gaat het om een bovenarmamputatie (1), dus in totaal zijn er 672.000 mensen met een TH-armamputatie in ontwikkelingslanden. Het gaat hier om een grote groep mensen, waardoor het een uiterst interessante doelgroep is om verder onderzoek naar te doen.

Om bovengenoemde redenen wordt er nu in samenwerking met de TU Delft gezocht naar het ideale ontwerp van een TH-armprothese die met 3D-printers vervaardigd kan worden. Daarbij wordt er bij het ontwerpen van de prothese gefocust op het feit dat de prothese een hulpmiddel wordt waarmee de amputatiepatiënt handelingen kan verrichten waarbij men twee handen nodig heeft.

Om de 3D-geprinte TH-prothese te ontwerpen en te vervaardigen wordt er gebruik gemaakt van het Cyclisch Iteratief Ontwerpproces (CIO). Bij deze manier van ontwerpen wordt er niet voorafgaand aan het eerste prototype een volledig pakket van eisen en wensen opgesteld, maar wordt gedurende een herhalende cyclus van analyseren, ontwerpen, vervaardigen en testen het pakket van eisen en wensen aangevuld en aangepast. Deze cyclus wordt zowel voor de verschillende onderdelen van de prototypes als voor het volledige prototype uitgevoerd. De ontwerptekeningen worden gemaakt met SolidWorks (SW). Tijdens dit project is het streven om meerdere prototypes op te leveren, waaruit uiteindelijk het eindontwerp, de prothese, ontstaat. Op die manier heeft het ontwerp meerdere optimalisatiefases doorlopen.

In dit afstudeerverslag is de opbouw als volgt: eerst komt het huidige marktaanbod op het gebied van TH-prothesen en 3D-geprinte armprothesen aan bod. Hierna volgt het hoofdstuk 'analyse'. In dit hoofdstuk worden de keuzes met betrekking tot de verschillende onderdelen van de prothese gemaakt op basis van de opties die in het marktonderzoek naar voren zijn gekomen. In het hoofdstuk 'ontwerp' wordt per functionaliteit en per segment van de prothese de ontwikkeling van de verschillende prototypes en het definitieve ontwerp beschreven. Daarop volgt het hoofdstuk 'testen' waarin de resultaten en bevindingen van de testen, uitgevoerd met en zonder proefpersoon (een TH-amputatiepatiënt), besproken. Er wordt afgesloten met de discussie, conclusie en aanbevelingen, de literatuurlijst en de bijlagen.

2. Marktonderzoek

Dit hoofdstuk beschrijft het huidige aanbod van TH-protheses, 3D-geprinte transradiale-protheses en 3D-printers.

2.1 Marktaanbod 3D-printers

In juni 2016 hebben Mike Koolhaas en Valentijn Hoogendoorn voor hun afstudeerproject onderzoek gedaan naar 3D-printers waarbij zij een beslisboom hebben opgesteld voor zeventien 3D-printers (2). Naar dit onderzoek wordt verwezen om een beeld te krijgen van de 3D-printers die er zijn. Er wordt aangeraden om ten tijde van uitvoering van het project nogmaals een marktonderzoek naar 3D-printers te doen, omdat de ontwikkelingen hiervan snel gaan. Tijdens dit project worden de beschikbare printers aan De Haagse Hogeschool gebruikt. Dit zijn 3D-printers van het merk Craftbot (3) met printkoppen van 0,4 en 0,6 mm met een lijndikte van 0,2 tot 0,5 mm. Het printmateriaal dat gebruikt wordt is PET G.

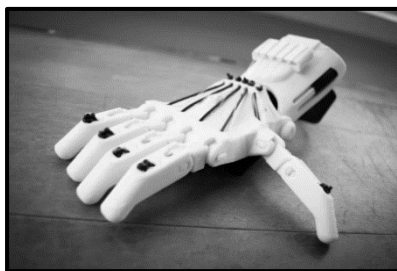
2.2 Marktaanbod 3D-geprinte armprotheses

Er zijn nog geen 3D-geprinte TH-protheses op de markt. Wel zijn er 3D-geprinte transradiale protheses op de markt. Een voorbeeld hiervan is E-NABLE (4). Dit is een onderarm- of handprothese ontwikkelt door een gelijknamige organisatie met als doel om overal ter wereld armprotheses beschikbaar te stellen. Dit doen zij door de ontwerpen van de protheses vrij te geven. Deze zijn gratis te downloaden via hun website.

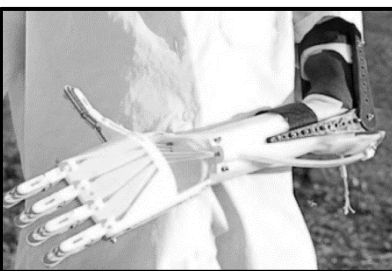
Naast E-NABLE is er nog een organisatie die zich bezighoudt met 3D-printen, namelijk Project Daniel (5), onderdeel van Not Impossible Labs. Voor \$100 (€94,19 koers 14-4-2017 (6)) kan men een prothese 3D-printen. Daarnaast leert deze organisatie de lokale bevolking met de apparatuur te werken waardoor zij zelf protheses kunnen printen. De protheses kunnen geen zware objecten tillen en de controle over de vingers is niet precies.

Ook zijn er commerciële bedrijven die 3D-geprinte protheses verkopen. Open Bionics (7) is er daar één van. Zij maken myo-elektrische protheses met daarin 3D-geprintte onderdelen. Op deze manier kunnen zij de prijs voor een myo-elektrische prothese reduceren. Open Bionics vraagt tussen de £600,- en £2000,- (€565,- tot €1885,- koers 14-4-2017 (6)) voor een volledig elektrische hand.

In figuur 1, 2 en 3 zijn de verschillende 3D-geprinte protheses te zien.



Figuur 1: E-NABLE (4)



Figuur 2: Project Daniel (5)



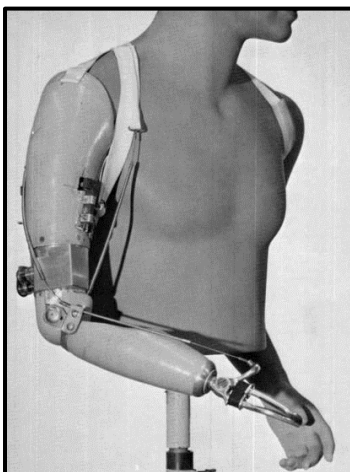
Figuur 3: Open Bionics (7)

2.3 Marktaanbod conventionele protheses voor TH-amputatiepatiënten

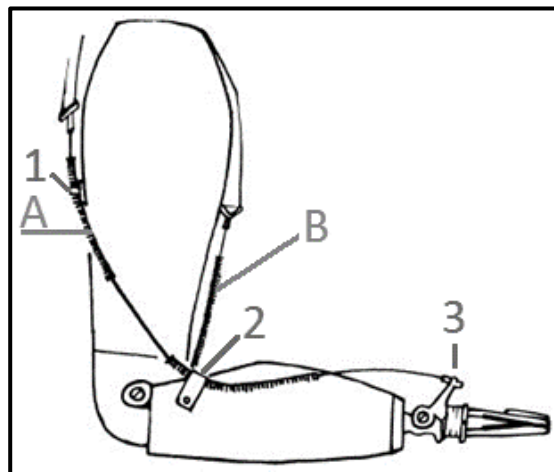
Er zijn drie soorten conventionele protheses voor TH-amputatiepatiënten: cosmetische protheses, protheses met een passieve aansturing en protheses met een actieve aansturing. Een cosmetische prothese kan niet bewegen, maar heeft een natuurlijke uitstraling. Een passief bedienbare prothese kan verschillende standen aannemen, maar wordt bediend met behulp van de hand aan de niet-aangedane zijde. Een actief aangestuurde prothese wordt bediend door middel van lichaamsbekrachtiging, myo-elektrische bekrachtiging of een combinatie hiervan (8).

In dit project wordt de focus gelegd op lichaamsbekrachtigde protheses, omdat myo-elektrisch aangestuurde protheses te duur en te ingewikkeld zijn waardoor het vervangen en repareren van protheses moeilijker wordt. In ontwikkelingslanden is er juist behoefte aan protheses die zo min mogelijk kosten en makkelijk te repareren zijn (9). Daarbij zijn lichaamsbekrachtigde protheses vaak lichter en ze geven enige feedback; men heeft daardoor besef over de hoeveelheid kracht die er gegenereerd moet worden om iets vast te pakken, omdat ze hun eigen spierkracht gebruiken (10).

De constructie en werkingsprincipes van lichaamsbekrachtigde TH-protheses zijn hetzelfde. Ze bevatten allemaal een ellebooggewricht waarin flexie en extensie mogelijk is. Daarnaast bevat de prothese ook een grijpfunctie in de hand of haak. Deze bewegingen worden aangestuurd door middel van een kabel (A in figuur 5). Deze kabel zit vast aan het harnas dat de TH-amputatiepatiënt aan heeft. Dit harnas verzorgt de overbrenging van krachten tijdens het aansturen van de prothese. De aansturingskabel loopt achter de rug langs, heeft een bevestigingspunt aan de boven- en onderarm van de prothese (1 en 2 in figuur 5) en zit op het distale einde vast aan de hand/haak (3 in figuur 5). Door middel van een protractie beweging van de schouders wordt deze kabel bediend. Om de elleboog en hand afzonderlijk te kunnen bedienen met één kabel is er een ellebooglockmechanisme (EL) noodzakelijk waarmee de elleboog gelockt en unlockt kan worden. Dit EL wordt aangestuurd met een tweede kabel (B in figuur 5) die voorlangs loopt en wordt bediend door middel van elevatie in de schouder. Als de elleboog gelockt staat, wordt met de eerst genoemde kabel de grijpfunctie in de hand/haak bediend en als de elleboog unlockt is, wordt de flexie- en extensiebeweging in het ellebooggewricht bediend (11). De verschillen tussen de diverse lichaamsbekrachtigde TH-protheses zitten vooral in de keuze voor een hand of een haak en het type harnas.



Figuur 4: Voorbeeld conventionele TH-prothese (36)



Figuur 5: Schematische tekening conventionele TH-prothese (11)

De volgende deelhoofdstukken bespreken (H2.3.1 tot en met H2.3.9) het marktaanbod van de verschillende onderdelen van TH-protheses.

2.3.1 Haak/vingers

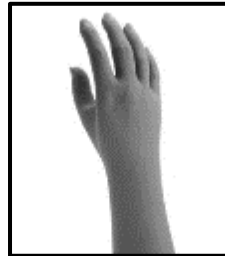
Aan het uiteinde van de prothese wordt vaak een haak of een klauw geplaatst. Het is mogelijk om een handschoen over de klauw te dragen waardoor deze op een hand lijkt én functioneel blijft (figuur 7 en 8). Een ontwerp dat op een hand lijkt, is vaak zwaarder dan een haak omdat deze meer elementen bevat. De haak kan makkelijk kleine objecten oppakken en in kleine hoeken werken. Een hand kan makkelijk ronde objecten omsluiten. (12)



Figuur 6: Haak (37)



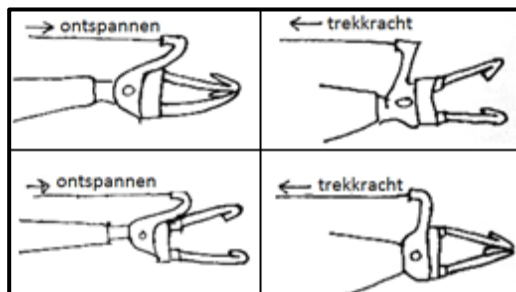
Figuur 7: Klauw zonder handschoen (37)



Figuur 8: Klauw met daaroverheen de handschoen die op een echte hand lijkt (37)

2.3.2 Actief openen/actief sluiten

In het huidige marktaanbod zijn er handen aanwezig die actief openen en handen die actief sluiten. Een hand die actief opent, heeft een gesloten rustpositie (figuur 9). Door aan de aansturingskabel te trekken, gaat de hand open. Op het moment dat er niet meer aan de kabel wordt getrokken en er geen externe krachten meer op de hand werken, gaat de hand automatisch terug in de rustpositie door middel van veren. Bij een actief sluitende hand is dit omgekeerd. De hand heeft een open rustpositie en door aan de aansturingskabel te trekken, sluit de hand. Het automatisch openen van de hand wordt bewerkstelligt door middel van veren.



Figuur 9: Linksboven: actief openende haak in ontspannen rustpositie, rechtsboven: actief openende haak met trekkracht in de kabel, linksonder: actief sluitende haak in ontspannen rustpositie, rechtsonder: actief sluitende haak met trekkracht in de kabel

Bij een actief openende hand kan de amputatiepatiënt ontspannen zodra de hand een voorwerp vast heeft, omdat de veer die de hand automatisch sluit de benodigde kracht levert om het voorwerp vast te houden. De veer heeft echter een niet instelbare kracht waardoor de hand een voorwerp kapot kan knijpen als de veerkracht te sterk is, bijvoorbeeld bij een plastic bekertje. Verder kan het een voorwerp niet optillen als de veerkracht te zwak is. Daarnaast moet eerst de veerkracht overwonnen worden voordat de amputatiepatiënt de hand kan openen. Bij een actief sluitende hand kan de amputatiepatiënt de handkracht doseren, maar moet hij wel constant kracht leveren om een voorwerp vast te blijven houden. (13) (14) (12) Tegenwoordig bestaan hier echter oplossingen voor zoals het systeem van TRS (15) waardoor de hand vast gezet kan worden.

2.3.3 Ellebooggewricht

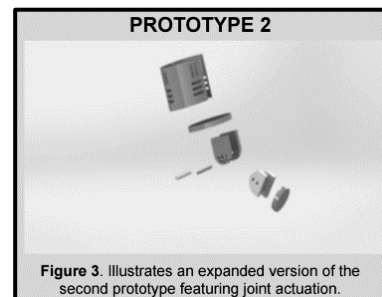
Het ellebooggewricht in de prothese kan op verschillende manieren worden nagebootst. Twee gebruikelijke manieren worden hieronder toegelicht.

Fillauer heeft een 'body-powered external elbow prosthesis' op de markt gebracht (16). Het ellebooggewricht bestaat grofweg uit vier hoofdonderdelen; een bovenarm, een onderarm die bestaat uit twee metalen plaatjes die met elkaar zijn verbonden, een pin die dient als rotatie-as en een kabel. Het aansturen van het ellebooggewricht gebeurt actief. Als er spanning op de kabel komt, flecteert de onderarm en als de kabel wordt losgelaten, extendeert de onderarm.

LN-4 is een goededoelenorganisatie die bezig is met het beschikbaar stellen van een TH-prothese in ontwikkelingslanden. Het ontwerp hiervan heeft een ellebooggewricht dat wordt nagebootst door middel van een onder- en bovenarm gedeelte en twee pinnen (17), (figuur 11). Eén van de twee pinnen dient als rotatie-as waaromheen de flexie en extensie beweging van de onderarm plaatsvindt. De andere pin dient voor het op slot zetten van het ellebooggewricht in de gewenste stand. De bediening van zowel de onderarm (flexie en extensie) als het op slot zetten van het ellebooggewricht gebeurt passief.



Figuur 10: Body-powered external elbow prosthesis – Fillauer (16)



Figuur 11: Prototype transhumeraal prothese -LN-4 (17)

2.3.4 Ellebooglocksysteem

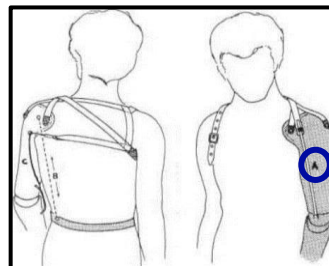
Op dit moment zijn alle EL die op de markt zijn, onder te verdelen in twee soorten: passieve EL en actieve EL.

Een voorbeeld van een passieve EL is die van Ottobock (18) (figuur 12). Als het schuifje omhoog geschoven is (proximaal) staat het ellebooggewricht gelockt en is er geen beweging mogelijk in het ellebooggewricht. Als het schuifje naar beneden is geschoven (distaal) staat het ellebooggewricht unlocked en is er wel beweging mogelijk.

Een manier om de EL actief aan te sturen, is door middel van een kabel die enerzijds vast zit aan de EL en anderzijds ventraal van de schouder aan de aangedane zijde aan het harnas (zie de kabel (A) in figuur 13) (19). Door elevatie van de schoudergordel wordt het EL aangestuurd.



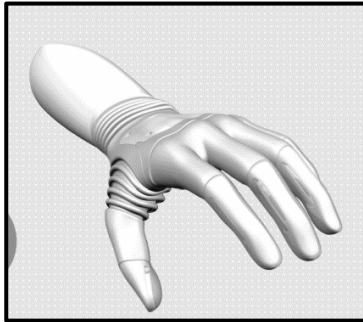
Figuur 12: Passieve ellebooglock – Ottobock (18)



Figuur 13: Actieve ellebooglock (19)

2.3.5 Polsgewricht

In het huidige marktaanbod zijn er verschillende polsgewrichten beschikbaar. Zo heeft Ottobock verschillende elektrische polsen en polscomponenten op de markt gebracht die in combinatie met een myo-elektrisch aangestuurde prothese bruikbaar zijn. Een voorbeeld van een elektrische pols is de 'Michelangelo Hand' (20) (figuur 14). Deze hand kan zowel flexie en extensie als pro- en supinatie in de pols bewerkstelligen. Twee andere voorbeelden van polscomponenten zijn de 'Lamination Ring' (21) (figuur 15) en de MyoLinoWrist (22) (figuur 16). Daarnaast zijn er ook polsen die gebruikt kunnen worden in lichaamsbekerktigde protheses, namelijk wrijvingspolen. Deze polsen werken door middel van het gebruik van wrijving (23).



Figuur 14: Michelangelo Hand – Ottobock (20)



Figuur 15: Lamination Ring (21)



Figuur 16: MyoLinoWrist 2000 – Ottobock (22)

2.3.6 Kabelgeleiding

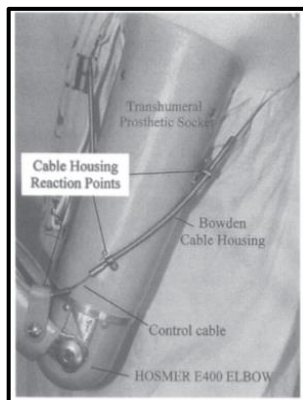
De aansturingskabels van de prothese hebben een geleiding nodig zodat de optredende wrijvingskracht in de kabels zo klein mogelijk is.

Voor de geleiding in de TH-protheses die nu op de markt zijn, wordt het Bowden principe toegepast (24) (figuur 17). Het Bowden principe bestaat uit twee onderdelen; een binnenkabel (de aansturingskabel van de prothese) en een buitenkabel (een geleidingskabel). De geleidingskabel zit op beide uiteinden vast aan de prothese en kan tussen deze twee punten flexibel bewegen waarbij de lengte constant blijft. De aansturingskabel beweegt vrij door de geleidingskabel. Het doel van de geleidingskabel is het overdragen van de trekkracht die ontstaat in de aansturingskabel. De vaste punten waarmee de geleidingskabel aan de prothese vastzit, functioneren hierin als reactiepoint. Daarnaast is het van belang dat de geleidingskabel niet in een scherpe hoek is gemonteerd, omdat dit veel wrijvingskracht geeft (25). In figuur 18 is het krachtenspel op een Bowdenkabel weergegeven. Het principe is vergelijkbaar met dat van een remkabel van een fiets.

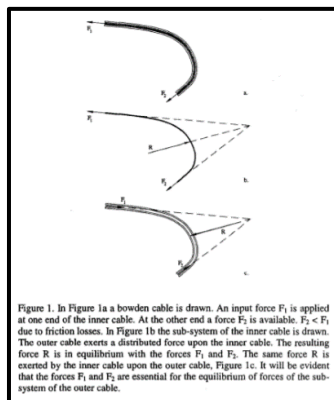
Bij de materiaalkeuze voor zowel de aansturings- als de geleidingskabel is het belangrijk dat de wrijvingscoëfficiënt tussen beiden zo klein mogelijk is. De meest voorkomende materiaalkeuze bij TH-protheses in het huidige marktaanbod is roestvrijstaal voor de aansturingskabel en een flexibele roestvrijstalen holle spiraal voor de geleidingskabel (11). Soms wordt er een plastic laag om de geleidingskabel gemaakt.

Het verloop van de aansturingskabel bij conventionele lichaamsbekerktigde TH-protheses is te zien in figuur 19 (11). De aansturingskabel begint bij punt C, waar deze vastzit aan het harnas. Daarna gaat de kabel door de eerste geleidingskabel. Deze zit in punt A vast aan de prothese. Bij punt D is een gedeelte van de aansturingskabel te zien waar deze niet door een geleidingskabel loopt. Dit gedeelte is nodig zodat de kabel niet in een scherpe hoek komt als de arm flecteert. Vervolgens gaat de kabel door de tweede geleidingskabel, welke vast zit aan de prothese in punt B. Tenslotte is het einde van de aansturingskabel vastgemaakt aan de haak in punt E.

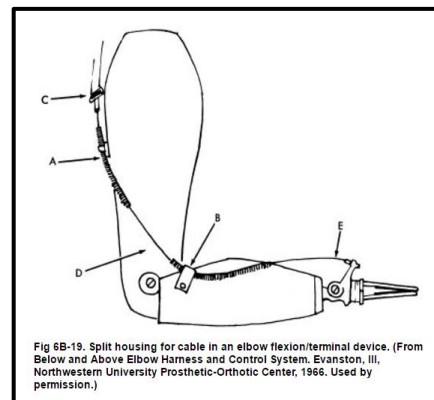
Kortom, de aansturingskabel zit distaal aan de haak vast, gaat vervolgens via de laterale zijde van de elleboog naar de dorsale zijde van de bovenarm waarna de kabel vast zit aan het harnas.



Figuur 17: Bowden kabel (24)



Figuur 18: Bowden-kabel krachtenspel (25)



Figuur 19: Verloop aansturingskabel in TH-protheses (11)

2.3.7 Bevestiging stomp

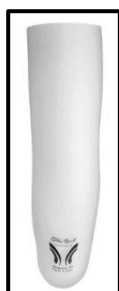
Een belangrijk onderdeel van een TH-prothese is de bevestiging van de prothese aan de stomp. Als de prothese niet goed is bevestigd, is dit van invloed op de aansturing ervan. Er zijn verschillende manieren om een prothese te bevestigen aan de stomp.

Ten eerste is de liner een veelgebruikte manier om de prothese aan de stomp te bevestigen. Een liner is een overtrek voor de stomp die ervoor zorgt dat de weke- en drukgevoelige delen van de stomp beschermd worden. Meestal is deze gemaakt van siliconen. Aan deze liner kan een pin, koord of vacuümsysteem (figuur 20) vast zitten welke kan worden aangesloten op de prothesekoker. Verder zorgt de liner voor een goede drukverdeling, schokopvang en voorkomt hij zwelling van de stomp door hier druk op te geven (26).

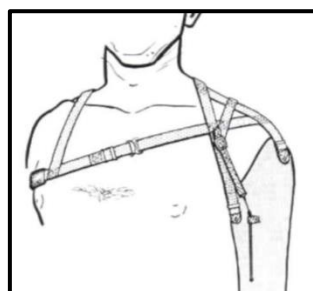
Een tweede manier van bevestiging is door middel van een harnas dat aan de prothese vast zit (figuur 21).

Ten derde kan er osseointegratie worden toegepast. Osseointegratie is een term voor het proces waarbij botcellen hechten aan metaal. In het geval van bevestiging van een TH-prothese gaat het om een titanium implantaat dat geplaatst wordt in de mergholte van de humerus. Het implantaat steekt door de huid naar buiten. Hieraan wordt de prothese bevestigd. Door osseointegratie is er direct prothesecontact wat zorgt voor maximale stabiliteit. Daarnaast kan de prothese niet loslaten tijdens dagelijkse activiteiten. Het draagcomfort van de prothese gaat daardoor omhoog. (27)

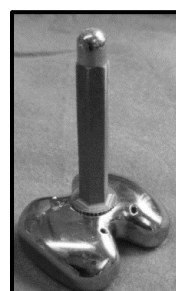
Op dit moment zijn er ook onderzoeken naar het implanteren van een stalen pin met twee oortjes in de hypodermis (de onderste huidlaag waarin vooral vet wordt opgeslagen). De twee oortjes dienen als twee kunstmatige epicondylen. Op deze manier is er een goede drukverdeling mogelijk bij de ophanging van de prothese aan de stomp (figuur 22 en 23). (28)



Figuur 20: Liner in combinatie met een vacuümsysteem (26)



Figuur 21: Bevestiging TH-prothese door middel van harnas (29)



Figuur 22: SISA implantaat (28)



Figuur 23: X-ray na operatie (28)

2.3.8 Harnas

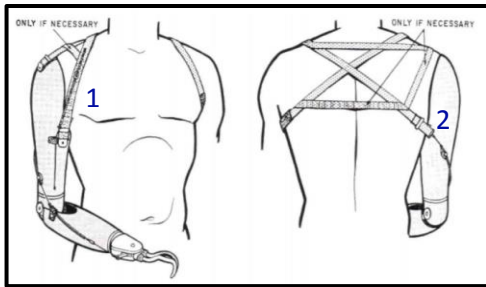
Bij een lichaamsbekrachtigde TH-prothese wordt de prothese opgehangen aan één of beide schouders van de amputatiepatiënt door middel van een harnas. Ook wordt de prothese aangestuurd met het harnas.

Er zijn drie type besturingsharnassen aanwezig in het huidige marktaanbod. Twee daarvan, het *figuur 8* harnas en het *chest-strap* harnas zijn gebaseerd op 'dual-control' en het derde type harnas op 'triple-control'.

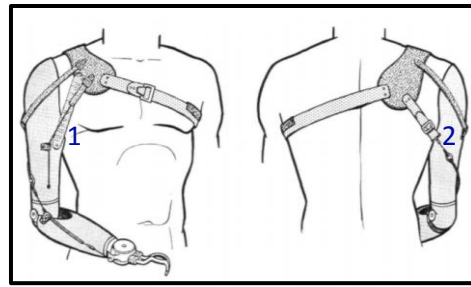
Het *figuur 8* harnas heeft de vorm van het cijfer acht. De twee lussen van het harnas zitten om de schouders en het kruispunt van het harnas zit in het midden achterop de rug (tussen de schouderbladen) (figuur 24). Dit type harnas is functioneel, simpel en het helpt bij de meeste beroepsmatige activiteiten. Daarom is dit het meest gebruikte type harnas. Bij dit harnas hoort de volgende aansturing van de prothese: met anteflexie van de bovenarm aan de aangedane zijde wordt een flexie beweging in het ellebooggewricht van de prothese en een openende beweging van de haak gegenereerd (indien er sprake is van een actief openende haak). De kabel waarmee dit gebeurt, is verbonden aan de haak en loopt vervolgens via de laterale zijde van de elleboog naar de laterale zijde van de bovenarm. Daarna is de kabel aan de laterale zijde van de scapula aan de aangedane zijde vastgemaakt aan het harnas (nummer 2 in figuur 24). Met retroflexie van de bovenarm aan de aangedane zijde wordt de EL aangestuurd. De kabel waarmee dit gebeurt, is verbonden aan de ventrale zijde van de bovenarm van de prothese en zit vast aan het harnas aan de ventrale zijde van de schouder aan de aangedane zijde (nummer 1 in figuur 24). (29).

Het *Chest-strap harnas* wordt vaak gebruikt door amputatiepatiënten die fysiek zwaar werk verrichten. Het toevoegen van een leren lapje of een web-structuur over de schouder aan de aangedane zijde zorgt voor minder spanning op de schouder, meer draagcomfort en maakt het mogelijk om zware objecten te tillen. Daarnaast gaat dit harnas niet om de schouder aan de niet aangedane zijde heen, maar loopt het alleen onder deze schouder door. Het harnas wordt vastgemaakt en aangetrokken midden op de borst. De aansturing van de prothese in combinatie met dit harnas is gelijk aan die van het *figuur 8 harnas*. (figuur 25 en 26) (29).

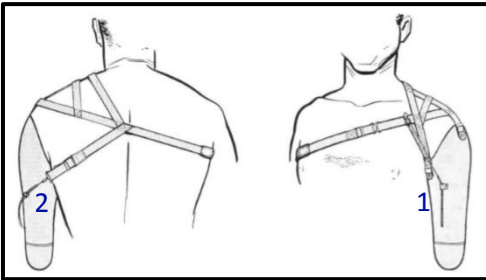
Het *triple control harnas* (figuur 27) wordt vooral gedragen door TH-amputatiepatiënten met een relatief lange stomp. Met een middel- tot korte stomp is de aansturing van de prothese met dit harnas erg lastig. De aansturing van de prothese in combinatie met dit harnas gebeurt met behulp van drie aansturingskabels en werkt als volgt: anteflexie van de bovenarm van de aangedane zijde geeft flexie in het ellebooggewricht van de prothese (nummer 1 in figuur 27), retroflexie van de bovenarm aan de aangedane zijde stuurt het EL aan (nummer 2 in figuur 27) en extreme anteflexie van de bovenarm aan de niet aangedane zijde geeft de beweging in de haak (nummer 3 in figuur 27). (29).



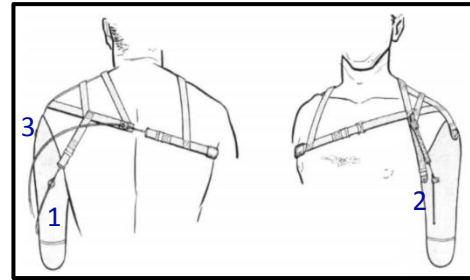
Figuur 24: Figuur 8 harnas (29)



Figuur 25: Chest-strap harnas met leren lapje (29)



Figuur 26: Chest-strap harnas met web structuur (29)



Figuur 27: Triple control harnas (29)

2.3.9 Aansturing van de prothese

In H2.3 is het kabelverloop en de aansturing ervan in het algemeen bij TH-prothesen toegelicht. De bediening van de aansturingskabel die zorgt voor de bewegingen over het ellebooggewricht en de MCP-gewrichten kan op verschillende manieren gegenereerd worden; door protractie van de schouder, door anteflexie van de bovenarm aan de aangedane zijde, door anteflexie van de bovenarm aan de niet aangedane zijde of een combinatie hiervan (29). De manier van aansturing bepaalt het type harnas van de prothese.

3. Analyse

In dit hoofdstuk worden alle gemaakte keuzes met betrekking tot de gewenste functionaliteit van de prothese besproken en beargumenteerd. Deze keuzes zijn gemaakt naar aanleiding van het marktonderzoek en eigen ideeën en bevindingen. Ze dienen als uitgangspunt aan de start van het ontwerpproces van de prothese. Omdat de prothese wordt ontworpen aan de hand van het CIO kunnen de gemaakte keuzes in het ontwerpproces afwijken van de keuzes die gemaakt zijn tijdens de analyse.

Een algemene keuze voor de te ontwerpen prothese is dat deze uit zo min mogelijk onderdelen bestaat. Er is in ontwikkelingslanden behoefte aan een prothese die lang mee gaat (30). Als er veel (kleine) onderdelen in de prothese worden verwerkt, is de prothese fragieler waardoor deze onderhoudsgevoeliger is en eerder stuk gaat. Daarnaast is het met weinig onderdelen makkelijker en minder tijdrovend om de prothese in elkaar te zetten. Naast het maken van een prothese met weinig onderdelen wordt er ook nagedacht over de vervanging van onderdelen; dit moet makkelijk zijn. Mocht er een kabel stuk gaan of een vinger afbreken, moet het niet zo zijn dat de gehele prothese onbruikbaar wordt. Daarnaast zijn er twee algemene wensen voor het ontwerp van de prothese opgesteld. Zo moet de prothese spatwaterafstotend zijn en moet deze een coating krijgen om vuil tegen te gaan. De prothese wordt namelijk vervaardigd met 3D-printers die een printkop van 0,4 mm hebben met een lijndikte van 0,2mm. Doordat de printer laagje voor laagje dun materiaal neerlegt, ontstaan er smalle groeven in de prothese waarin gemakkelijk vuil gaat zitten.

3.1 Haak/vingers

De hand en haak hebben wat betreft functionaliteit verschillende voor- en nadelen, zoals beschreven in het marktonderzoek (H2.3.1). Onder prothesegebruikers in ontwikkelingslanden bestaat er een duidelijke voorkeur voor protheses die lijken op een echte arm (31). Daarom is er gekozen voor een ontwerp dat op een hand lijkt. Om de grijpfunctie van de hand na te bootsen, is een flexie- en extensie beweging in het MCP-gewricht noodzakelijk. Dit geldt niet voor een ab- en adductie beweging in het MCP-gewricht. Deze bewegingen worden voornamelijk gebruikt bij handelingen waarbij de fijne motoriek nodig is, zoals het typen op een toetsenbord. Bij het vervaardigen van de prothese wordt er gefocust op het kunnen verrichten van handelingen waarbij men twee handen nodig heeft en niet op handelingen waarvoor fijne motoriek is vereist. Daarom is er gekozen om alleen een flexie- en extensie beweging in het MCP-gewricht te maken. Het proximale interfalangeale gewricht (PIP) en het distale interfalangeale gewricht (DIP) worden weggelaten zodat er minder onderdelen nodig zijn, maar de grijpfunctie wel behouden blijft. Dit betekent dat elke vinger uit één onderdeel bestaat. Voor een zo optimaal mogelijke grijpfunctie wordt de duim precies tegenover de wijs- en ringvinger gepositioneerd (13).

3.2 Actief openen/actief sluiten

Er is gekozen voor een hand die actief sluit. Deze keuze is gemaakt op basis van de voordelen die de actief sluitende hand met zich mee brengt: het voelt natuurlijk aan en het geeft een natuurlijke uitstraling. Dit komt omdat de amputatiepatiënt in staat is om krachten te doseren en doordat de hand een open rusthouding heeft. De keuze voor een actief sluitende hand brengt echter wel enkele complicaties voor de bediening met zich mee. Deze worden hieronder toegelicht.

Bij het aansturen van de bewegingen in het elleboog- en MCP-gewricht van een TH-prothese wordt gebruik gemaakt van één aansturingskabel. Daarbij is het van groot belang eerst een flecterende beweging in het ellebooggewricht te bewerkstelligen en pas daarna een flecterende beweging in het MCP-gewricht, omdat men pas de hand wil aansturen op het moment dat de elleboog in de goede positie staat en omdat men anders het eerste stuk verlenging van de aansturingskabel kwijt is aan het

bedienen van de hand. Dit laatste zou als gevolg hebben dat men een groter lengteverschil in de aansturingskabel moet bewerkstellingen om de elleboog te flecteren dan wanneer de hand niet eerst sluit. Hierbij geldt dat het gewricht waarover het kleinste moment werkt (momentsarm maal kracht) het eerst beweegt.

Over het algemeen hebben TH-protheses een hand of een haak die actief opent. Dit heeft de volgende reden: bij een actief openende hand wordt er gebruik gemaakt van een veer die de hand in een gesloten rustpositie houdt. Doordat de beweging in de MCP-gewrichten pas plaats vindt nadat de kracht in deze veer is overwonnen, treedt er bij bekrachtiging van de kabel eerst een flecterende beweging in het ellebooggewricht en pas daarna een flecterende beweging in de MCP-gewrichten op. Het flecteren in het ellebooggewricht kost bij zowel een actief openende- als bij een actief sluitende hand evenveel kracht mits de momentsarmen rond de gewrichten en het gewicht van de onderarm en hand bij beide protheses gelijk zijn. Daarentegen kost de flecterende beweging in het MCP-gewricht bij een actief sluitende hand minder kracht (er hoeft immers een minder sterke veer overwonnen te worden) waardoor bij deze hand de beweging in het MCP-gewricht eerst plaatsvindt en daarna pas een beweging in het ellebooggewricht.

Toch is er gekozen voor een actief sluitende hand vanwege de eerder genoemde voordelen. Er moet daarom een oplossing gevonden worden waardoor de elleboog eerder flecteert dan de vingers. Dit kan gedaan worden door middel van het juiste gewicht van de onderarm en hand te combineren met de juiste momentsarmen over het MCP- en ellebooggewricht. Het is voordelig dat 3D-printmateriaal stukken lichter is dan het materiaal dat gebruikt wordt in de meeste niet 3D-geprinte TH-protheses. Daarnaast moet de onderarm alsnog zo licht mogelijk worden gemaakt, zodat het moment rondom het ellebooggewricht minder wordt. Er is nagedacht over alternatieven om het moment rond de elleboog kleiner te maken dan het moment rond de MCP-gewrichten. Een mogelijkheid is de veren die de vingers terugbrengen in de open rustpositie te versterken. Dit zorgt ervoor dat het moment rondom de MCP-gewrichten groter wordt. Dit is echter geen ideale oplossing aangezien de bediening van de hand niet veel kracht mag kosten. Verder kan er gespeeld worden met de plek van bevestiging van de aansturingskabel, omdat dit kan zorgen voor een wijziging van de momentsarmen. Ten slotte kan er een flecterende veer tussen boven- en onderarm geplaatst worden waardoor een gedeelte van de zwaartekracht die op de onderarm werkt, opgeheven wordt. Deze opties worden meegenomen in het ontwerpproces.

3.3 Ellebooggewricht

Er is besloten in de prothese een ellebooggewricht met een flexie- en extensie beweging te ontwerpen. Het ellebooggewricht van de prothese wordt gebaseerd op zowel het ellebooggewricht van LN-4 als dat van Fillauer (H2.3.3). Het grote voordeel van het ellebooggewricht van LN-4 is dat het uit weinig onderdelen bestaat. Het grote voordeel van het ellebooggewricht van Fillauer is echter dat deze een actieve aansturing heeft doordat de amputatiepatiënt dan de hand aan de niet aangedane zijde vrij heeft. Daarom wordt er voor het ellebooggewricht in de prothese een eigen ontwerp gemaakt waarin bovengenoemde voordelen zijn verwerkt.

3.4 Ellebooglocksysteem

De beide type locksystemen genoemd in het marktonderzoek (H2.3.4) hebben zo hun voor- en nadelen. Het grote voordeel aan een EL met een actieve aansturing is dat de amputatiepatiënt zijn hand aan de niet aangedane zijde vrij heeft. Het grote voordeel aan een EL met een passieve aansturing is dat het weinig onderdelen bevat. Een EL met beide voordelen is nog niet op de markt. Daarom wordt er een eigen ontwerp voor een EL gemaakt.

3.5 Pols-/onderarmgewricht

De bestaande polsgewrichten zijn myo-elektrisch aangestuurd of zijn wrijvingspolsen. Het is echter bij beiden niet mogelijk om deze na te maken met een 3D-printer. Daarom is er gekozen om een eigen ontwerp te maken voor het polsgewricht van de prothese. Er is gekozen om in de pols alleen bewegingen om de longitudinale as (pro- en supinatie) mogelijk te maken, ondanks dat deze beweging normaal in de onderarm wordt bewerkstelligd. De natuurlijke vrijheidsgraden van de pols om de sagittale- en frontale as (palmar- en dorsaalflexie en radiaal- en ulnairabductie) worden weggelaten. Hiervoor is gekozen, omdat armamputatiepatiënten aangeven dat ze een hoge prioriteit geven aan de pro- en supinatie functie (32). Deze voorkeur hangt samen met het gegeven dat pro- en supinatie, in tegenstelling tot palmar- en dorsaalflexie en ulnair- en radiaalabductie, lastig met bewegingen in andere gewrichten is na te bootsen.

3.6 Kabelgeleiding

De aansturingskabel van de prothese bestaat uit twee delen. Het eerste deel wordt gevormd door de vijf kabels van de vingers/duim. Het tweede deel is het deel vanaf het punt waar deze kabels samenkomen en overgaan in een enkele kabel die loopt tot aan het harnas. In het eerste kabelgedeelte is een lichte rek gewenst, omdat de hand moet kunnen pro- en supineren (H3.5). Een kabel waar geen rek in zit, bijvoorbeeld staaldraad, is te stijf om een soepele draaiing van 180° te kunnen maken. Een tweede voordeel van een enigszins rekbaar kabel is dat daarmee tot op zekere hoogte een adaptieve grip in de hand kan worden nabootst. Een adaptieve grip wil zeggen dat de overige vingers verder kunnen flecteren op het moment dat één vinger een voorwerp raakt. Om dat te bewerkstelligen kan er ook een mechanisme gebruikt worden dat uit meerdere onderdelen bestaat (2). Hier is echter niet voor gekozen vanwege het doel zo min mogelijk onderdelen te gebruiken. In het tweede kabelgedeelte is geen rek gewenst, omdat dit ervoor zal zorgen dat er een onnodig grote bewegingsuitslag in de schouder noodzakelijk is doordat er pas daadwerkelijk kracht gezet wordt vanaf het moment dat de rek in de kabel is overwonnen.

De kabelgeleiding bestaat ook uit twee onderdelen: een gedeelte in de onderarm en een gedeelte in de bovenarm. Hierbij wordt het Bowden-principe toegepast (H2.3.6).

Tenslotte moet het beschadigen van de prothese zoveel mogelijk voorkomen worden. Daarom bevindt de kabelgeleiding zich zoveel mogelijk binnenin de prothese, in plaats van buitenlangs. Bijkomende voordelen zijn dat de kleding die over de prothese wordt gedragen minder snel stuk gaat en dat de natuurlijke uitstraling van de arm beter wordt.

3.7 Bevestiging stomp

Voor de bevestiging van de prothese aan de stomp is er gekozen voor een koker die opgehangen kan worden aan het harnas. Aangezien de prothese zo goedkoop mogelijk moet blijven, zijn operaties voor osseointegratie geen optie (H2.3.7). Het maken van een systeem dat de pin van een liner vast kan houden of een systeem dat een vacuümsysteem omvat, is ingewikkeld en bestaat uit veel onderdelen. Aangezien de amputatiepatiënt sowieso al een harnas aanheeft voor de aansturing van de prothese is het een logische stap om dit harnas ook te gebruiken voor de ophanging van de prothese. Het idee van DGI is dat de amputatiepatiënten in ontwikkelingslanden een scan kunnen maken van de eigen stomp om deze vervolgens op te sturen. Door middel van een negatief van deze scan kan er dan een passende koker komen. Deze passende koker kan vervolgens aan het harnas gehangen worden met banden die verstelbaar zijn.

3.8 Harnas

In het marktonderzoek zijn drie veel gebruikte harnassen voor TH-prothesen besproken (H2.3.8). Het *Figuur 8 harnas* is niet geschikt om zware voorwerpen op te tillen, maar is het gemakkelijkste en meest gebruikte harnas voor TH-prothesen om de drie basis functionaliteiten (1. Flexie en extensie in de elleboog 2. Openen en sluiten van de hand 3. EL) te bewerkstelligen. Daarnaast kan de prothese met behulp van het *Figuur 8 harnas* met elke stomplengte worden aangestuurd.

Om bovengenoemde redenen is er gekozen om het *Figuur 8 harnas* toe te passen voor de prothese. Dit harnas dient als uitgangspunt voor het ontwerp.

3.9 Aansturing van de prothese

In totaal bevat de prothesen twee aansturingskabels. Eén aansturingskabel die de bewegingen in het MCP- en ellebooggewricht bedient en een die de EL bedient. De kabel die het MCP- en ellebooggewricht bedient, wordt aangestuurd door middel van protractie van de schouder(s). Dit is mogelijk doordat de stalen kabel via de rug loopt en vervolgens vast zit aan het harnas lateraal van het midden van het harnas richting de schouder aan de niet aangedane zijde. De aansturingskabel van de EL wordt aangestuurd door elevatie van de schouder aan de aangedane zijde. Deze kabel zit vast op het harnas ventraal van de schouder aan de aangedane zijde.

Op het moment dat de elleboog niet gelockt is, flecteert de elleboog als er spanning op de eerst genoemde kabel komt. Als de elleboog op slot staat, sluit de hand als er spanning op de eerst genoemde kabel komt.

Het pols-/onderarmgewricht wordt passief aangestuurd. De hand kan vanuit zijn beginpositie, de anatomische houding, 180° medio-roteren om de pro- en supinatie as.

4. Eisen en Wensen

Uit het marktonderzoek en de analyse zijn eisen en wensen gekomen die hieronder zijn opgesteld. Daarnaast is door het gebruik van het CIO de lijst van eisen en wensen gedurende het ontwerpen constant aangevuld of aangepast. De uiteindelijke lijst van eisen en wensen is hieronder te vinden.

4.1. Eisen

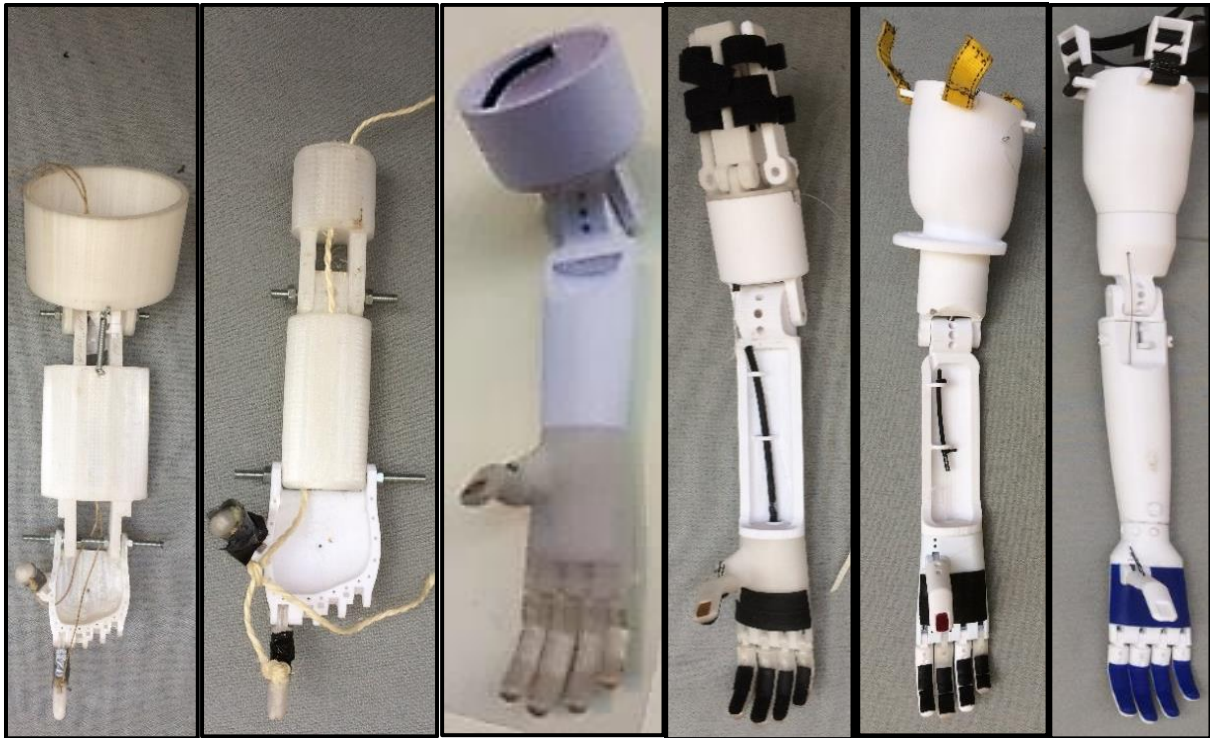
1. De vingers moeten individueel uit één onderdeel bestaan (H3.1)
2. Er moet een flexie en extensie beweging in het MCP-gewricht kunnen plaatsvinden (H3.1)
3. De prothese moet een actief sluitende hand hebben; de flecterende beweging in de MCP-gewrichten moet actief worden aangestuurd (H3.2)
4. De geflecteerde vingers moeten automatisch terugveren in de originele stand (H3.2)
5. De duim moet, bij het flecteren van de vingers, de wijs- en middelvinger raken (H3.1)
6. Er moet een flexie en extensie beweging in het ellebooggewricht kunnen plaatsvinden (H3.3)
7. De bewegingen in het ellebooggewricht moeten actief worden aangestuurd (H3.3)
8. De bewegingen in het MCP- en het ellebooggewricht worden aangestuurd met protractie van de schouder aan de niet aangedane zijde (H3.9)
9. Het MCP- en het ellebooggewricht moeten met één kabel worden aangestuurd (H3.9)
10. Als de aansturingskabel door het MCP- en ellebooggewricht op spanning komt, moet de flecterende beweging in het ellebooggewricht eerder plaatsvinden dan de flecterende beweging in het MCP-gewricht (H3.2)
11. De prothese moet een EL hebben (H2.3)
12. De EL moet 100% betrouwbaar zijn (H5.7)
13. Het EL moet een actieve aansturing hebben (H3.4)
14. De prothese moet een polsgewricht hebben waarin bewegingen om de longitudinale as, pro- en supinatie, kunnen plaatsvinden (H3.5)
15. Het polsgewricht moet passief worden aangestuurd (H3.5)
16. In de aansturingskabel vanaf de vingers tot aan het polsgewricht moet rek zitten (H3.6)
17. In de aansturingskabel vanaf het polsgewricht tot aan het harnas moet geen rek zitten (H3.6)
18. De prothese moet met elke stomplengte aan te sturen zijn (H5.8)
19. De prothese moet spatwaterafstotend zijn (H3)
20. De prothese moet een coating krijgen waardoor deze vuilafstotend is (H3)

4.2. Wensen

1. De prothese moet uit zo min mogelijk onderdelen bestaan (H3)
2. De prothese bestaat volledig uit 3D-geprinte onderdelen (H1)
3. De prothese moet makkelijk in elkaar gezet kunnen worden (H3)
4. De onderdelen van de prothese moeten gemakkelijk vervangen kunnen worden (H3)
5. De prothese moet zo licht mogelijk zijn (H3.2)
6. De prothese moet zoveel mogelijk het uiterlijk van een echte arm en hand hebben (H3.1)
7. De aansturingskabels van de prothese moeten zoveel mogelijk in de prothese zijn verwerkt in plaats van aan de buitenkant (H3.6)
8. De koker kan zo strak als gewenst worden aangetrokken (H5.9)

5. Ontwerp

In dit hoofdstuk wordt besproken hoe het eindontwerp van de prothese tot stand is gekomen. De maatvoering van de prothese is gebaseerd op de afmetingen van de proefpersoon (B10.5). In de bijlage (B10.2) zijn de SW 3D-tekeningen te vinden van elke onderdeel van elk prototype met daarbij een toelichting. Daarnaast staan in de bijlage (B10.4) de bouwtekeningen. In de figuur 28 t/m 33 is duidelijk het CIO van dit project te zien.



*Figuur 28:
Prototype 1*

*Figuur 29:
Prototype 2*

*Figuur 30:
Prototype 3*

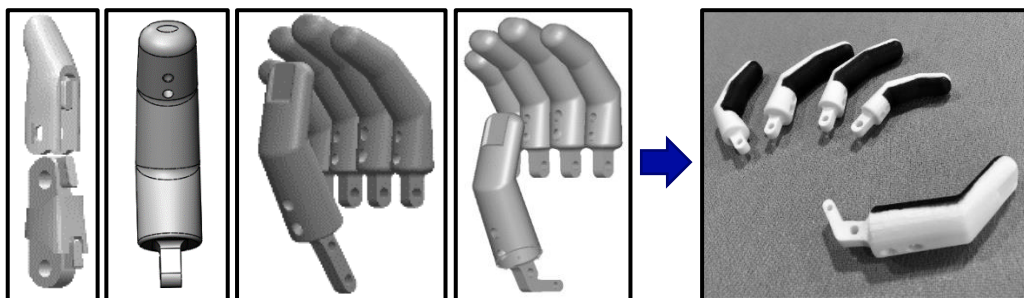
*Figuur 31:
Prototype 4*

*Figuur 32:
Prototype 5*

*Figuur 33:
Prototype 6*

5.1 Vingers

Het CIO van de vingers:



*Figuur 34:
Prototype 1*

*Figuur 35:
Prototype 3*

*Figuur 36:
Prototype 4*

*Figuur 37:
Prototype 6*

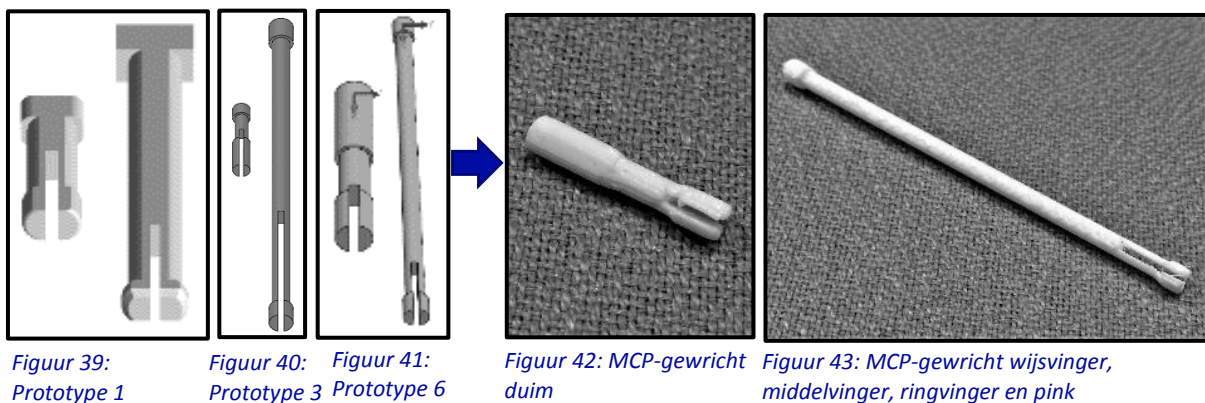
Figuur 38: Eindontwerp vingers

In het eindontwerp van de vingers (figuur 37 en 38) is te zien dat elke vinger uit één onderdeel bestaat. Na het eerste ontwerp van de vingers zijn de gaten voor de bevestiging van het visdraad verplaatst van ventraal distaal (figuur 35) naar ventraal proximaal (figuur 36). Hierdoor is de momentsarm over het MCP-gewricht kleiner geworden en lopen de aansturingskabels niet volledig over de vingers waardoor deze minder snel beschadigen. De positie van de gaten aan de dorsale zijde van de vingers voor de

bevestiging van het elastiekdraad aan de handpalm is niet veranderd. Het elastiekdraad zorgt voor het automatisch terugveren van de vingers in de rustpositie. Het bevestigingsonderdeel van de duim aan de handpalm was in het eerste ontwerp gelijk aan die van de vingers (figuur 36). De baan van de aansturingskabel bevatte echter scherpe bochten en er moest in tegengestelde richting aan de aansturingskabel worden getrokken om de duim te flecteren. Om de aansturing van de duim te optimaliseren, is er een verlenging aan het bevestigingsonderdeel van de duim gemaakt en deze is onder een hoek gezet (figuur 37). Hierdoor is de baan van de aansturingskabel van de duim een rechte lijn en wordt er in gelijke richting aan de aansturingskabel getrokken als waarin de duim flecteert. Het gevolg hiervan is dat het minder kracht kost om de duim te flecteren.

5.2 MCP-gewricht

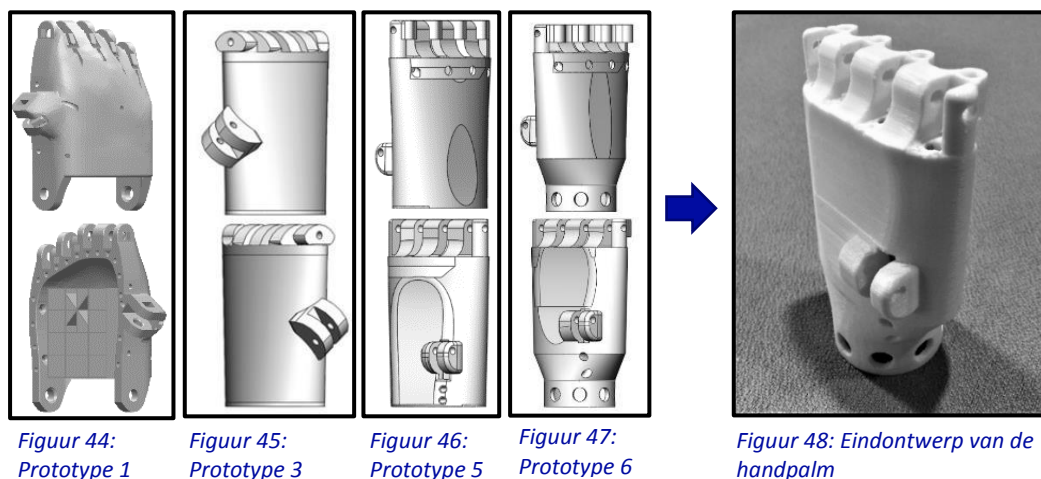
Het CIO van de MCP-gewrichten:



Direct na het eerste prototype is er besloten dat de MCP-gewrichten van de prothese (één voor de duim en één voor de andere vier vingers) een scharnierpin wordt. Alle scharnieren uit de verschillende prototypes hebben hetzelfde werkingsprincipe. De enige verandering die het ontwerp van de MCP-gewrichten heeft doorgemaakt, is dat de inkeping eerst dieper was (figuur 39 en 40) dan de inkeping die te zien is in het eindontwerp (figuur 41 t/m 43). De verkorting van de inkeping gaf aanzienlijk meer stevigheid en dezelfde functionaliteit werd behouden.

5.3 Handpalm

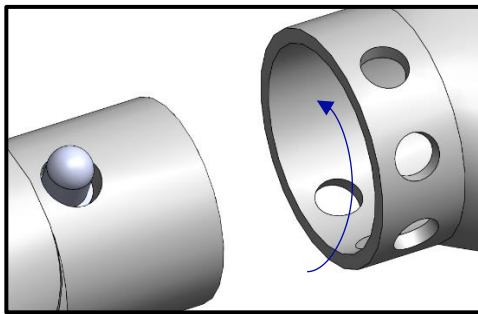
Het CIO van de handpalm:



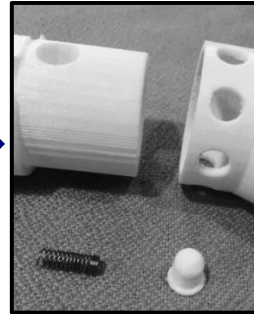
De eerste zelf ontworpen handpalm had een ovalen vorm (figuur 45). Het bolle oppervlak aan de palmaire zijde van de handpalm bleek echter nadelig voor het vastpakken van voorwerpen. Dit is daarom veranderd naar een hol oppervlak vergelijkbaar met een hand (figuur 46). Ook is de positie van de duim op de handpalm veranderd ten behoeve van het krachtenspel (H5.1). In plaats van de hoek waaronder de duim stond ten opzichte van de vingers (figuur 45) is de duim recht tegenover de wijs- en middelvinger geplaatst (figuur 46). In het laatste ontwerp van de handpalm (figuur 47 en 48) is het bevestigingsonderdeel van de vingers dichter naar de handpalm verplaatst, is de handpalm verkort en zijn er geleidingen toegevoegd voor het elastiekdraad. Dit laatste was noodzakelijk, omdat het elastiekdraad dat aan de wijsvinger en pink vastzat naar de zijkant van de handpalm schoot. Hierdoor veerden deze vingers niet automatisch terug in de ruststand. Door de genoemde aanpassingen is de handpalm meer één geheel geworden, heeft het een realistischer uiterlijk en heeft de handpalm knokkels gekregen.

5.4 Polsgewricht

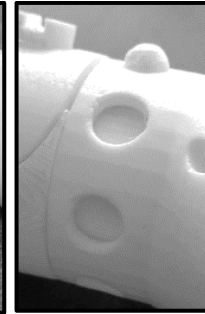
Het ontwerp van het polsgewricht:



Figuur 49: Eindontwerp van de pols; proximale en distale deel



Figuur 50: Eindontwerp van de pols; de losse onderdelen

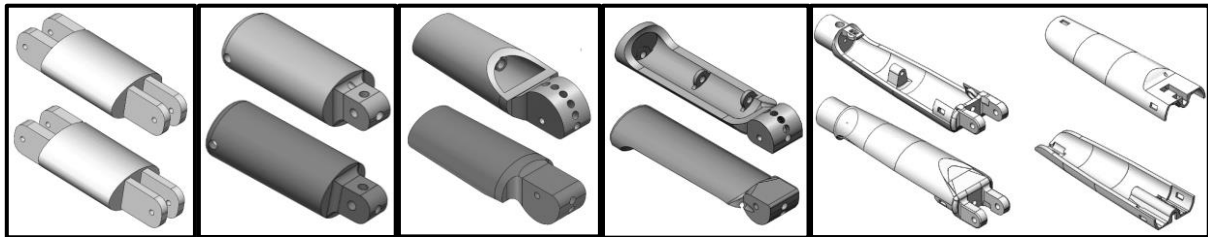


Figuur 51: Eindontwerp van de pols

De prothese bevat pas vanaf het laatste prototype een polsgewricht. Het polsgewricht heeft dus geen CIO doorgemaakt. Het polsgewricht is gebaseerd op het principe van een elleboogkruk. Het verstellen van de kruk gaat door middel van het indrukken van een pin en vervolgens het omhoog of omlaag schuiven van de kruk. De pin valt vanzelf in het eerstvolgende gat waardoor de kruk in lengte is verstelt. Bij het ontworpen polsgewricht werkt het precies zo, alleen vindt er geen verticale verplaatsing maar een roterende verplaatsing om de longitudinale as plaats (figuur 49). Er zitten zes ronde gaten in de pols die zo zijn gepositioneerd dat de hand vanuit de anatomische houding 180° kan proneren. Dit is vergelijkbaar met de werkelijke bewegingsuitslag in de onderarm om de longitudinale as. Een bijkomend voordeel is dat de aansturingskabel die midden door de pols loopt niet oneindig kan ronddraaien, maar steeds terugdraait naar de rustpositie. De pin die in de gaten valt, is bevestigd aan de onderarm (figuur 49). Door middel van een veer kan de pin worden ingedrukt (figuur 50).

5.5 Onderarm

Het CIO van de onderarm:



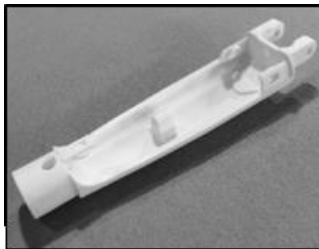
Figuur 52: Prototype 1

Figuur 53: Prototype 2

Figuur 54: Prototype3

Figuur 55: Prototype 5

Figuur 56: Prototype 6



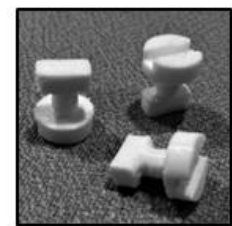
Figuur 57: Onderarm zonder deksel



Figuur 58: Onderarmdeksel



Figuur 59: Eindontwerp onderarm

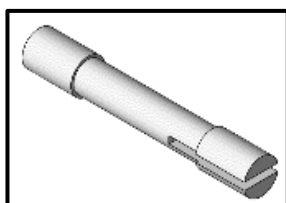


Figuur 60: Drie T-schroeven

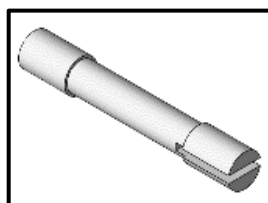
Het ontwerp van de onderarm is vanaf het eerste ontwerp tot het eindontwerp een holle, ovale cilinder geweest (figuur 52 t/m 55). Vanaf prototype 4 is de onderarm open (figuur 55) om het visdraad van de vingers aan de stalen aansturingskabel te bevestigen en om de Bowdenkabel op de juiste plek te monteren. Het eindontwerp van de onderarm bevat een deksel om de onderarm dicht te maken en heeft een conische vorm vergelijkbaar met een onderarm (bij de elleboog is de arm breder dan bij de pols) ten behoeve van het uiterlijk van de onderarm (figuur 56 t/m 59). De deksel kan gemakkelijk worden gemonteerd en gedemonteerd door middel van drie T-schroeven (figuur 60). Twee grote veranderingen tussen prototype 5 en 6 zijn het verloop van de aansturingskabel en het EL. Om de momentsarm over het ellebooggewricht te vergroten, loopt de aansturingskabel in het eindontwerp ventraal, proximaal en iets lateraal in de onderarm door de deksel naar de bovenarm. Het EL is in het eindontwerp in de deksel van de onderarm geplaatst. Hierdoor bevindt het bevestigingsonderdeel van de onder- aan de bovenarm zich op het proximale uiteinde van de onderarm. Aan het distale uiteinde van de onderarm is het gedeelte van de pols bevestigd waar de handpalm overheen schuift (figuur 59).

5.6 Ellebooggewricht

Het CIO van het ellebooggewricht:



Figuur 61: Prototype 3



Figuur 62: Prototype 6

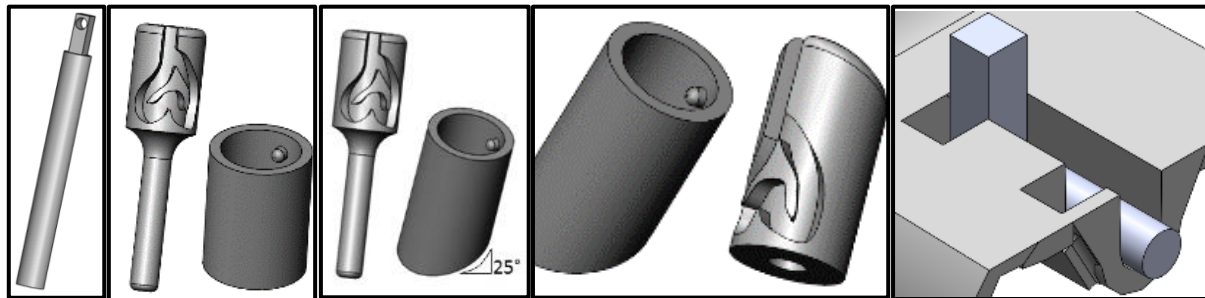


Figuur 63: Eindontwerp van het ellebooggewricht

Het ellebooggewricht van de prothese bestaat uit een pin met daarin een inkeping (figuur 63). Het werkingsprincipe is hetzelfde als die van de MCP-gewrichten (H5.2). Ook hier is de inkeping in verhouding met eerdere prototypes van het ellebooggewricht om dezelfde reden minder diep gemaakt (figuur 61 en 62).

5.7 Ellebooglocksysteem

Het CIO van het EL:



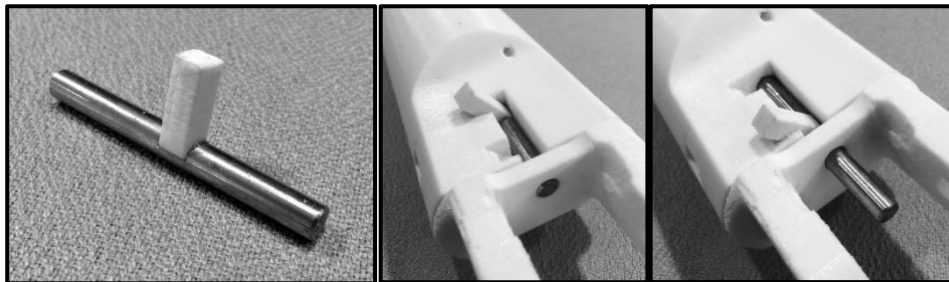
Figuur 64: Prototype 2

Figuur 65: Prototype 3

Figuur 66: Prototype 4

Figuur 67: Prototype 5

Figuur 68: Prototype 6



Figuur 69: Pinlock

Figuur 70: Pinlock; unlock

Figuur 71: Pinlock; lockt

In de analyse (H3.4) is er besloten om een actieve aansturing te ontwikkelen voor het EL. Hiervoor is in overleg met D. Plettenburg het idee ontstaan om het klik-mechanisme van een Bruynzeelpen na te bootsen: deze heeft een aan- en een uit stand (figuur 72 en 73). Dit idee is uitgewerkt en te zien in figuur 65 t/m 67.

Het 3D-geprinte, actief aangestuurde EL werkte op de juiste manier als deze in de ideale positie getest werd. Helaas bleek het echter een erg gevoelig systeem te zijn en de onnauwkeurigheid van de prints bleek een probleem. Er was veel nabewerking van de prints nodig om het systeem werkend te krijgen waardoor niet elk geprint EL hetzelfde was. Daarnaast is het mechanisme omgedraaid; in plaats van te klikken (duwen) in de Bruynzeelpen, moet er aan de aansturingskabel van het EL getrokken worden door middel van elevatie in de schouder. Hiervoor is spanning op de kabel, die aan het EL en aan het harnas vastzit, nodig. Als de EL in een lockpositie staat wordt de kabel op spanning afgesteld. Op het moment dat de pin in een unlock positie staat, staat de kabel niet meer op spanning en is het niet meer mogelijk om met elevatie van de schouder de EL te locken. Dit komt doordat elevatie van de schouder niet genoeg lengteverschil in de aansturingskabel kan genereren. Daarnaast gaf de proefpersoon aan dat amputatiepatiënten volledig op de prothese moeten kunnen vertrouwen, ofwel dat het EL 100% betrouwbaar moet zijn. Door de input van de proefpersoon, de hierboven genoemde bezwaren en het gebrek aan tijd is er besloten om een 100% betrouwbare, passieve EL te ontwikkelen. Het gevolg hiervan is dat de TH-amputatiepatiënt de arm aan de niet aangedane zijde moet gebruiken om de elleboog op slot te zetten.



Figuur 72: Bruynzeel-penmechanisme; pen aan

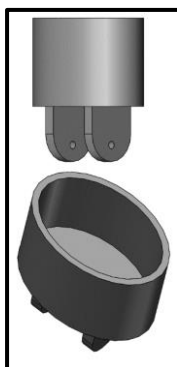


Figuur 73: Bruynzeel-penmechanisme; pen uit

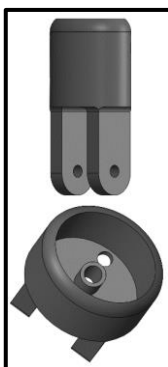
Voor de passieve EL is er een pinlock ontwikkeld welke beweegt aan de ventrale zijde, proximaal in de onderarm (figuur 68). De pinlock wordt in één van de gaten die in de bovenarm zitten, geschoven. Als de onderarm in de gewenste stand staat, kan de pinlock in de inham gedraaid worden die in de deksel van de onderarm zit. Zo staat de pinlock vast (figuur 70 en 71). De inham zit aan de mediale zijde, omdat het schuifje eruit zou kunnen vallen bij abductie van een geflecteerde onderarm als de inham aan de laterale zijde zou zitten. De arm kan namelijk vanuit de anatomische houding, met een geflecteerde onderarm, niet verder adduceren omdat het lichaam in de weg zit. Daarbij is het idee ontstaan om kleine magneten in de inhammen te plaatsen zodat de pinlock extra goed op zijn plaats blijft zitten. Het is echter niet gelukt om dit in het laatste prototype te verwerken, omdat de pinlock magnetisch is. Als er wordt gekozen om de pinlock te 3D-printen kunnen de kleine magneten wel worden gemonteerd.

5.8 Bovenarm

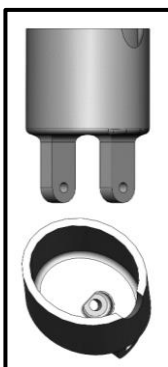
Het CIO van de bovenarm:



Figuur 74: Prototype 1



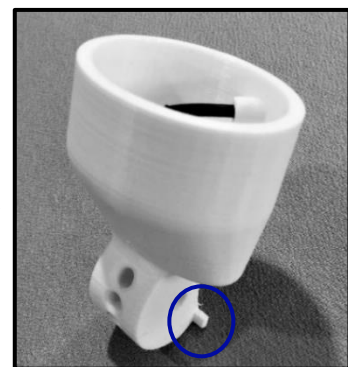
Figuur 75: Prototype 2



Figuur 76: Prototype 5



Figuur 77: Prototype 6



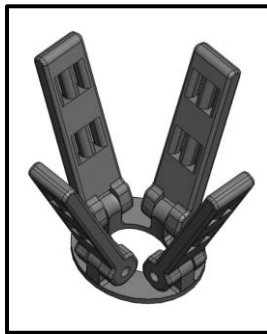
Figuur 78: Eindontwerp van de bovenarm

Prototype 1 t/m 5 van de bovenarm zijn redelijk vergelijkbaar met elkaar (figuur 74 t/m 76). Het grote verschil tussen prototype 5 en 6 komt door de verandering van het EL (H5.7). De afmetingen van de bovenarm gedurende de verschillende prototypes waren afhankelijk van de grootte van het EL om het monteren hiervan te vergemakkelijken. Doordat het EL zich in het eindontwerp niet meer in de bovenarm bevindt, zijn de afmetingen van de bovenarm zo gekozen dat deze mooi overloopt in de koker. Hierdoor lijkt dit één geheel. Het is niet mogelijk om deze onderdelen als geheel te printen, omdat de Bowdenkabel in de bovenarm gemonteerd moet worden. Daarbij zijn de gaten voor het EL in het eindontwerp distaal aan de bovenarm bevestigd (figuur 77 en 78). Het voordeel van deze veranderingen in het ontwerp is dat de bovenarm korter is geworden. Hierdoor kunnen TH-amputatiepatiënten met een lange stomp ook gebruik maken van de prothese. Als het

bovenarmgedeelte erg lang is en de amputatiepatiënt een lange stomp heeft dan zal de elleboog van de prothese lager zitten dan de elleboog aan de niet aangedane zijde. Daarnaast zijn de gaten voor de aansturingskabel in elk prototype van de bovenarm anders gepositioneerd. In het eindontwerp is er bepaald op welke plaatst de gaten moeten komen (zie de bouwtekening van de bovenarm B10.4) om een zo groot mogelijke momentsarm over het ellebooggewricht te creëren én om de aansturingskabel in een rechte lijn van de onderarm door de bovenarm naar het harnas te laten lopen. Tenslotte is er in het eindontwerp een stop ontworpen die voorkomt dat er hyperextensie in het ellebooggewricht kan plaatsvinden (in de blauwe cirkel in figuur 78).

5.9 Koker

Het CIO van de koker:



Figuur 79: Prototype 4



Figuur 80: Prototype 5



Figuur 81: Prototype 6



Figuur 82: Eindontwerp van de koker

Het ontwerp van de koker heeft drie versies gekend (figuur 79 t/m 81). Het eerste prototype was een algemene koker die vier lamellen bevatte waar klittenband doorheen was geweven. De vier lamellen werden om de stomp geplaatst en vervolgens met het klittenband aangetrokken. De prothese bleef echter niet goed hangen waardoor er een op maat gemaakte koker is ontworpen. Hiervoor is de stomp van de proefpersoon ingezwachteld met gips. Daarvan is een positief gemaakt welke is gescand met een 3D-scanner (Artec Eva). Op deze scan is een koker getekend in SW met daarop in eerste instantie vier haken (figuur 80) en in het eindontwerp drie haken (figuur 81 en 82) ter bevestiging van het harnas. Met behulp van de banden aan het harnas en de gespen hieraan kan de prothese strak worden aangetrokken. Het verschil tussen prototype 5 en 6 van de koker zit voornamelijk in de uitlijning van de prothese en de vorm van de koker zodat deze mooi overloopt in de bovenarm. De koker wordt aan de bovenarm bevestigd met secondelijm.

5.10 Harnas



Figuur 83: Prototype 4, achteraan



Figuur 84: Prototype 4, vooraan

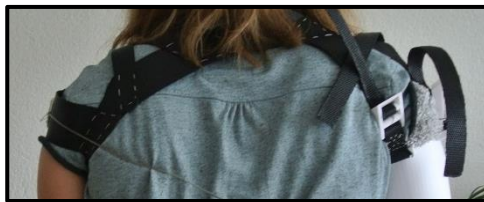


Figuur 85: Prototype 4, gaten ter bevestiging van

Het ontwerp van het harnas van de prothese is in eerste instantie gebaseerd op het *Figuur 8* harnas (figuur 83). Aan het eindontwerp van het harnas is echter veel aangepast waardoor het niet meer op

een *Figuur 8* harnas lijkt. Deze aanpassingen komen voort uit de testen. Ten eerste is de aanhechting van de aansturingskabel op het harnas verplaatst van iets lateraal van het midden achterop de rug in de richting van de schouder aan de niet aangedane zijde (in de blauwe cirkel in figuur 83) naar lateraal, proximaal op de bovenarm van de niet aangedane zijde (figuur 89). De reden hiervoor was dat de proefpersoon niet genoeg lengteverschil in de aansturingskabel kon genereren met protractie van de schouder(s) om de prothesehand volledig te sluiten op het moment dat de elleboog in een hoek van 90° stond. Ten tweede is er in het eindontwerp geen aanhechting van de aansturingskabel van het EL systeem aan het harnas, omdat de EL niet meer actief maar passief wordt aangestuurd. Tenslotte is ook de bevestiging van de aansturingskabel aan het harnas veranderd. Dit is goed te zien in figuur 85 en 89.

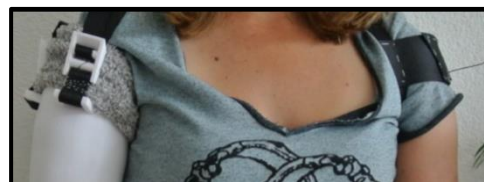
In figuur 86 t/m 89 is het eindontwerp van het harnas te zien in de verschillende aanzichten.



Figuur 86: Harnas; achteraanzicht



Figuur 87: Harnas; rechterzij aanzicht



Figuur 88: Harnas; vooraanzicht



Figuur 89: Harnas; linkerzij aanzicht

5.11 Kabelverloop en -geleiding

Het kabelverloop in de prothese is gedurende de prototypes veranderd, maar in de basis is het verloop hetzelfde. Zo loopt de kabel in alle prototypes palmair van het MCP-gewricht, zodat er bij spanning op de kabel een flexiebeweging van de vingers ontstaat, en ventraal van het ellebooggewricht, zodat er bij spanning op de kabel een flexiebeweging van de onderarm ontstaat. Het verschil in kabelverloop zit vooral in het ontwerp van de onder- en bovenarm en in de wel of niet aanwezigheid van het polsgewricht.

Het kabelverloop in het eindontwerp is op de volgende manier. Het visdraad loopt vanaf de aanhechting ventraal, proximaal aan de vingers door de handpalm en gaat midden door de pols naar de onderarm. Direct na het polsgewricht in de onderarm gaat het visdraad over in een staalkabel door middel van een kroonsteentje. Een paar centimeter verder gaat de stalen kabel de buitenkabel in. Deze buigt in de onderarm licht naar lateraal en vervolgens komt alleen de stalen kabel ventraal, lateraal ten opzichte van het ellebooggewricht naar buiten. Daarna gaat de kabel ventraal, lateraal de bovenarm in waar deze direct weer door de buitenkabel gaat. De stalen kabel verlaat de bovenarm net iets mediaal van het midden aan de dorsale zijde en gaat tenslotte direct naar de aanhechting op het harnas; lateraal, proximaal op de bovenarm van de niet aangedane zijde.

In de eerste prototypes is voor de gehele aansturingskabel van de prothese visdraad gebruikt en voor de buitenkabel een rubberen flexibele buis. De rubberen buis gaf echter te veel wrijving in combinatie met het visdraad en het visdraad gaf te veel rek in de kabel. Daarom is in het eindontwerp het gedeelte van de aansturingskabel vanaf de vingers tot aan de pols van visdraad, aangezien hier rek in de kabel

gewenst is (H3.6). Het gedeelte van de pols tot aan het harnas is van de remkabel van een fiets. Voor de geleiding van de aansturingskabel wordt de buitenremkabel van een fiets gebruikt.

De bevestiging van de buitenkabel in de onder- en bovenarm gaat op de volgende manier. Op de positie waar de buienkabel vast komt te zitten in de onder- en bovenarm zijn holle buizen van 3D-geprint materiaal met een lengte van één centimeter gemaakt. De diameter van deze buizen is zo gekozen dat de buitenkabel er precies in past. De laatste 3mm van de holle buis heeft een smallere diameter waar alleen de aansturingskabel doorheen past. Dit is goed te zien in de bouwtekening van de bovenarm (B10.4). Doordat de buitenkabel op spanning in de twee holle buizen wordt gezet, wat enige kracht vereist, blijft de buitenkabel op zijn plaats zitten (figuur 90).



Figuur 90: Buitenkabel bevestigd in de bovenarm in twee holle 3D-geprinte buizen

5.12 Aansturing van de prothese

In eerste instantie was de aansturing van de prothese in twee onderdelen verdeeld: één kabel die de beweging in het ellebooggewricht en in het MCP-gewricht aanstuurt en één andere kabel die het actief aangestuurde EL aanstuurt. Het actief aangestuurde EL heeft echter plaats gemaakt voor een passief locksysteem (H5.7) waardoor de aansturing is veranderd. Met elevatie van de schouder was het niet mogelijk om het EL actief aan te sturen. Ondanks dat hier andere bewegingen voor geprobeerd zijn, zoals abductie van de arm en depressie van de schouder, bleek het niet mogelijk om het benodigde lengteverschil in de aansturingskabel te bewerkstelligen. De passief aangestuurde EL in het eindontwerp wordt aangestuurd door met de hand aan de niet aangedane zijde de pinlock naar voren (distaal, unlock) en naar achter (proximaal, lock) te schuiven.

De volledige aansturing van het laatste prototype zoals deze is getest, is als volgt: de bewegingen in het elleboog- en MCP-gewricht worden aangestuurd met één kabel door middel van protractie van de schouder aan de niet aangedane zijde. Hierbij flecteert eerst de onderarm. Als deze in de gewenste stand staat, kan de elleboog worden gelockt met de EL. Als er opnieuw protractie van de schouder aan de niet aangedane zijde wordt uitgevoerd, flecteren de vingers. Het polsgewricht wordt passief bedient door een pin in te drukken en tegelijkertijd de pols te draaien. De EL en de beweging in het polsgewricht worden dus beiden passief aangestuurd en de bewegingen in het MCP- en ellebooggewricht actief.

6. Testen

In dit hoofdstuk worden de verschillende testen die zijn uitgevoerd bij prototype 3 t/m 6 toegelicht. Prototype 1 en 2 zijn niet getest, omdat deze nog niet functioneerde volgens de algemene aansturing van TH-protheses. Er zijn zowel testen uitgevoerd zonder proefpersoon als met de proefpersoon.

6.1 Testen zonder proefpersoon

Ten eerste zijn er testen uitgevoerd om te kwantificeren of de trekkracht die nodig is om de prothese aan te sturen daadwerkelijk verbeterden gedurende de ontwikkelingen in het ontwerp van de prothese. Hiervoor wordt gebruik gemaakt van de 'Super Samson Salter', oftewel een krachtmeter. Deze krachtmeter wordt bevestigd aan het uiteinde van de aansturingskabel van de prothese. Daarna wordt de prothese vastgehouden zoals te zien is in figuur 91. Vervolgens wordt er aan de krachtmeter getrokken in verticale richting. De kracht die geleverd wordt, wordt op ooghoogte van de krachtmeter afgelezen in kilogram en omgerekend naar Newton. De trekkracht in de kabel wordt voor vier verschillende situaties getest:

1. De arm wordt vanuit de ruststand tot 90° geflecteerd
2. De arm wordt vanuit de ruststand maximaal geflecteerd
3. De arm wordt in de ruststand gelockt en de vingers worden geflecteerd totdat de duim de wijs- en middelvinger raakt
4. De arm wordt in 90° flexie gelockt en de vingers worden geflecteerd totdat de duim de wijs- en middelvinger raakt

De resultaten van deze testen zijn te zien in tabel 1. De trekkracht in de aansturingskabel is niet gemeten bij prototype 4 en 5, omdat het kabelverloop en de -geleiding nagenoeg gelijk waren aan die van prototype 3 met geleiding 2.



Figuur 91: Meetopstelling voor de trekkrachtmeting in de aansturingskabel

Tabel 1: Trekkracht in de aansturingskabel bij verschillende prototypes

Prototypes	Prototype 3	Prototype 3 met geleiding 2	Prototype 6; Eindontwerp
Situatie	Trekkracht [N]	Trekkracht [N]	Trekkracht [N]
Van rustpositie naar 90° elleboogflexie	19	10	15
Van rustpositie naar volledige elleboogflexie	24	12	25
Elleboog gelockt in rustpositie; de vingers flecteren tot contact duim met wijs- en middelvinger	48	30	27,5
Elleboog gelockt in 90° elleboogflexie; de vingers flecteren tot contact duim met wijs- en middelvinger	60	28	30

Er is geprobeerd de maximale knijpkracht in de vingers te meten, maar de prothese hand bleek de handkracht meter niet goed te kunnen omsluiten waardoor deze test niet mogelijk was.

Tabel 2: Gewicht van de verschillende prototypes

Prototypes	Gewicht [g]
Prototype 1	430,6
Prototype 2	201,3
Prototype 3	299,4
Prototype 4	515,3
Prototype 5	619,5
Prototype 6	775,4

Verder is ook het gewicht van alle prototypes gemeten. Dit is weergegeven in tabel 2. Hierin is te zien dat het laatste prototype het zwaarst is en daarbij ook een stuk zwaarder is dan het vorige prototype. Dit is te verklaren door de deksel die op de onderarm is bevestigd en door het toevoegen van het polsgewricht.

6.2 Testen met proefpersoon

Daarnaast zijn er testen uitgevoerd met de proefpersoon. Bij prototype 4 waren er niet veel testen uitvoerbaar, doordat dit prototype niet goed genoeg aan de stomp van de proefpersoon bleef hangen. Bij prototype 5 zijn er voornamelijk testen uitgevoerd met betrekking tot de aansturing van de prothese. Hieruit bleek dat het actieve EL, ook na meerdere aanpassingen, niet 100% betrouwbaar is en dat het lengteverschil wat gegenereerd kon worden in de aansturingskabel niet groot genoeg was. De enige test die is uitgevoerd met prototype 5 om de functionaliteit van de prothese te testen, is het vasthouden van een flesje water. Het flesje water kon worden vastgehouden vanwege de anatomische stand van de hand. Hierdoor bleef het flesje in de handpalm liggen. Er kon op deze manier niet getest worden of de proefpersoon in staat was om het flesje vast te houden door middel van knijpkracht. Bij prototype 6 daarentegen zijn wel testen met betrekking tot de functionaliteit van de prothese uitgevoerd, omdat dit prototype een polsgewricht bevat. Alle testen die bij dit prototype zijn uitgevoerd zijn hieronder weergegeven aan de hand van figuren met daarbij een beschrijving wat er is getest. Figuur 92 t/m 97 geven de testen met betrekking tot het aansturen van de prothese weer en figuur 98 t/m 105 geven de testen met betrekking tot de functionaliteit weer.



Figuur 92: EL gelockt



Figuur 93: Vingers geëxtendeerd



Figuur 94: Pols in 180° mediorotatie



Figuur 95: EL unlockt



Figuur 96: vingers geflecteerd

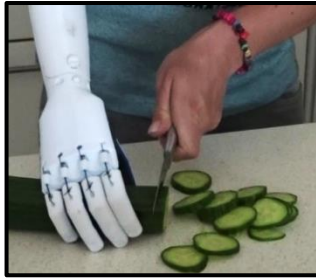


Figuur 97: Pols in 90° mediorotatie

In de figuren 92 en 95 is te zien dat de proefpersoon het EL in de lock en unlock positie zet. In de figuren 93 en 96 is te zien dat de proefpersoon de bewegingen in de MCP-gewrichten kan aansturen en in de figuren 94 en 97 is te zien dat de proefpersoon het polsgewricht aanstuurt.



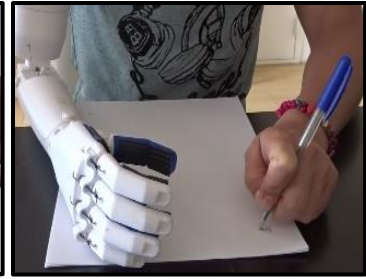
Figuur 98: Blikje openen



Figuur 99: Komkommer snijden



Figuur 100: Zakje open knippen



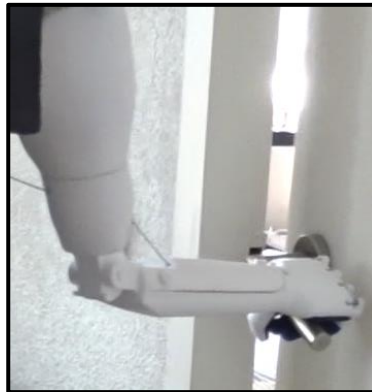
Figuur 101: Papier op zijn plek houden tijdens het schrijven



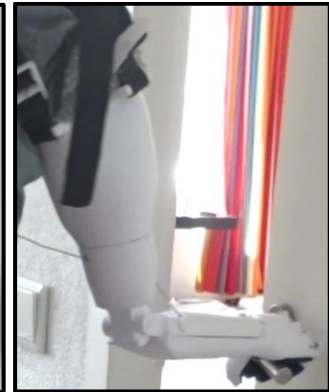
Figuur 102: Flesje vasthouden



Figuur 103: Flesje opendraaien



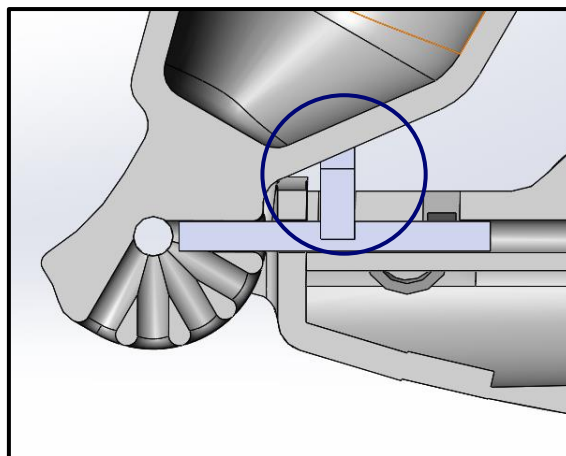
Figuur 104: Deurklink naar beneden duwen



Figuur 105: Deur openen

In figuur 98, 99, 100, 102 en 103 is te zien hoe de proefpersoon verschillende objecten kan klemmen in de prothesehand. Daarnaast kan de proefpersoon met de prothese een papiertje op zijn plaats houden zodat ze met haar niet aangedane hand kan schrijven (figuur 101) en ze kan een deur open en dicht doen (figuur 104 en 105). Het openen en sluiten van de deur is niet een typisch tweehandige taak, maar laat zien dat de prothese ook in staat is om een neerwaartse kracht te genereren.

Verder bleek tijdens de laatste test dat de proefpersoon niet in staat is om de prothese in de uiterste elleboogflexiestand te locken doordat de pinlock de bovenarm raakt. Dit is ook te zien in de blauwe cirkel in figuur 106.



Figuur 106: Dwarsdoorsnede in SW van de boven- en onderarm met pinlock

7. Discussie

Het eindontwerp van de prothese is getoetst aan het opgestelde pakket van eisen en wensen. Hieruit blijkt dat de prothese niet voldoet aan twee eisen en één wens. De prothese heeft namelijk respectievelijk geen actief aangestuurd EL, geen coating waardoor de prothese vuilafstotend is en de prothese bestaat niet volledig uit 3D-geprinte onderdelen.

De eerste eis is niet gehaald, doordat de actief aangestuurde EL niet honderd procent betrouwbaar bleek te zijn. De eis dat de EL honderd procent betrouwbaar moet zijn, weegt daarbij zwaarder dan de eis dat de EL actief aangestuurd moet zijn. De tweede eis is niet gehaald vanwege tijdgebrek; het was niet meer mogelijk om een marktonderzoek uit te voeren naar welke coating geschikt is voor het gebruikte 3D-geprinte materiaal. Daarbij komt dat er in het eindontwerp geen rekening gehouden is met een paar millimeter extra materiaaldikte van de coating waardoor het eindontwerp inclusief coating niet meer perfect in elkaar zou passen. Het bleek onmogelijk om de wens uit te voeren omdat sommige onderdelen simpelweg niet te printen zijn met de gebruikte 3D-printers. Denk aan de stalen aansturingskabel, het kroonsteentje met de kleine schroeven en schroefdraad of het harnas van de prothese.

Ten tweede worden de bevindingen uit de testen onder de loep genomen. Hieruit blijkt dat het tussen 14-31N aan trekkracht in de aansturingskabel kost om de prothese aan te sturen. In vergelijking met andere prothesen is dit erg weinig, namelijk 20-60N (D.H. Plettenburg). Daarin is ook te zien dat de trekkracht in de aansturingskabel bij het eindontwerp iets groter is dan bij prototype 3 met geleiding 2. Dit is te verklaren doordat het eindontwerp van de onderarm zwaarder is geworden door toevoeging van het polsgewricht en de deksel op de onderarm. Daarnaast blijkt uit de testen met de proefpersoon met het laatste prototype dat zij alle onderdelen van de prothese correct en gemakkelijk kan aansturen. Ook blijkt uit deze testen dat ze veel functionele handelingen kan verrichten waarbij men twee handen nodig heeft. De prothese diende dus als hulpmiddel waardoor de amputatiepatiënt weer handelingen kon verrichten die zonder de prothese niet mogelijk zijn. Denk hierbij aan de dop van een fles draaien of een verpakking openen.

Ten derde is het in het laatste prototype niet mogelijk om de onderarm in de uiterste flexiestand te locken. Dit komt doordat de pinlock de bovenarm raakt.

Ten vierde is de gewenning van de proefpersoon aan de prothese een discussiepunt. Zo kan de proefpersoon bij het testen na weinig tijd een handeling als moeilijk ervaren, terwijl het gebruik van de prothese na enige tijd gemakkelijker kan worden door gewenning en ervaring. Het is daarom nu nog niet mogelijk om harde grenzen aan te geven over wat de proefpersoon wel of niet kan met de prothese.

Tenslotte is een doelstelling van dit project om de prothese zo goedkoop mogelijk te vervaardigen. Op dit moment zijn de materiaalkosten van de prothese €39,63. Dit bedrag is dus vastgesteld exclusief arbeidsuren en de afschrijving van de 3D-printers. Als er alleen naar de materiaalkosten van de prothese wordt gekeken is deze relatief goedkoop in vergelijking met de hand van Project Daniel (H2.2). Deze kosten kunnen worden gereduceerd door zelf het supportmateriaal in de ontwerpen te tekenen. Dit support materiaal is nu namelijk 48% van het totale printmateriaal. Dit staat gelijk aan €15,25. Het volledige overzicht staat in de bijlage (B10.3).

8. Conclusie en aanbevelingen

8.1 Conclusie

De eerste conclusie die uit dit verslag getrokken kan worden, is dat de ontwikkelde prothese bijna volledig uit 3D-geprinte onderdelen bestaat. Een aantal onderdelen waren niet mogelijk om op de beschikbare 3D-printers te printen, zoals de stalen aansturingskabel, het harnas of het kroonsteentje.

Ten tweede kan er uit de testen met de proefpersoon geconcludeerd worden dat de ARM3D inderdaad als hulpmiddel dient waardoor de amputatiepatiënt weer verscheidene handelingen kan verrichten die zonder de prothese niet mogelijk zijn, oftewel handelingen waarbij men twee handen nodig heeft.

Ten derde zijn van de in totaal twintig eisen en acht wensen, twee eisen (een actief aangestuurd EL en een coating tegen het vuil) en één wens (elk onderdeel van de prothese is gemaakt van 3D-geprint materiaal) niet behaald. Ondanks dat, kan er worden geconcludeerd dat er een werkend prototype is neergezet.

Ten vierde moet de conclusie worden getrokken dat noodzakelijk is om het eindontwerp van de prothese door te ontwikkelen voordat het daadwerkelijk functioneel gebruikt kan worden in het dagelijkse leven. In sommige houdingen kan de aansturing van de prothese nog veel kracht kosten en er moet nog worden onderzocht in hoeverre de prothese bestand is tegen slijtage en grote krachten.

Ten vijfde kan er geconcludeerd worden dat de ARM3D lichter is (775,4 gram) dan bestaande TH-prothesen. Een samengestelde prothese van Ottobock weegt bijvoorbeeld 1166 gram (33) (34) (35).

Tenslotte kan er gesteld worden dat het doel van dit project is behaald. Er is een tastbare lichaamsbetrachtigde, transhumerale, 3D-geprinte prothese ontwikkeld waarmee de doelgroep van het DGI wordt vergroot.

8.2 Aanbevelingen

Voor de eventuele verdere ontwikkeling van de ARM3D worden de volgende aanbevelingen gegeven.

Het ontwikkelen van een actief aangestuurde EL met 100% betrouwbaarheid. De voorkeur voor de EL van de prothese ligt bij een actief aangestuurd systeem. Daarbij is het echter het belangrijkste dat de EL honderd procent betrouwbaar is. In deze prothese is uiteindelijk een honderd procent betrouwbare passief aangestuurde EL gemaakt, omdat de actieve lock niet betrouwbaar genoeg was. Een aanbeveling is daarom om een honderd procent betrouwbare actief aangestuurde EL te ontwikkelen voor in de prothese. Hiervoor moet er verder onderzoek worden gedaan naar de aansturing van de actief aangestuurde EL.

Optimaliseren van het kabelverloop in de prothese. Het verloop van de aansturingskabel in de prothese werkt op dit moment; eerst vindt er beweging in het ellebooggewricht plaats en daarna in de MCP-gewrichten. Er is nagedacht over het optimale kabelverloop in de prothese, maar er is hier geen uitgebreid onderzoek naar gedaan. De aanbeveling is dan ook om te onderzoeken met behulp van onder andere krachtenanalyses of het kabelverloop in de prothese nog efficiënter kan waardoor de aansturing nog minder kracht kost.

Hoge krachten op de deksel van de onderarm verminderen. Er staat bij het gebruik van de prothese een hoge kracht op de deksel van de onderarm doordat de buitenkabel van de aansturingskabel hier een aanhechting heeft. Het gevolg daarvan is dat de deksel van de onderarm een stukje omhoog kan komen bij een zware belasting van de prothese en bij een te zware belasting kunnen zelfs de drie T-schroeven breken. Een aanbeveling is om te onderzoeken bij hoeveel kracht op de aansturingskabel de T-schroeven breken en om deze maximale toelaatbare kracht te verhogen. Dit kan gedaan worden

door het kabelverloop in de prothese te veranderen waardoor deze niet meer door de onderarmdeksel loopt of door een andere manier van bevestiging van de deksel aan de onderarm te bedenken in plaats van de 3D-geprinte T-schroeven.

Maximaaltesten/sterkte berekeningen uitvoeren. Vanwege de beperkte afstudeertijd is het niet mogelijk geweest om maximale krachttesten op het eindontwerp van de prothese uit te voeren. Het is interessant en goed om te weten wat de maximale kracht is die de prothese in verschillende standen aankan, hier kan de TH-amputatiepatiënt dan rekening mee houden in het dagelijks leven. Een aanbeveling is om deze testen uit te voeren zodat er meer over de prothese bekend is.

Ontwikkelen van omhulsel om de aansturingskabel op de rug. In figuur 107 is het huidige verloop van de aansturingskabel op de rug van de proefpersoon te zien. Uit de feedback van de proefpersoon blijkt dat dit niet vervelend of pijnlijk is, maar uit observatie lijkt het toch dat deze kabel in de rug snijdt. Hierdoor is de verwachting dat er na enige tijd irritaties ontstaan. Om die reden is de aanbeveling om iets te maken waardoor de aansturingskabel minder of niet in de rug van de amputatiepatiënt snijdt.



Figuur 107: Aansturingskabel verloop op de rug

Optimale aanhechtingspositie van de aansturingskabel op het harnas onderzoeken. Het is belangrijk om een zo optimaal mogelijke aanhechtingspositie van de aansturingskabel op het harnas toe te passen. Het is gewenst om een zo groot mogelijke lengteverandering in de aansturingskabel te kunnen generen door middel van protractie van de niet aangedane schouder. Een aanbeveling is om de positie van de aanhechting van de aansturingskabel op het harnas nader te onderzoeken en te onderbouwen met bewegingsanalyses.

Mechanisme ontwikkelen dat de vingers vast kan zetten als deze in een geflecteerde stand staan. De TH-amputatiepatiënt moet nu constant kracht leveren met de schoudergordel om een voorwerp voor langere tijd vast te houden. Door een mechanisme te ontwikkelen dat ervoor zorgt dat de hand ook op slot gezet kan worden, kan de TH-amputatiepatiënt ontspannen een voorwerp vasthouden. Hiervoor kan er gekeken worden naar de systemen van TRS (H2.3.2).

Gewicht van de prothese minimaliseren. Ondanks dat de prothese zo licht mogelijk is ontworpen, wordt de aanbeveling gegeven om het ontwerp een extra optimalisatie te geven waarbij er wordt na gedacht over hoe er nog minder materiaal kan worden gebruikt waardoor het gewicht van de prothese nóg minder wordt. Uiteraard moet de sterkte van de prothese gelijk blijven of meer worden.

Zelf support materiaal in de 3D-tekeningen tekenen. Zoals te zien is in de bijlage (B10.3) gaat het grootste gedeelte van de materiaal kosten naar het printmateriaal. Veel van dit printmateriaal is support wat later weer verwijderd wordt. Dit materiaal is nodig om een goede print te kunnen maken. Als dit support materiaal zelf in het ontwerp getekend kan worden, waardoor de functie van het support materiaal in het slice programma uit gezet kan worden, kan dit een hoop materiaal en dus

kosten schelen. Daarbij kan dit veel printtijd en arbeidsuren besparen (zie voor huidige printtijd en het aantal arbeidsuren B10.3).

Levensduur van de (onderdelen van de) prothese testen. Voordat de prothese in gebruik kan worden genomen, moet er bekend zijn wat de levensduur is van de prothese en van de verschillende onderdelen van de prothese. Op dit moment is daar weinig over bekend. Zo is er bijvoorbeeld elastiekdraad gebruikt dat dorsaal over de MCP-gewrichten loopt, maar de vraag is of dit, nadat er vaker krachten op hebben gestaan, zijn kwaliteit behoudt. Dit geldt ook voor het visdraad. Overige onderdelen die onderhevig kunnen zijn aan slijtage zijn bijvoorbeeld de gewrichten en de vingers.

Bevestiging van het visdraad aan het staaldraad optimaliseren. De bevestiging van het visdraad aan de stalen aansturingskabel is in het eindontwerp van de prothese door middel van een kroonsteentje uitgevoerd. Dit is functioneel, neemt niet veel ruimte in beslag en het is niet zichtbaar doordat de deksel van de onderarm eroverheen wordt bevestigd. Toch is hierbij de aanbeveling om te onderzoeken of er een andere, meer geschikte manier van bevestiging is. Het nadeel van de schroeven in het kroonsteentje is namelijk dat ze door het visdraad kunnen draaien waardoor het visdraad breekt.

Ontwikkelen van verschillende maatvoeringen van de prothese. Op dit moment is er één uitvoering van de prothese gemaakt. De maatvoering van deze prothese is gebaseerd op de afmetingen van de proefpersoon. Met het oog op het project dat loopt bij het DGI is de aanbeveling om drie uitvoeringen van de prothese te maken. Bijvoorbeeld één voor kinderen, één voor jongvolwassenen en één voor volwassenen. Deze zouden bijvoorbeeld maat S, M en L genoemd kunnen worden. Deze maatvoering kan worden gebaseerd op de afmetingen uit de DINEN tabel.

Bevestiging koker aan de bovenarm optimaliseren. In het laatste prototype is de koker aan de bovenarm gelijmd. Uit de testen blijkt dat dit werkt, maar om de gehele prothese aan lijm op te hangen is risicovol. Het is wel van belang dat de bovenarm en de koker niet één geheel worden, omdat de buitenkabel van de aansturingskabel eerst in de bovenarm moet worden bevestigd. De aanbeveling daarom is om een andere manier van bevestiging van deze twee onderdelen te ontwikkelen.

Grip in de hand verhogen. In eerste instantie is er rubberspray gebruikt om een oppervlakte op de vingers en de handpalm te creëren met een hoge wrijvingscoëfficiënt. Dit bleek tijdens het testen niet genoeg te zijn om genoeg grip te krijgen om verschillende voorwerpen vast te houden. Hoe hoger de wrijvingscoëfficiënt is hoe minder kracht de prothesedragers hoeft te zetten om iets vast te houden. Tussen het testen door is er extra rubber op de vingers en de handpalm geplakt. Dit bleek meer grip te bieden. Een nadeel hiervan is echter dat het rubber kan loslaten. Onderzoek naar een manier om extra grip op de handpalm en de vingers te creëren zonder dat er extra materiaal op de handpalm en vingers geplakt hoeft te worden is aanbevolen.

Coating voor op de prothese. De prothese wordt gemaakt door een 3D-printer die steeds laagjes materiaal neerlegt. Door deze manier van vervaardigen ontstaan er kleine groefjes in de prothese waar heel makkelijk vuil in blijft hangen. Aanbeveling is om op zoek te gaan naar een coating die de prothese beschermt tegen het vuil. Daarbij is het aanbevolen om te onderzoeken of er coating op de markt is die in verschillende huidskleurtinten beschikbaar is. Hiermee krijgt de prothese een nog realistische uitstraling.

9. Literatuurlijst

1. Leblanc M. Give Hope - Give a Hand. 2015;2–4.
2. Hoogendoorn AV, Koolhaas M. De toepassing van rapid prototyping binnen de armprothesiologie in ontwikkelingslanden. 2016.
3. CraftBot PLUS [Internet]. [cited 2017 Apr 6]. Available from: https://www.craftbot.nl/product-categorie/categorie-3d-printers/craftbot-plus/?gclid=Cj0KEQjwzpfHBRC1ilaL78OI-eIBeiQAdZPVKojHv_jZGzwhzQx8_qSW8Su9OVR56pul-7P3VAYjl_0aAikh8P8HAQ
4. ENABLING THE FUTURE A Global Network Of Passionate Volunteers Using 3D Printing To Give The World A “Helping Hand.” [Internet]. 2015 [cited 2017 Mar 23]. Available from: <http://enablingthefuture.org/>
5. Project Daniel [Internet]. 2016 [cited 2017 Mar 23]. Available from: <http://www.notimpossible.com/whatwedo>
6. The money converter [Internet]. 2017 [cited 2017 Apr 14]. Available from: <https://themoneyconverter.com/USD/EUR.aspx>
7. Open bionics [Internet]. 2017 [cited 2017 Mar 23]. Available from: <https://www.openbionics.com/>
8. Orthopedie O. Armprothesen [Internet]. [cited 2017 Mar 24]. Available from: <http://www.oim.nl/prothesen/armprothese/>
9. Staats TB. The rehabilitation of the amputee in the developing world: a review of the literature. Prosthet Orthot Int. 1996;20(1):45–50.
10. Childress DS. Closed-loop control in prosthetic systems: Historical perspective. Ann Biomed Eng. 1980;8(4–6):293–303.
11. Charles M. Fryer, B.S. MS. Upper-Limb Prosthetics: Harnessing and Controls for Body-Powered Devices. In: Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 1992.
12. Fishman S. The Choice of Terminal Devices. Compr Struct Integr. 2003;9(8):329–63.
13. Billock J. Upper limb prosthetic terminal devices: Hands versus hooks. Clin Prosthetics Orthot. 1986;10(2):57–65.
14. Radocy B. Voluntary closing control: a successful new design approach to an old concept. Clin Prosthetics Orthot. 1986;10(2):82–6.
15. TRS. SURE-LOK CABLE LOCK CONTROL SYSTEMS / SURFANCE MOUNT AND VERTICAL MODELS. [Internet]. [cited 2017 Jun 9]. Available from: <http://www.trsprosthetics.com/product/sure-lok-cable-system/>
16. Body-powered external elbow prosthesis / articulated / adult - E-200 - Fillauer [Internet]. [cited 2017 Apr 6]. Available from: <http://www.medicalexpo.com/prod/fillauer/product-74954-620833.html>
17. Meche CC, Meche EC, Cheme SD, Mse NG. Above Elbow Prosthetic (AEP): An Extension to the LN-4 for Transhumeral Amputees [Internet]. [cited 2017 Apr 14]. Available from: <https://www.bme.cmu.edu/ugprog/design/2015AEP.pdf>
18. Elbow Set-Up | Movo Elbow Joints | Body Powered Systems | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Apr 6]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered->

19. Curran B, Hambrey R. The prosthetic treatment of upper limb deficiency. *Prosthet Orthot Int*. 1991;15:82–7.
20. Michelangelo Hand 8E500 [Internet]. 2014 [cited 2017 Apr 6]. p. 3–119. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/647G587-INT-06-1412w.pdf>
21. Lamination Ring-Child | Myo Wrist Units and Rotation | Myo Hands and Components | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Apr 6]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Wrist-Units-and-Rotation/Lamination-Ring-Child/p/10S16~534>
22. MyolinoWrist 2000 | Myo Wrist Units and Rotation | Myo Hands and Components | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Apr 21]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Wrist-Units-and-Rotation/MyolinoWrist-2000/p/10V51~52>
23. Delft Prosthetics. Tweezer [Internet]. [cited 2017 Jun 9]. Available from: <http://delftprosthetics.nl/si/component/content/category/52-tweezer>
24. Weir RF, Ph D. Design of Artificial Arms and Hands for Prosthetic Applications. *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*. 2004. p. 1-61
25. Plettenburg DH. Basic requirements for upper extremity prostheses: the WILMER approach. *roceedings 20th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 1998;5(5):2276–81.
26. Een liner voor meer draagcomfort [Internet]. [cited 2017 Apr 6]. Available from: <http://www.oim.nl/prothesen/beenprothesen/liner/>
27. Osseointegratie [Internet]. [cited 2017 Apr 21]. Available from: <http://www.osseointegration.nl/nl>
28. Salminger S, Gradischar A, Skiera R, Roche AD, Sturma A, Hofer C, et al. Attachment of upper arm prostheses with a subcutaneous osseointegrated implant in transhumeral amputees. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2016; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27638013>
29. Pursley RJ. Harness patterns for upper-extremity prostheses. *Artif Limbs*. 1955;2(3):26–60.
30. Cummings D. Prosthetics in the developing world: a review of the literature. *Prosthet Orthot Int*. 1996;20:51–60.
31. Andreas Ö, da Silva LFM, Altenbach H. Experience Obtained in the Design of Multiarticulated Hand Prosthesis. In: *Characterization and Development of Biosystems and Biomaterials* [Internet]. 1st ed. Springer; 2012. p. 264.
32. Atkins D, Heard D, Donovan W. Epidemiologic_Overview_of_Individuals_with.3 - priority wrist.pdf. *J prosthetics Orthot*. 1996;8(1):2–11.
33. Otto Bock System Hand -voluntary closing | Ottobock System Hands | Body Powered Systems | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Jun 10]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered-Systems/Ottobock-System-Hands/Otto-Bock-System-Hand-voluntary-closing/p/8K27>

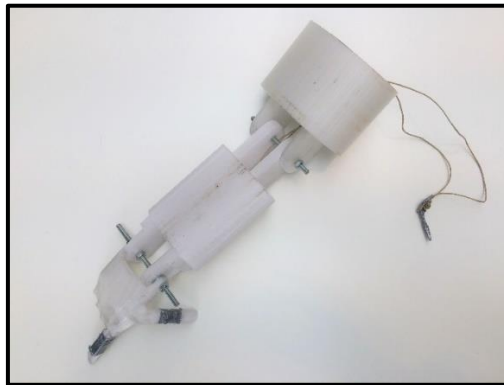
34. MovoWrist Flex | Wrist Units | Movo Wrist Units | Body Powered Systems | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Jun 10]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered-Systems/Movo-Wrist-Units/Wrist-Units/MovoWrist-Flex/p/10V39~550>
35. ErgoArm Electronic plus | Myoelectric Elbows | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Healthcare [Internet]. [cited 2017 Jun 10]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myoelectric-Elbows/ErgoArm-Electronic-plus/p/12K50>
36. REPORT * Sixth Workshop Panel on Upper-Extremity Prosthetic Components of the Subcommittee on Design and Development. Orthot prosthetics. 1968;81–115.
37. Ottobock. Body Powered systems [Internet]. 2016 [cited 2017 Apr 9]. Available from: <https://professionals.ottobockus.com/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered-Systems/c/2212>

10. Bijlagen

10.1 Vervaardigde prototypes

10.1.1 Prototype 11

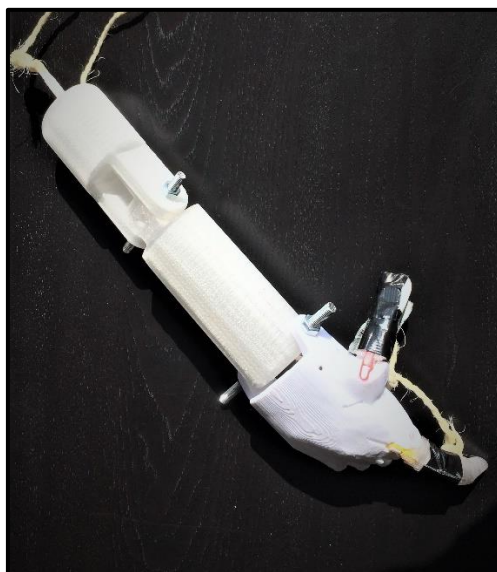
Prototype 1 was puur bedoeld voor visualisatie. De boven- en onderarm zijn holle kokers met daaraan gaten voor een scharnier. Om dit scharnier is flexie in de elleboog mogelijk. Het scharnier bij de pols is vastgedraaid zodat hier geen beweging mogelijk is. De handpalm en de vingers zijn gedownload van E-NABLE (4). De PIP gewrichten die in het ontwerp van E-NABLE zitten, zijn vast getapet zodat de vingers uit één geheel lijken te bestaan. Door te trekken aan de twee touwen, waarvan één vast zit aan de duim en de ander aan de wijsvinger, bewegen de vingers en de onderarm. In dit prototype flecteren de vingers eerder dan de onderarm.



Figuur 108: Prototype 1

10.1.2. Prototype 2

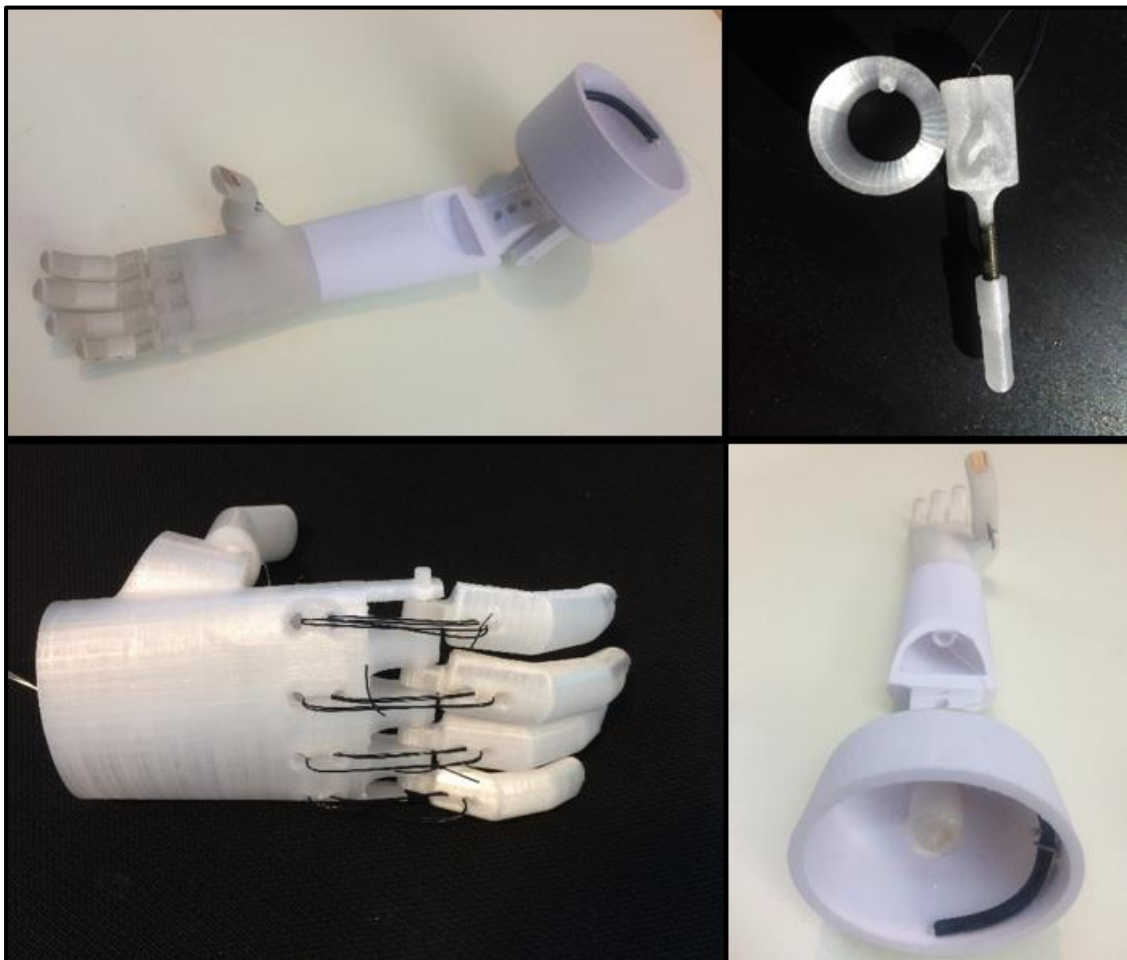
De hand van prototype 1 is hergebruikt. Er is wel een nieuwe boven- en onderarm geprint om het principe van een EL duidelijk te maken. Aan het einde van de onderarm zitten drie gaten waarin de pin kan vallen die in de bovenarm zit. Deze pin zorgt ervoor dat de elleboog op slot staat. De duim, wijsvinger en onderarm worden aangestuurd met één touw. Het andere touw is bevestigd aan de pin.



Figuur 109: Prototype 2

10.1.3. Prototype 3

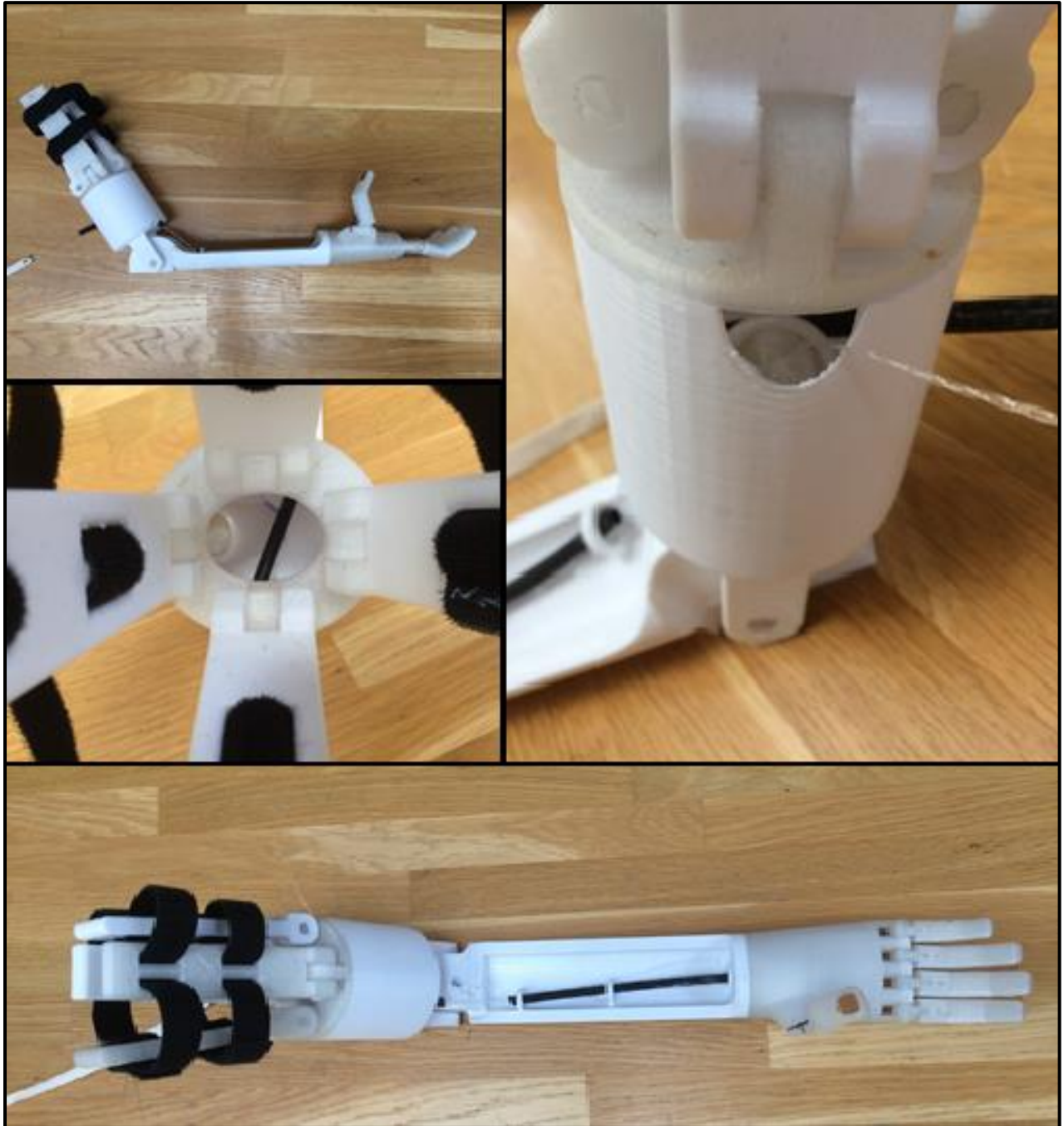
In prototype 3 zitten de eerste 3D-geprinte scharnieren (in het MCP- en ellebooggewricht). Daarnaast heeft prototype 3 de eerste zelf ontworpen handpalm en vingers. Alle vingers bestaan individueel uit één geheel. Aan de dorsale zijde van de handpalm zitten gaten waardoor het elastiekdraad gaat dat ook aan de dorsale zijde van de vingers zit. Hierdoor extenderen de vingers in de rustpositie op het moment dat er geen krachten op staan. De duim is zo gepositioneerd dat deze precies de wijs- en middelvinger raakt. Aan alle vingers zit visdraad. Deze vijf visdraden zijn aan elkaar gevlochten. De baan van het visdraad is als volgt: van de vingers gaat het visdraad door de onderarm. Hierna gaat het voor het ellebooggewricht door. Vervolgens gaat het visdraad door de bovenarm. Het visdraad verlaat de bovenarm aan de dorsale zijde. In de onderarm zit een 3D-geprinte geleiding voor het visdraad. In de bovenarm is dit van rubber. Het eerste werkende EL is in dit prototype verwerkt. De EL is een cilinder met daarin een baan. Er zit een pinnetje in de holle cilinder die om de EL heen zit die precies in de baan past. De baan heeft twee standen: één stand waarbij de pin omhoog staat (unlock) en één waarbij deze omlaag staat (lock). Door aan het visdraad te trekken dat aan de cilinder vast zit, gaat de cilinder om en om in de twee standen; lock en unlock. De onderarm en de handpalm zijn aan elkaar bevestigd met secondelijm.



Figuur 110: Prototype 3

10.1.4 Prototype 4

Het werkende principe van de EL van prototype 3 is verwerkt in prototype 4. De EL is onder een hoek van 25° gezet zodat de aansturingskabel van de EL in een rechte lijn kan worden aangestuurd vanaf de positie op het harnas (ventraal aan de schouder). Hierbij zijn de gaten in de onderarm ook in dezelfde hoek gezet. De aansturingskabel van de vingers en de onderarm wordt nu geleid door dezelfde rubberen buis als die in de bovenarm van prototype 3. Om de prothese te kunnen testen, moet de prothese bevestigd kunnen worden aan de stomp van de amputatiepatiënt. Hiervoor zijn vier lamellen gemaakt die om de stomp heen sluiten. De lamellen worden aangetrokken met klittenband.



Figuur 111: Prototype 4

10.1.5 Prototype 5

In voorgaande prototypes kostte het sluiten van de hand een hoop kracht. De grootste oorzaak hiervan was de richting waaraan er aan het visdraad getrokken werd om de duim te flecteren. Deze was namelijk tegengesteld aan de richting waarin de duim moest flecteren. In dit prototype is er een verlenging aan het bevestigingsstuk van de duim aan de handpalm gemaakt. Deze verlenging staat onder een hoek (blauwe cirkel figuur 112). Op deze manier is de trekrichting van de aansturingskabel parallel aan de bewegingsrichting van de duim. Ventraal aan de vingers en palmar aan de handpalm is binnenband van een fietsband geplakt om grip te genereren. Het visdraad dat vanaf de vingers tot de handpalm loopt, is niet veranderd. Het overige gedeelte van de aansturingskabel is vervangen door staaldraad. Het visdraad en het staaldraad worden met behulp van een kroonsteentje aan elkaar bevestigd. Daarnaast is er een passende koker voor de proefpersoon ontworpen waarmee de prothese aan de stomp kan worden bevestigd. Deze koker is gemaakt met behulp van een 3D-scan van de stomp. Hiervoor is er eerst de stomp ingezwachteld met gips. Daarvan is een positieve afdruk gemaakt. Hiervan is vervolgens een 3D-scan gemaakt. Op deze scan is een passende koker getekend in SW. Op de koker zijn vier haken gemaakt, waaraan gespen zijn bevestigd, waar het harnas doorheen wordt gehaald. Op deze manier wordt de prothese aan het harnas bevestigd.

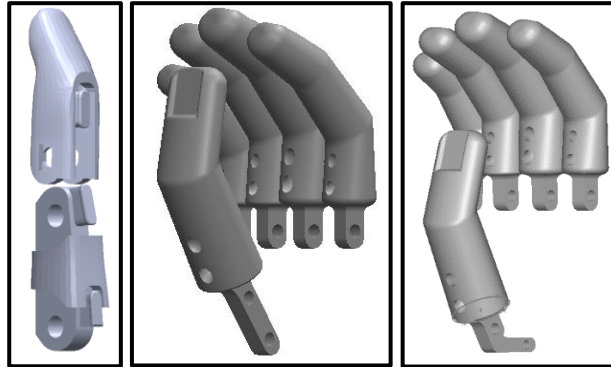


Figuur 112: Prototype 5

10.2 Cyclisch Iteratief Ontwerpproces van elk onderdeel van de prothese

In deze bijlage wordt het CIO wat is toegepast voor het ontwerpen van de prothese beschreven per onderdeel. Dit wordt gedaan aan de hand van figuren gemaakt in SW en tabellen waarin de voor- en nadelen van de verschillende prototypes worden beschreven.

10.2.1. Vingers

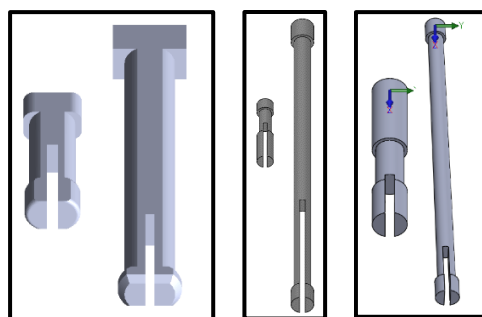


Figuur 113: V.l.n.r. prototype 1, 3 en 5

Tabel 3: Voor- en nadelen van de vingers van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 1 Prototype 2	*Handig voor een eerste prototype om de basis principes weer te geven.	*Niet zelf ontworpen. *De vingers bestaan uit meerdere onderdelen.
Prototype 3 Prototype 4	*Zelf ontworpen. *Lijken op echte vingers. *Hoek waarin de vingers staan is goed.	*Het verbindstuk van de duim aan de handpalm is fragiel. *Het kost het met deze duim relatief veel kracht om de hand te sluiten.
Prototype 5 Prototype 6	*Het verbindstuk van de duim aan de handpalm is sterker gemaakt door deze te verbreden. *Door de hoek en de verlenging die in het verbindingsstuk van de duim is gemaakt, kost het minder kracht om de hand te sluiten.	x

10.2.2 MCP-gewricht

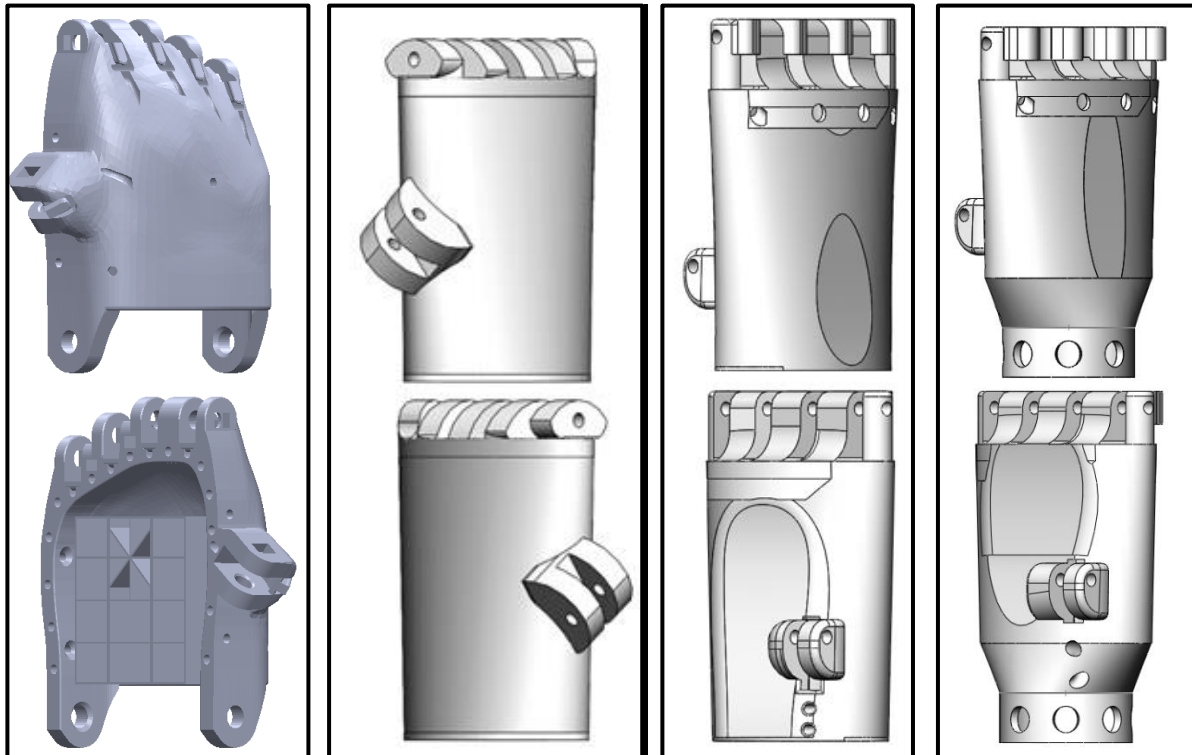


Figuur 114: V.l.n.r. prototype 1, 3 en 6

Tabel 4: Voor- en nadelen van de MCP-gewrichten van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 1 Prototype 2	*Het systeem werkt.	*De pinnen zijn niet zelf ontworpen.
Prototype 3 Prototype 4 Prototype 5	*De pinnen zijn zelf ontworpen.	*Door de diepe inkeping is de pin minder sterk.
Prototype 6	*Deze versie van de pin is steviger.	x

10.2.3 Handpalm



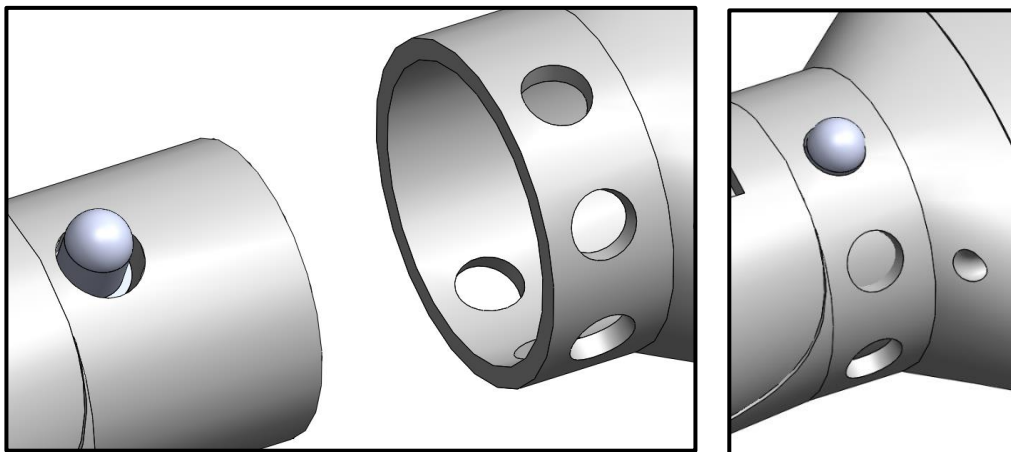
Figuur 115: V.l.n.r. prototype 1, 3, 5 en 6

Tabel 5: Voor- en nadelen van de handpalm van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 1 Prototype 2	*Functioneel.	*Het is geen eigen ontwerp. *Handpalm voldoet niet aan een hoop ontwerpeisen.
Prototype 3 Prototype 4	*Eigen ontwerp.	*Er kan niks gepakt worden doordat de handpalm bolvormig is. *Handpalm heeft niet het uiterlijk van een echte handpalm. *De plaatsing van de duim is nadelig voor het krachterspel.
Prototype 5	*Het ontwerp begint op een echte handpalm te lijken. *Voorwerpen kunnen beter opgepakt worden door de vorm van de handpalm.	*Vingers staan ver van de handpalm af. *Elastiekdraad dat aan de dorsale zijde van de handpalm is bevestigd voor het extenderen van de vingers schiet naast

	*De duim zit op een voordelige plek wat betreft de kracht die nodig is bij de aansturing hiervan.	de handpalm waardoor deze niet optimaal werken. *De hand lijkt te groot in verhouding met de onderarm
Prototype 6	*Het bevestigingspunt van de vingers staat dicht bij de handpalm waardoor dit meer één geheel lijkt. *De elastiekjes worden geleid door buisjes op de handpalm → Deze lijken op knokkels. *Bovenstaande punten geven de handpalm een realistischere uitstraling.	x

10.2.4 Polsgewricht

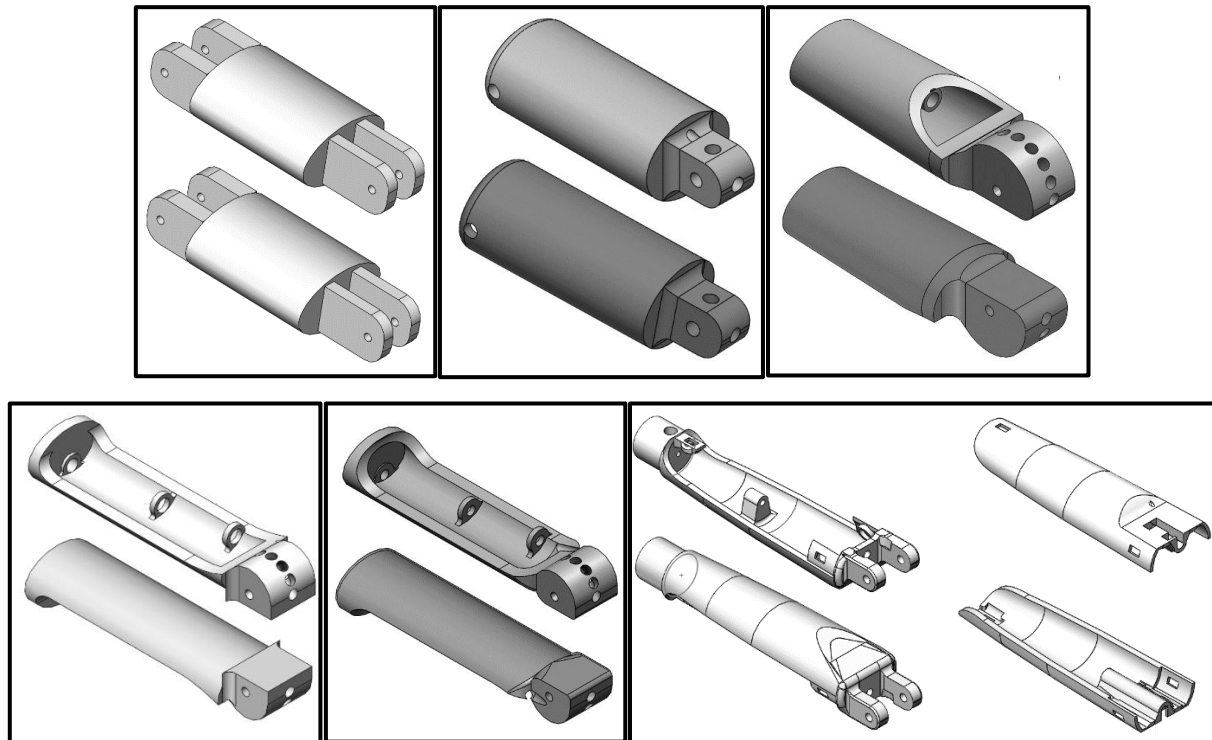


Figuur 116: Eindontwerp van het polsgewricht

Tabel 6: Voor- en nadelen van het polsgewricht

	Voordelen	Nadelen
Prototype 6	*De pols kan 180° proneren vanuit de anatomische houding. Dit is gelijk aan de werkelijke bewegingsuitslag van het polsgewricht. *De pols is makkelijk te bedienen.	*Er zit een minimale frictie tussen de pols en de onderarm doordat dit een beweegbaar onderdeel is geworden.

10.2.5 Onderarm

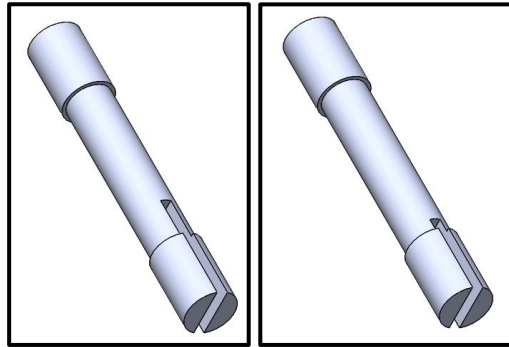


Figuur 117: V.l.n.r. bovenste regel, onderste regel: prototype 1, 2, 3, 4, 5 en 6

Tabel 7: Voor- en nadelen van de onderarm van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 1	*Functionele holle cilinder met aan de uiteinden gaten waar een ijzeren pin doorheen kan voor de scharnieren.	*Geen kabelgeleiding en nog geen gaten voor een EL.
Prototype 2	*Functionele holle cilinder met drie gaten voor een EL.	*Geen kabelgeleiding.
Prototype 3	*Functioneel met kabelgeleiding en zes gaten voor een EL.	*Geen mooi uiterlijk.
Prototype 4	*Open onderarm voor het makkelijk kunnen bevestigen van de twee gedeeltes van de aansturingskabel.	*Geen mooi uiterlijk.
Prototype 5	*Hetzelfde als prototype 4, maar de scherpe randen zijn weggewerkt.	*Nog steeds open waardoor het niet op een echte onderarm lijkt.
Prototype 6	*Mogelijkheid om eenvoudig kabels te kunnen bevestigen doordat de deksel makkelijk vast- en los te maken is. *Ziet er mooi uit. *Goede kabelgeleiding met een lage wrijvingsweerstand.	x

10.2.6 Ellebooggewricht

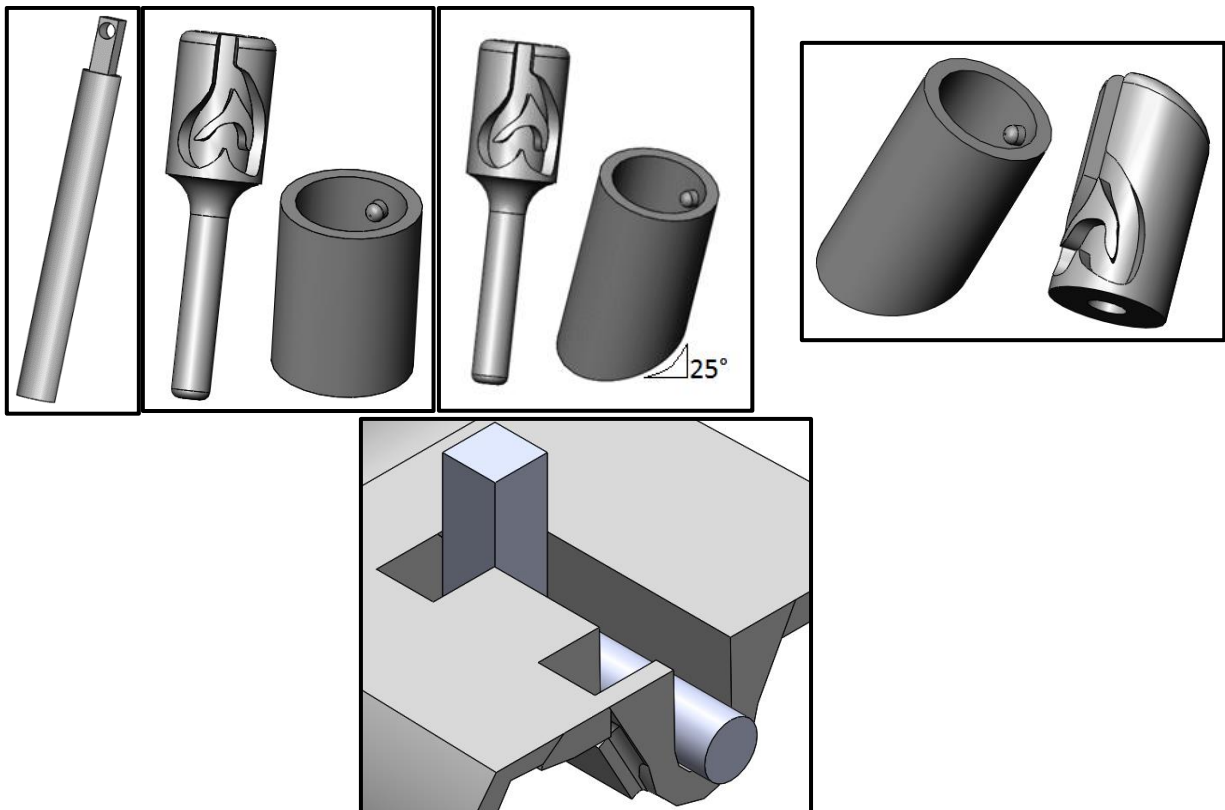


Figuur 118: V.l.n.r. prototype 3 en 6

Tabel 8: Voor- en nadelen van het ellebooggewricht van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 3 Prototype 4 Prototype 5	*Het gewricht werkt.	*Door de diepe inkeping is de pin minder sterk.
Prototype 6	*Het gewricht werkt en is sterker geworden doordat de inkeping minder diep is gemaakt.	x

10.2.7 Ellebooglocksysteem

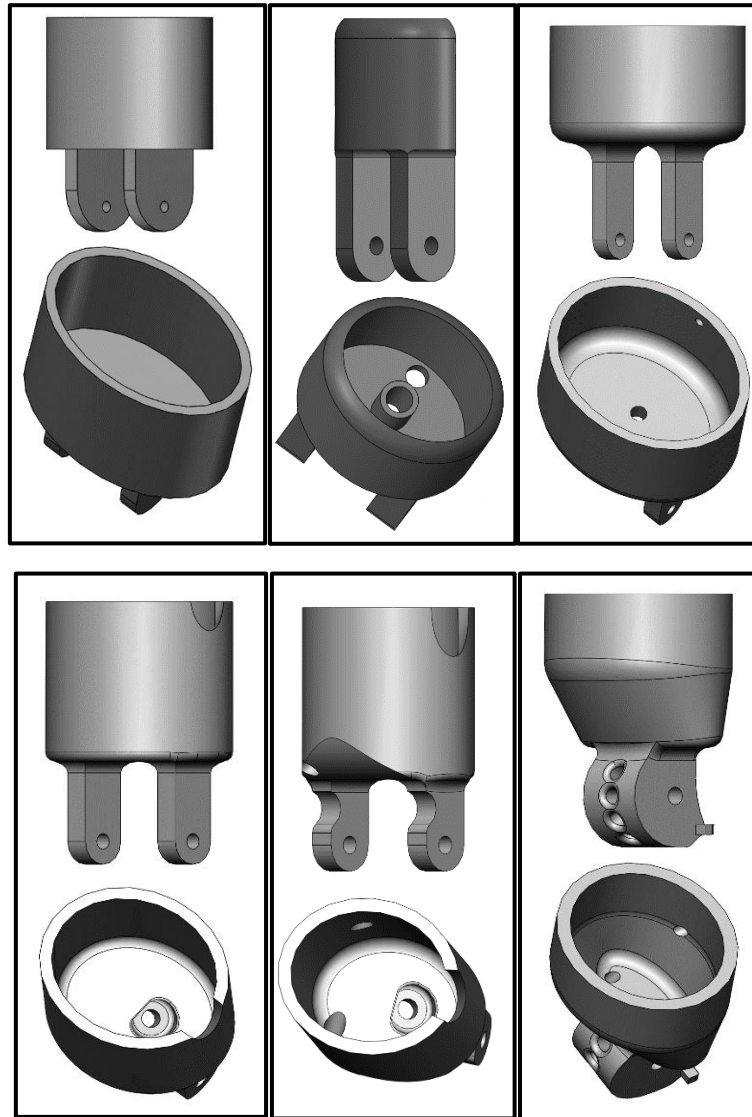


Figuur 119: V.l.n.r. prototype 2, 3, 4, 5 en 6

Tabel 9: Voor- en nadelen van het EL van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 2	*De elleboog kan worden gelockt en unlockt.	*De EL kan niet actief bediend worden. *De pin is helemaal los en zal makkelijk kwijtraken. *Als er een koker op de boven arm komt kan men niet meer bij de pin komen wat wel nodig is om hem te bedienen.
Prototype 3	*Er is een baan gemaakt waar een pinnetje doorheen beweegt. Hierdoor kan de pin in een hoge (unlock) en een lage (lock) stand gezet worden. *De lock heeft een actieve aansturing.	*Om de lock goed te laten werken is er erg veel nabewerking nodig van de print. *Er moet verticaal, in een goede lijn, aan de aansturingskabel getrokken worden om de EL goed te laten werken. Verticaal aan de aansturingskabel trekken gaat niet als de koker op de bovenarm zit.
Prototype 4	*De EL is schuin gezet. Hierdoor kan er in een rechte lijn aan de aansturingskabel getrokken worden vanaf het aangrijpingspunt op het harnas. Deze komt nu mediaal door een gat in de bovenarm naar buiten. *De EL kan nu ook worden aangestuurd als er een koker op bevestigd is.	*Als de EL getest wordt wanneer deze wordt vastgehouden in de goede stand werkt deze perfect. Als deze echter in de bovenarm geplaatst wordt en door de proefpersoon getest wordt, werkt deze niet meer. De EL is erg gevoelig voor veranderingen en de hoek waarin deze aangestuurd wordt. *De EL lijkt niet zwaar genoeg om soepel door de baan te glijden.
Prototype 5	*Alle voordelen zijn gebleven, het locksysteem is hol gemaakt waardoor hier een stalen pin in gezet kan worden. Deze stalen pin zorgt ervoor dat er meer kracht op de elleboog kan staan (een 3D-geprinte pin zal eerder breken dan een stalen pin) en het maakt de EL zwaarder. Dit zorgt er voor dat de EL soepeler loopt.	*De EL werkt goed als deze in de prothese zit en er door de ontwerpers in de ideale hoek wordt aangestuurd. Op het moment dat de proefpersoon de prothese aanheeft, loopt de EL vast. *De proefpersoon kan niet genoeg lengteverschil in de aansturingskabel bewerkstelligen. De kabel is niet meer op spanning zodra de elleboog unlockt is. De EL kan dus niet actief worden aangestuurd.
Prototype 6	*Er is een geheel andere EL ontwikkeld. Deze lock is honderd procent betrouwbaar.	*De EL wordt passief aangestuurd.

10.2.8 Bovenarm



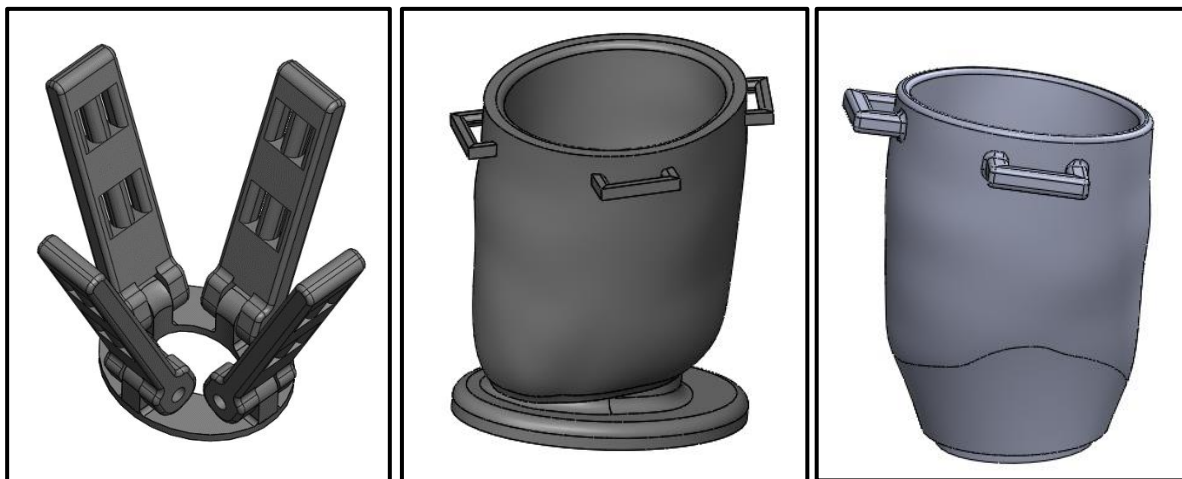
Figuur 120: V.l.n.r. prototype 1, 2, 3, 4, 5 en 6

Tabel 10: Voor- en nadelen van de bovenarm van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 1	*Licht doordat deze hol is.	*Geen kabelgeleiding.
Prototype 2	*Gat voor de EL is aanwezig.	*Geen mooi uiterlijk. *Te klein.
Prototype 3	*Gaten voor geleiding aansturingskabel zijn aanwezig.	*Lijkt niet op een echte bovenarm.
Prototype 4	*Holle functionele cilinder met een gat voor de EL onder een hoek waardoor de EL in de goede stand komt te staan. *Er is een gat waar de aansturingskabel van de EL mediaal naar buiten kan.	*Laatste stand van de EL kan niet gebruikt worden.
Prototype 5	*Er zijn inkepingen gemaakt aan de ventrale kant van de onderdelen waar	*Lijkt niet op een echte bovenarm. *Loopt niet mooi over in de koker.

	de gaten voor het elleboogscharnier inzitten zodat de laatste stand van de EL kan worden gebruikt. *De ventrale zijde van de bovenarm loopt schuin af zodat de laatste stand van de EL haalbaar is.	*De buitenkabel blijft niet op zijn plaats zitten.
Prototype 6	*Heeft een conische holle vorm waardoor het mooi doorloopt in de koker. *De bovenarm is licht. *De bevestiging van de gaten voor de buitenkabel zijn aangepast zodat deze hierin gemonteerd kunnen worden.	x

10.2.9 Koker



Figuur 121: V.l.n.r. prototype 4, 5 en 6

Tabel 11: Voor- en nadelen van de koker van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 4	x	*De koker blijft niet hangen bij de proefpersoon. *Stukjes vel komen vast te zitten tussen de lamellen waardoor het totaal niet comfortabel zit.
Prototype 5	*De opmaat gemaakte koker is vervaardigd met behulp van een 3D-scanner waardoor deze precies om de stomp van de proefpersoon past en blijft hangen.	*Het plateau voor de juiste uitlijning van de prothese was groot en zat in de weg tijdens het testen. Daarom is er een stuk afgezaagd. *Het plateau zorgde voor extra gewicht. *De koker is alleen geschikt voor deze proefpersoon.
Prototype 6	*De koker ziet er mooi gestroomlijnd uit; het loopt mooi over op de bovenarm. *De koker past nog steeds perfect.	*De koker is op maat gemaakt waardoor deze alleen door de proefpersoon te gebruiken is.

10.2.10 Harnas



Figuur 122: Boven; prototype 4, beneden; prototype 6

Tabel 12: Voor- en nadelen van het harnas van de verschillende prototypes

	Voordelen	Nadelen
Prototype 4	*Dit eerste harnas was goed om het principe te testen.	*De banden zijn erg dun waardoor deze snijdt onder de oksel. *De gaten voor de bevestiging van de aansturingskabel zijn niet stevig. De open gebrande gaten kunnen snel uitscheuren. *Dit harnas is nooit goed getest doordat de prothese niet bleef hangen.
Prototype 5	*De proefpersoon kon met het harnas de prothese aansturen.	*De aansturing ging nog niet perfect. Bij 90° flexie van de onderarm kon de proefpersoon de vingers niet flecteren. *Het harnas snijdt onder de oksel.
Prototype 6	*De proefpersoon kon met het harnas de prothese beter aansturen. *Er was bijna twee keer zo veel lengteverschil in de aansturingskabel mogelijk in vergelijking met het harnas van prototype 5. *De aanhechtingsplaats van de aansturingskabel zit nu lateraal, proximaal op de bovenarm in plaats van op de rug. *Het harnas snijdt niet meer onder de oksel door toevoeging van zachte stof. *Het harnas kan door de proefpersoon worden aangetrokken.	*Het is niet mogelijk om de prothese alleen aan te trekken. *Het op de juiste lengte instellen van de aansturingskabel aan het harnas is niet alleen mogelijk. Er is daarom hulp van een tweede persoon nodig.

10.3 Materiaalkosten, printtijd en arbeidsuren van de prothese

Tabel 13: Overzicht van geprinte onderdelen met de printtijd en kosten [1 cm³ = 1,38 gram 1 kilo geprint materiaal = €30,-]

Onderdeel	Printtijd (min) incl. support materiaal	Printtijd (min) excl. support materiaal	Volume (cm ³) incl. support materiaal	Volume (cm ³) excl. support materiaal	Kosten (€) incl. support materiaal	Kosten (€) excl. support materiaal
Duim	141	68	18.11	7.95	0,75	0,33
Wijsvinger	94	51	11.84	5.79	0,49	0,24
Middelvinger	114	61	14.49	7.01	0,60	0,29
Ringvinger	85	48	10.66	5.40	0,44	0,23
Pink	58	33	6.97	3.70	0,29	0,15
Scharnier duim	4	10	0.19	0.16	0,01	0,01
Scharnier vingers	8	31	0.67	0.46	0,03	0,02
Pinpols	8	6	0.72	0.31	0,03	0,01
Handpalm	710	371	83.97	43.10	3,48	1,79
Onderarm onderstuk	1252	597	158.92	69.17	6,58	2,87
Onderarm deksel	627	381	74.21	44.51	3,07	1,84
Bevestigings pin onderarm x3	11 per pin 33 in totaal	8 per pin 24 in totaal	1.06 per pin 3.18 in totaal	0.60 per pin 1.80 in totaal	0,04 per pin 0,12 in totaal	0,02 per pin 0,06 in totaal
Pinlock	25	25	2.03	1.21	0,08	0,05
Schuifje	9	8	0.58	0.48	0,02	0,02
Bovenarm	763	394	96.88	46.83	4,01	1,94
Scharnier boven- /onderarm	15	21	1.50	1.17	0,06	0,05
Koker	2113	1231	265.89	148	11,01	6,13
Gespen aan koker	69 per gesp 207 in totaal	57 per gesp 171 in totaal	8 per gesp 24 in totaal	6.34 per gesp 19,02 in totaal	0,33 per gesp 0,99 in totaal	0,26 per gesp 0,78 in totaal
Totaal	6266 (104 uur en 43 min)	3531 (58 uur en 51 min)	774,81	406,07	32,06	16,81

Tabel 14: Kosten niet geprinte onderdelen

Onderdeel		Kosten (€)	
Buitenrem kabel	0,3 meter	€3,25 per 2,25 meter (https://hollandbikeshop.com/fietsonderdelen-stadfiets/fiets-remmen/remkabel/remkabel-binnen-buiten/)	0,43
Binnenkabel	1 meter	€3,25 per 2,25 meter (https://hollandbikeshop.com/fietsonderdelen-stadfiets/fiets-remmen/remkabel/remkabel-binnen-buiten/)	1,40

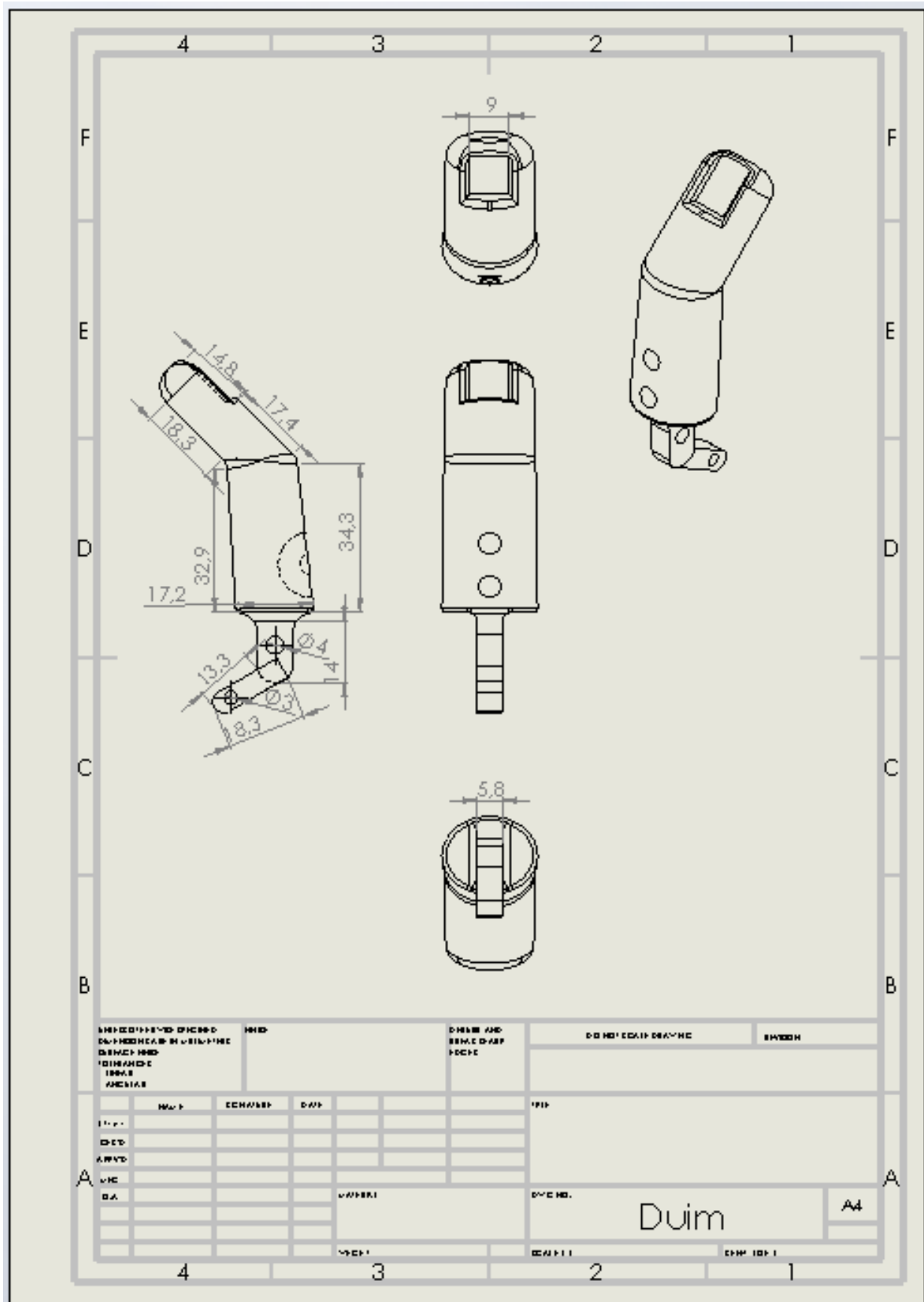
		stadsfiets/fiets-remmen/remkabel/remkabel-binnen-buiten/	
Binnenkabel stop	1 stuk	€0,50 per stuk	0,50
Metalen ring	1 stuk	€0,45 per stuk (https://dutch.alibaba.com/p-detail/38-9mm-zinc-alloy-silver-color-metal-bag-buckle-60601180985.html)	0,45
Band harnas	2,5 meter	€0,72 per meter (bever)	1,80
Visdraad	1,5 meter	€12,99 voor 500 meter (https://www.bol.com/nl/l/visdraden/N/15618/)	0,04
Elastiekdraad	1 meter	€0,25 voor 1 meter (https://www.desmallebeurs.nl/a-39310790/elastische-koorden/1-meter-elastisch-koord-met-katoen-1mm-zwart/?gclid=Cj0KEQjwmcTJBRCYirao6oWPyMsBEiQA9hQPbrB8jUZ83KrG9WSPSA5rqynNShL4TA8wGGZAM-h-RwUaAhNQ8P8HAQ)	0,25
Kroonsteen	1 stuk	€0,75 voor 12 stuks (https://www.vekt.nl/nl/2-5mm2-kroonsteen-24a-450v-schroef-m3-wit.html?gclid=Cj0KEQjwmcTJBRCYirao6oWPyMsBEiQA9hQPbj9l110QqxxDhETmQEi60l6Jhe-xe107s_LeU3yvcllaAkPs8P8HAQ)	0,07
Pen veer	1 stuk	€0,13	0,13
Rubberspray	1/4 ^{de} fles	Per fles €9,99 (https://www.conrad.nl/nl/mibenco-vloeibare-rubberspray-kleur-zwart-mat-400-ml-1297810.html?WT.mc_id=gshop&insert=8J&gclid=Cj0KEQjwmcTJBRCYirao6oWPyMsBEiQA9hQPbotZHCcYGYhWBIfDwOAKjKlfa_2lt8Yay5m0MHRggKQaAmM68P8HAQ&tid=811630983_40644467183_pla-295523140206_pla-1297810&WT.srch=1)	2,50
Totaal			7,57

De prothese kost in totaal aan materiaal kosten €32,06 + €7,57 = €39,63.

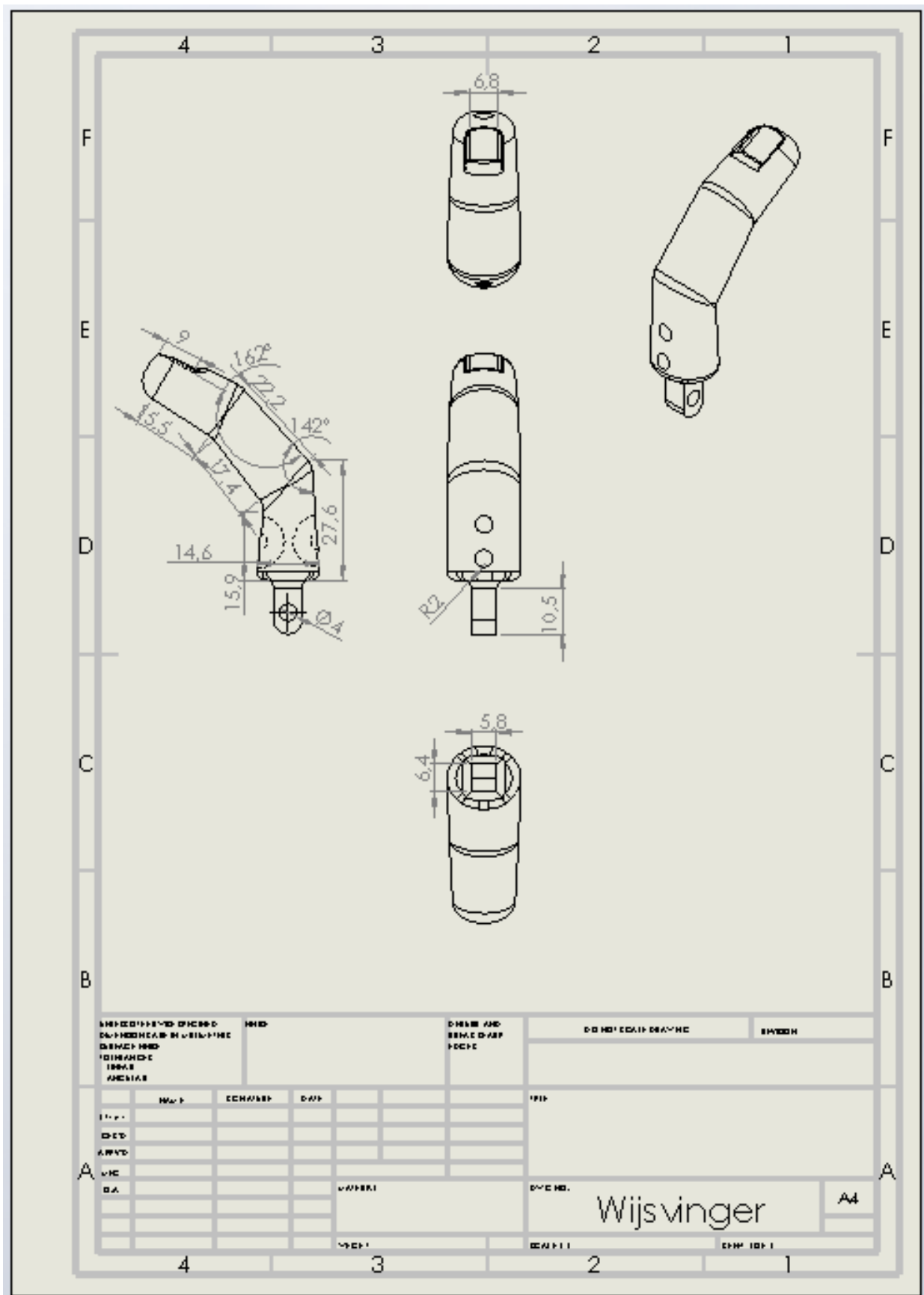
Tabel 15: Arbeidsduur voor het vervaardigen van de prothese

Soort arbeid	Duur (minuten)
Haken tekenen op ingezonden scan van stomp	30
Printers aanzetten	45
Support verwijderen	600
Afplakken + Rubberspray spuiten	30
In elkaar zetten	60
Harnas maken	60
Totaal	825 (13 uur en 45 minuten)

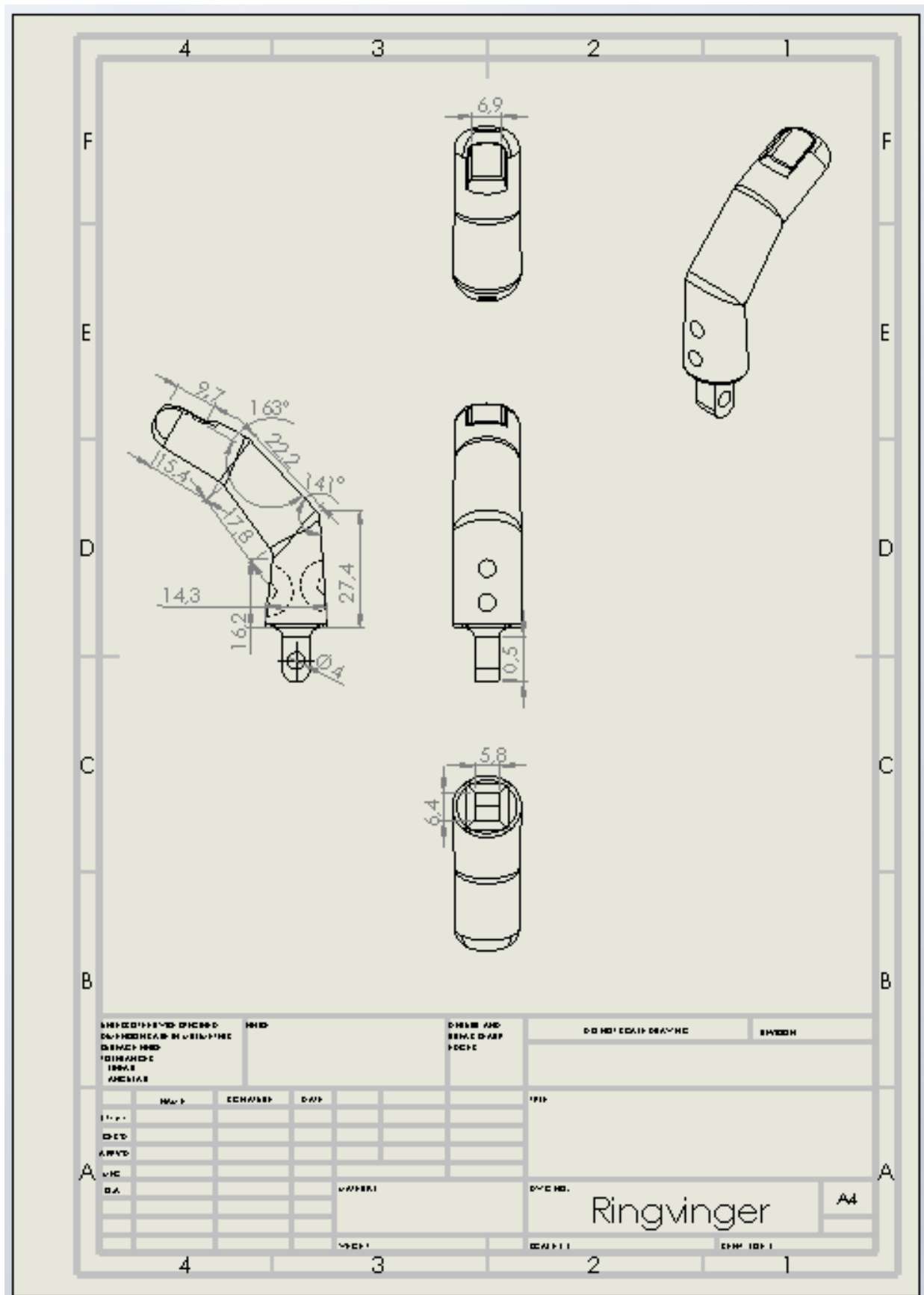
10.4 Bouwtekeningen



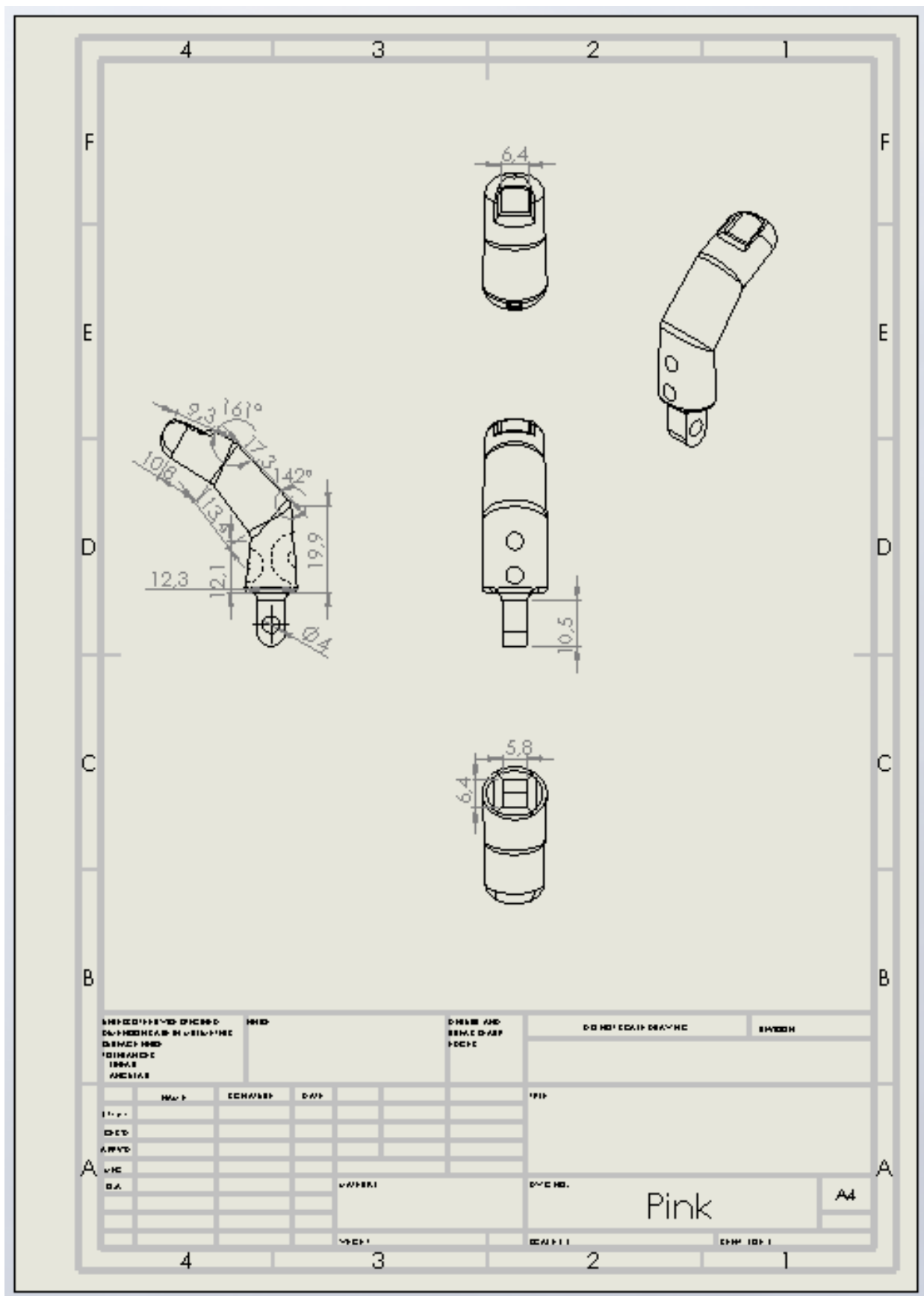
Figuur 123: Bouwtekening van de duim



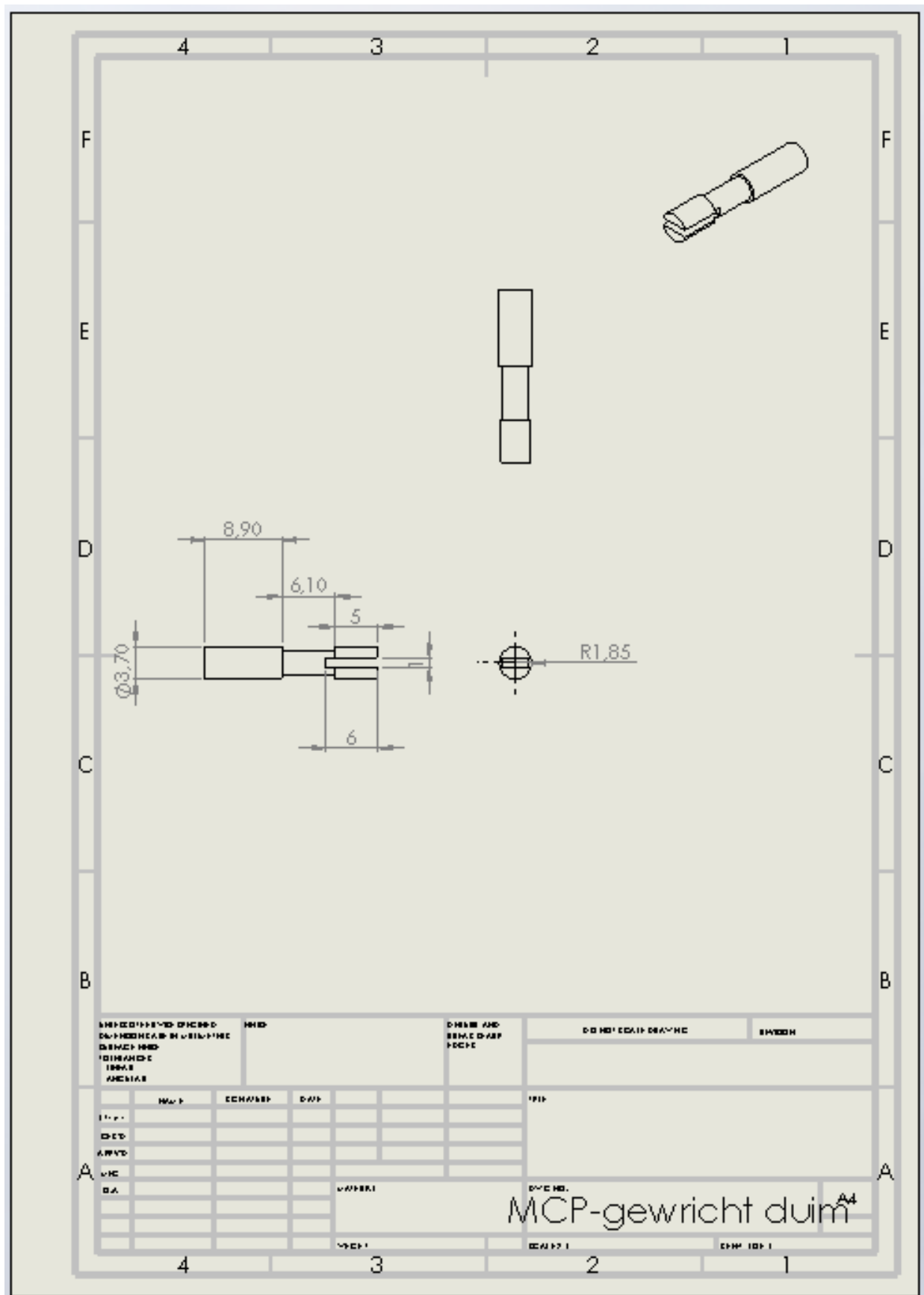
Figuur 124: Bouwtekening van de wijsvinger



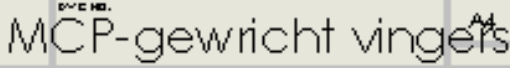
Figuur 126: Bouwtekening van de ringvinger



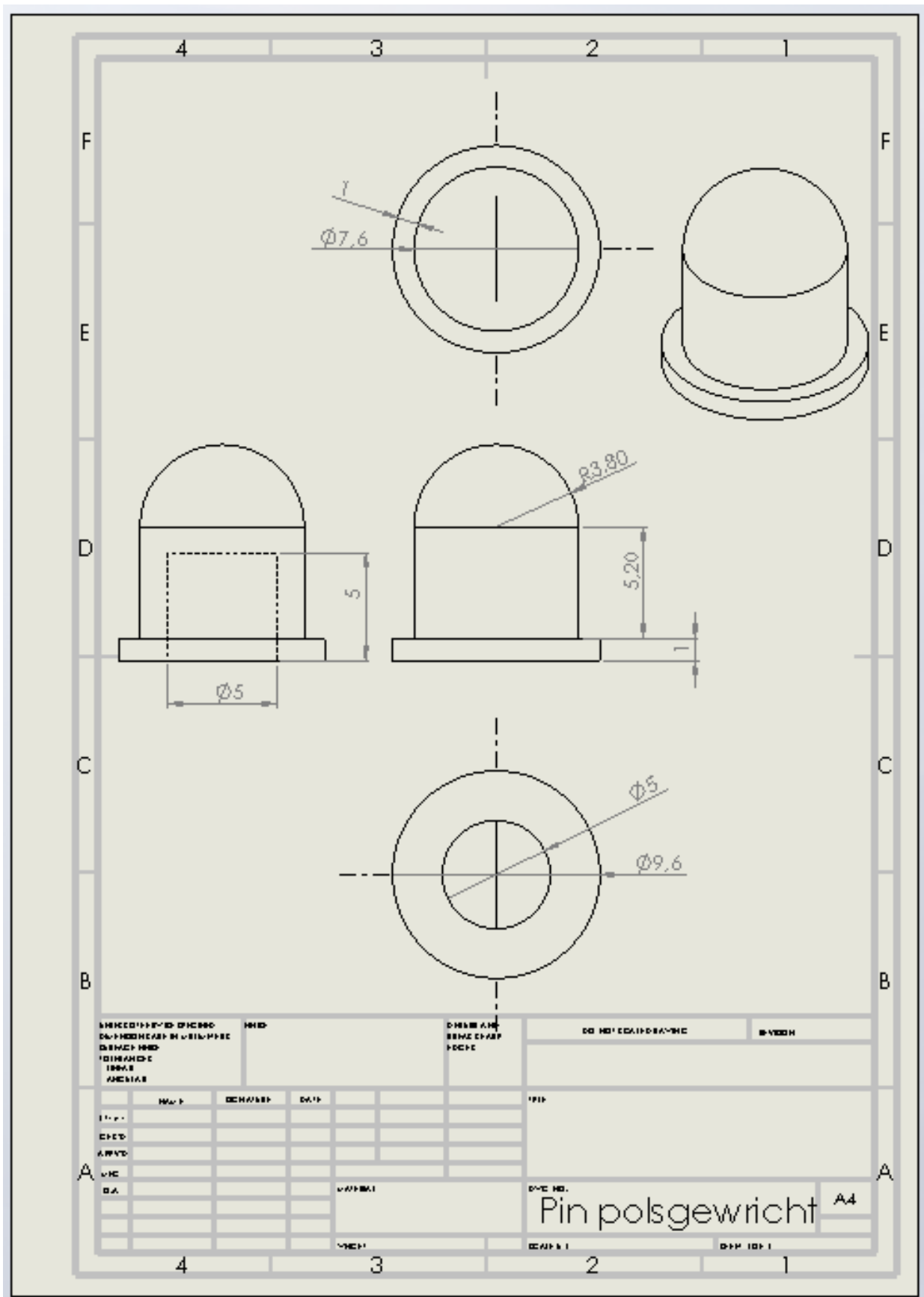
Figuur 127: Bouwtekening van de pink



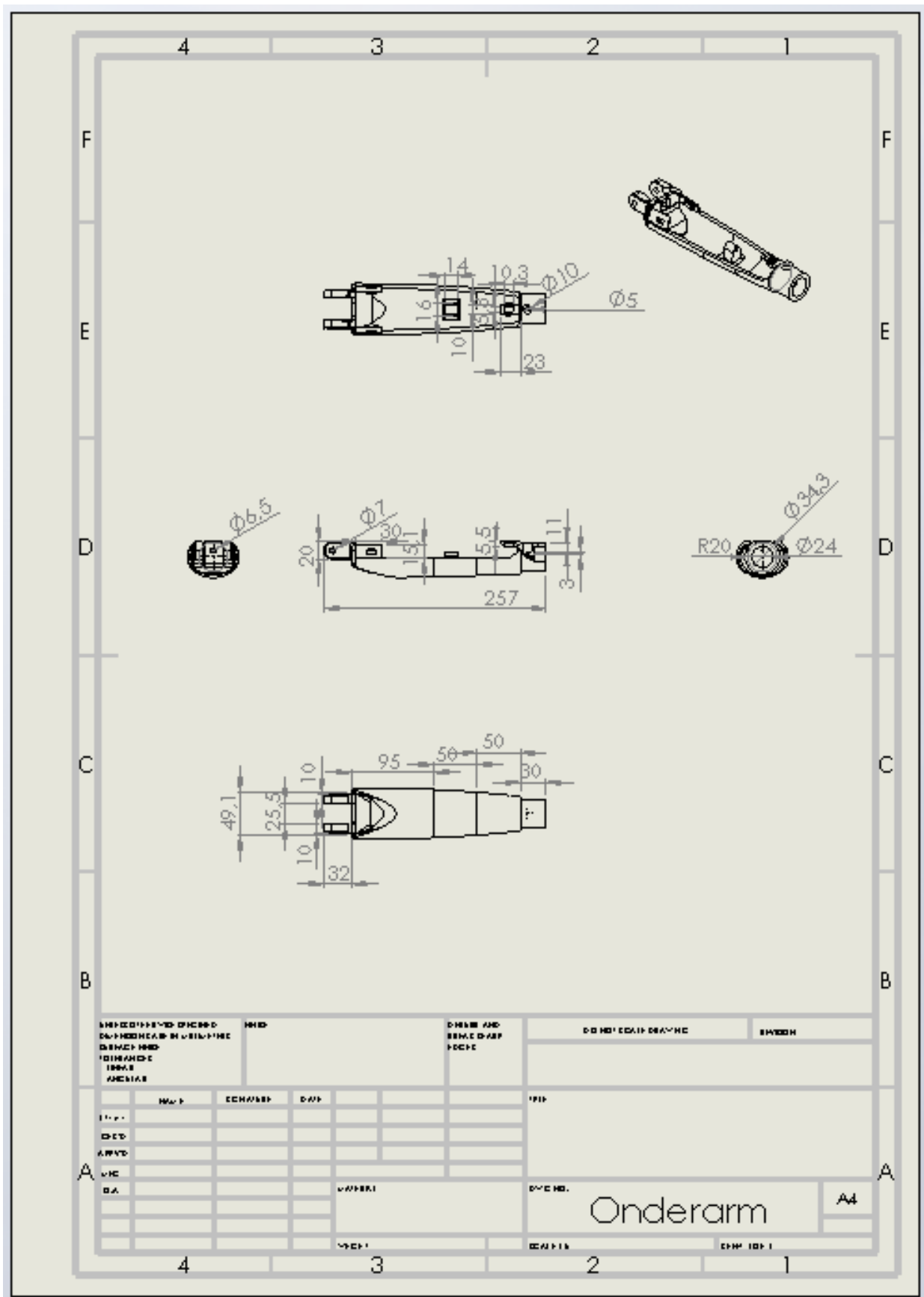
Figuur 128: Bouwtekening van het MCP-gewricht van de duim



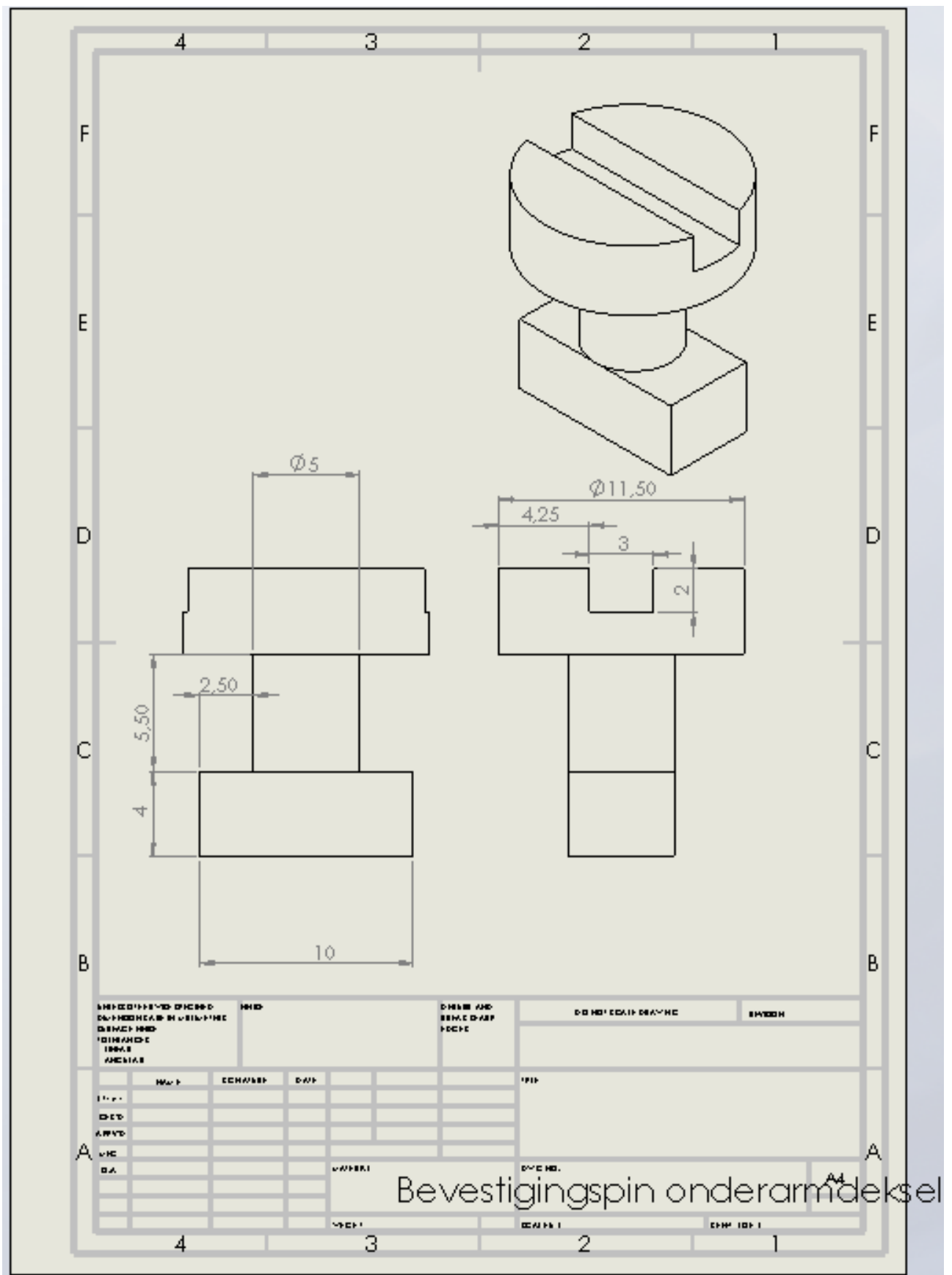
61



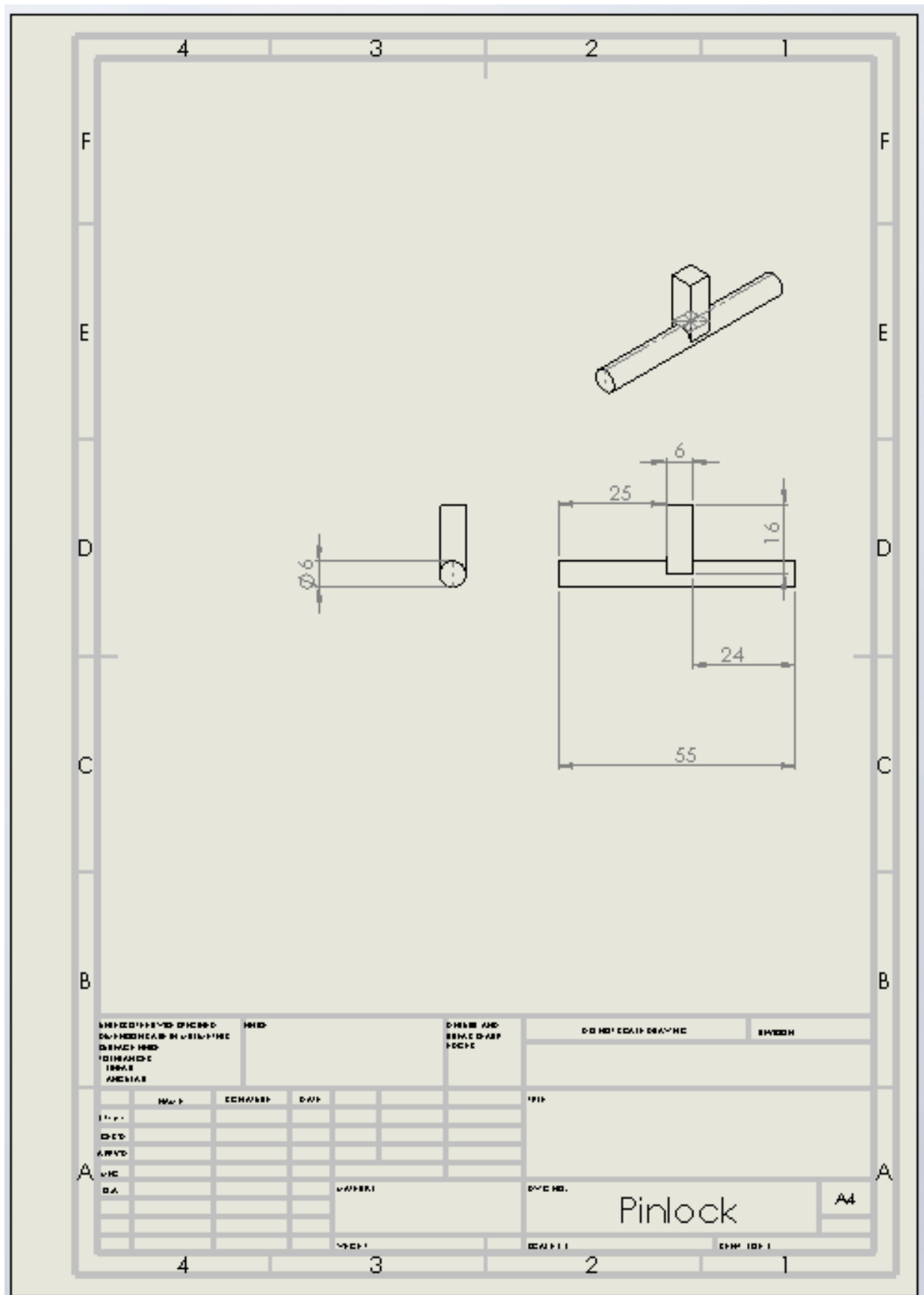
Figuur 131: Bouwtekening van de pin in het polsgewricht



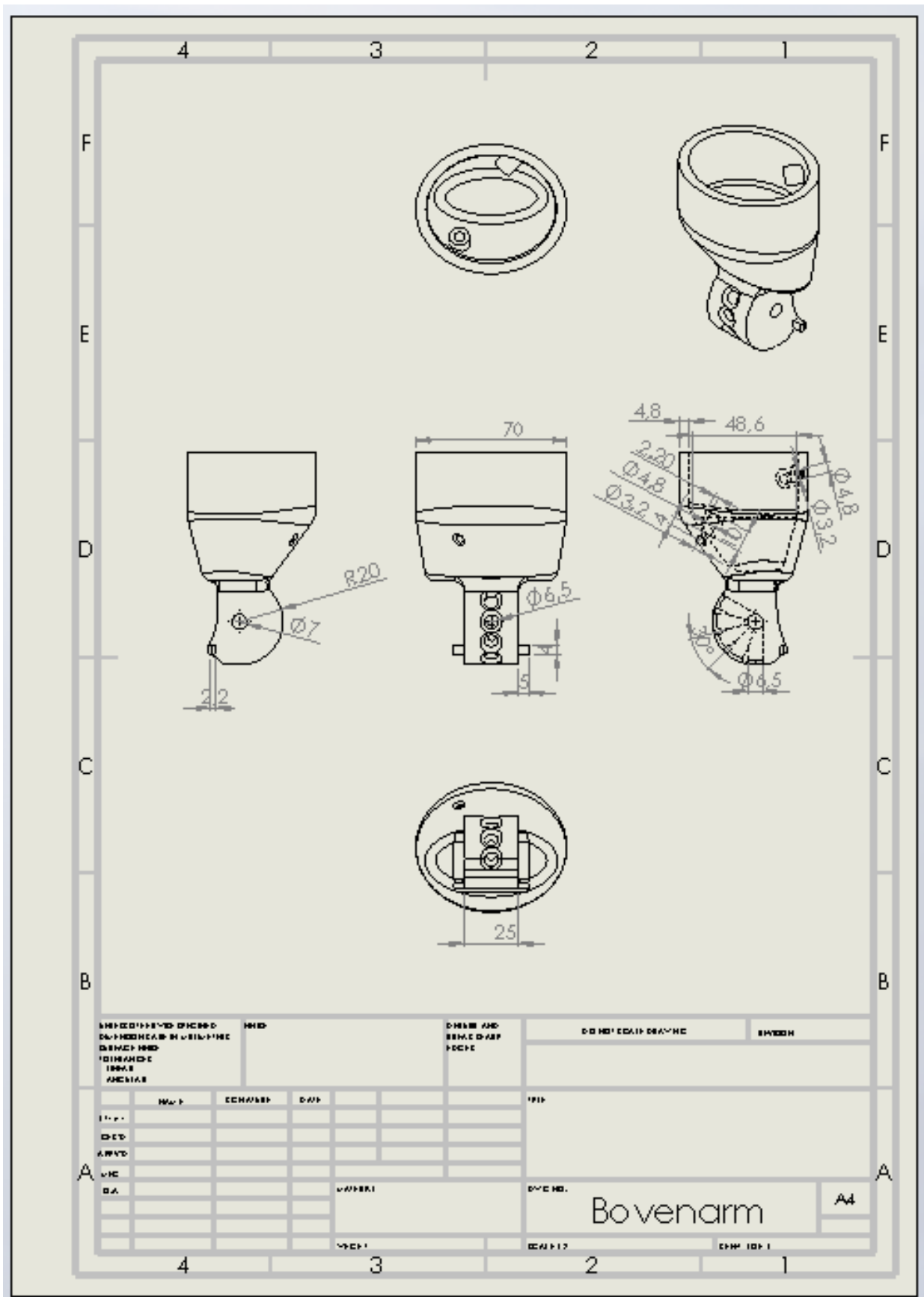
Figuur 132: Bouwtekening van de onderarm zonder deksel



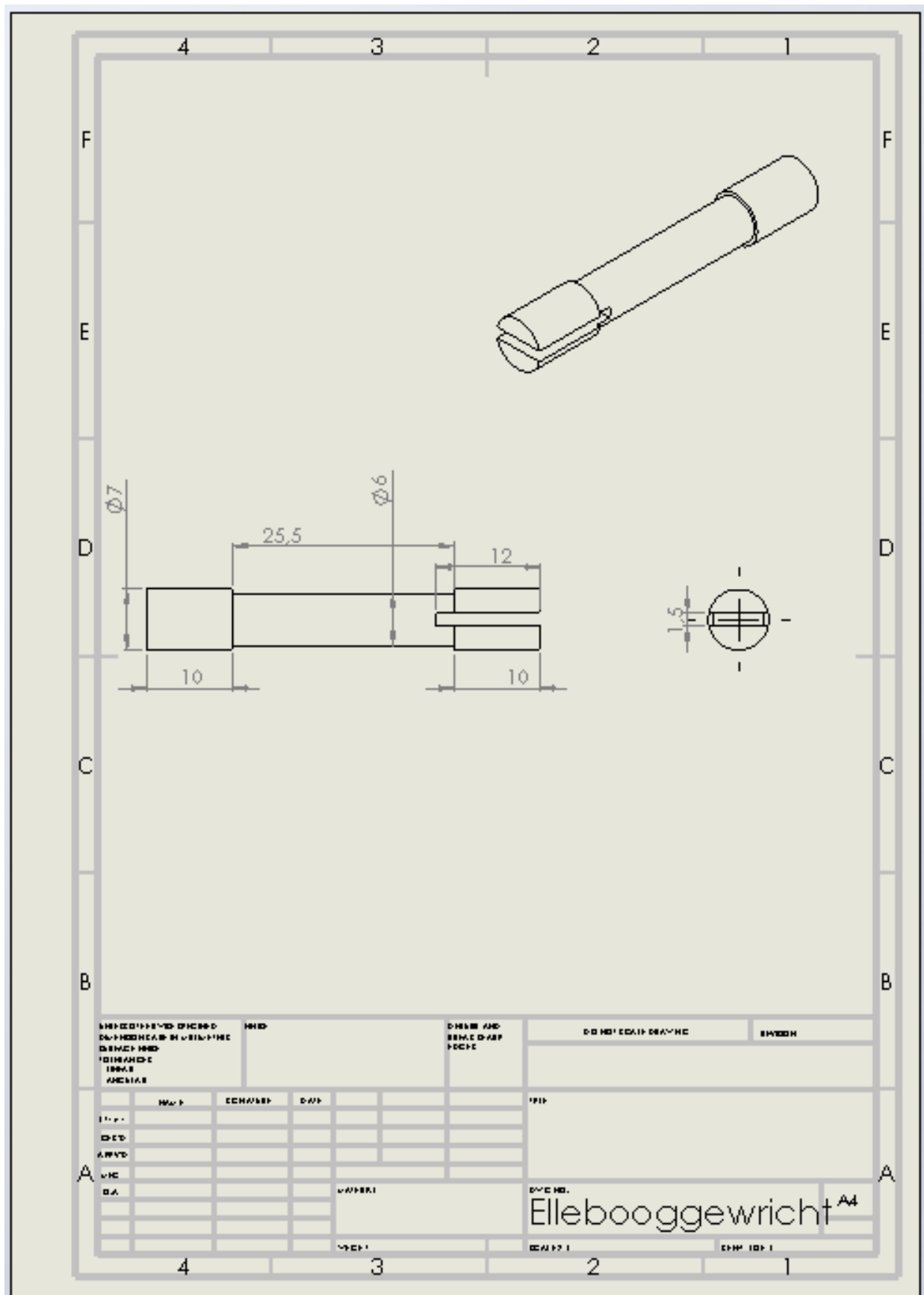
Figuur 134: Bouwtekening van de bevestigingspinnen voor de onderarmdeksel



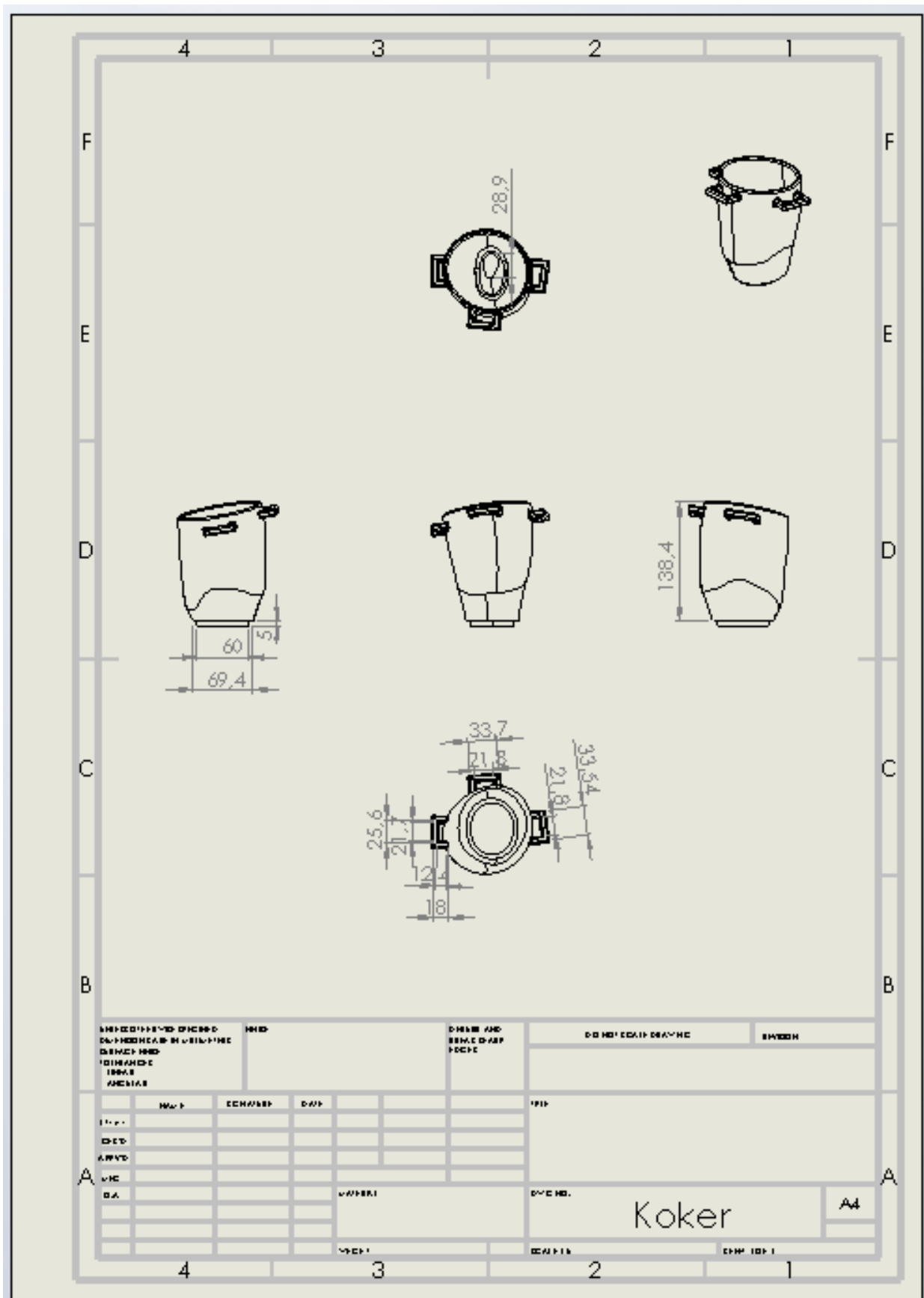
Figuur 135: Bouwtekening van de pinlock



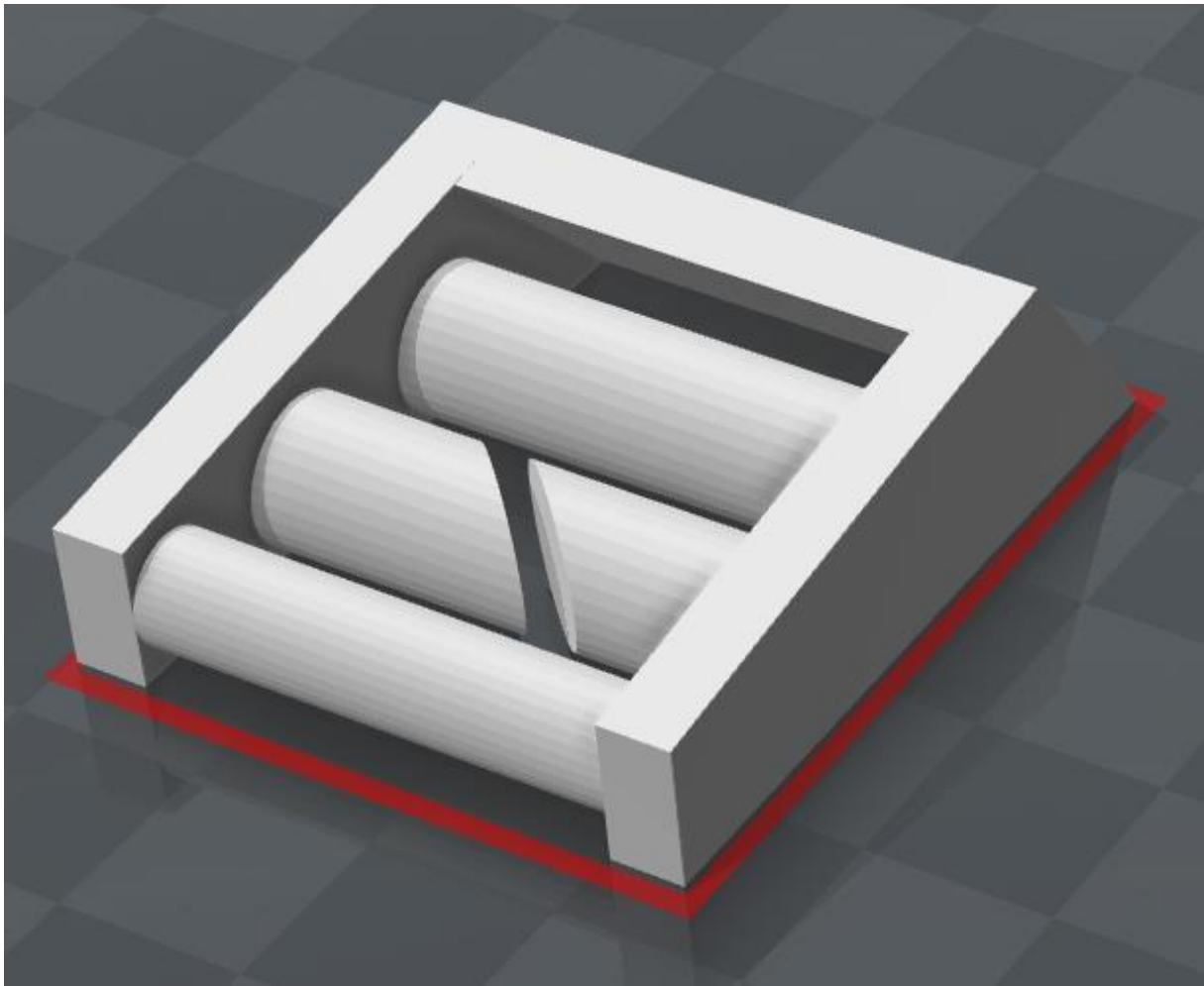
Figuur 136: Bouwtekening van de bovenarm



Figuur 137: Bouwtekening van het ellebooggewricht



Figuur 138: Bouwtekening van de koker



Figuur 139: STL bestand van de gespen aan de koker. Hier is geen bouwtekening van beschikbaar, omdat deze niet zelf is ontworpen.

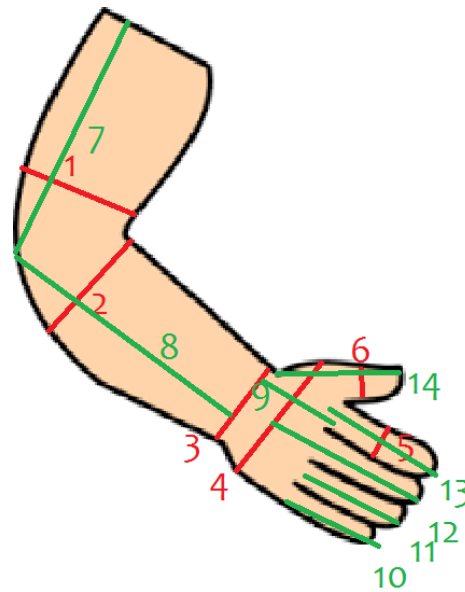
10.5 Afmetingen van de proefpersoon

1. 28 cm
2. 24 cm
3. 15,5 cm
4. 18,3 cm
5. 6 -> 5 cm
6. 6,5 -> 6 cm
7. 33,5 cm
8. 24,5 cm
9. 10 cm
10. 5 cm
11. 6,5 cm
12. 7 cm
13. 6,5 cm
14. 6,5 cm

Lengte van stomp de stomp incl. schouder: 22,5 cm

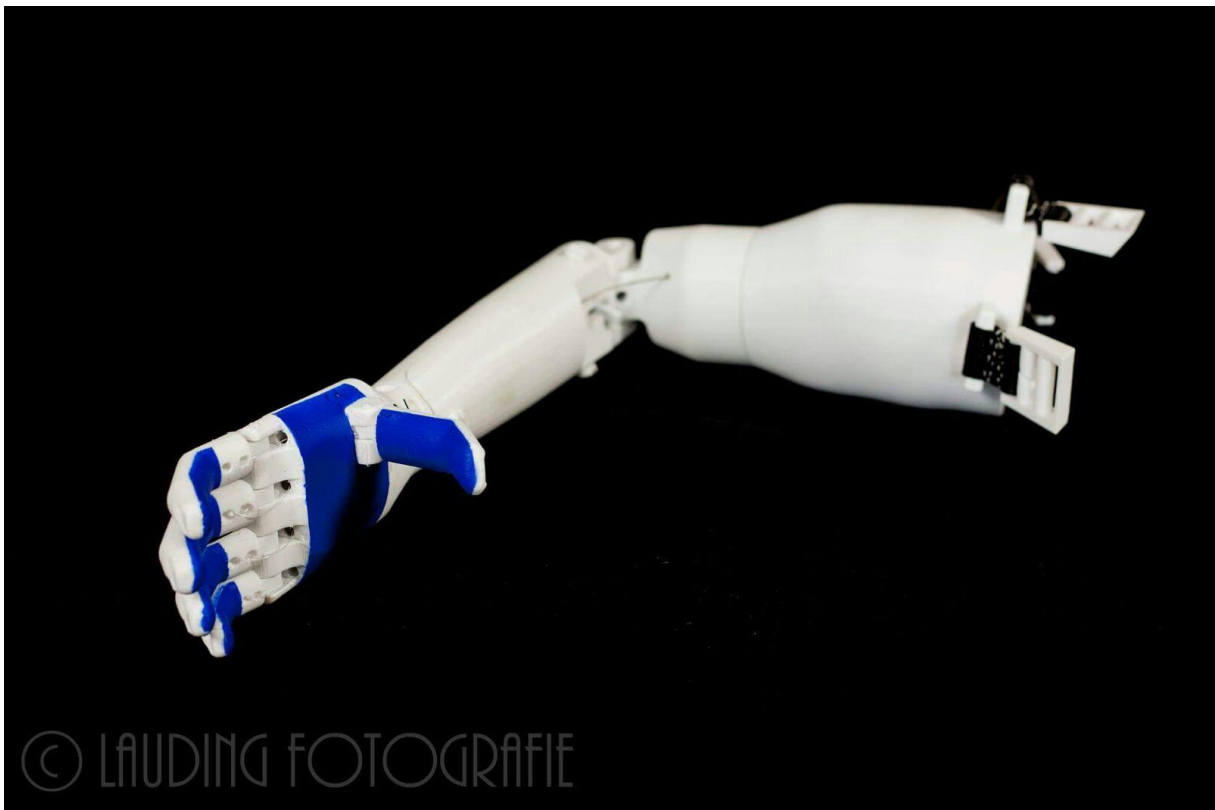
Lengte van de stomp tot de oksel: 12 cm

Omtrek van de stomp: 24 – 26 cm

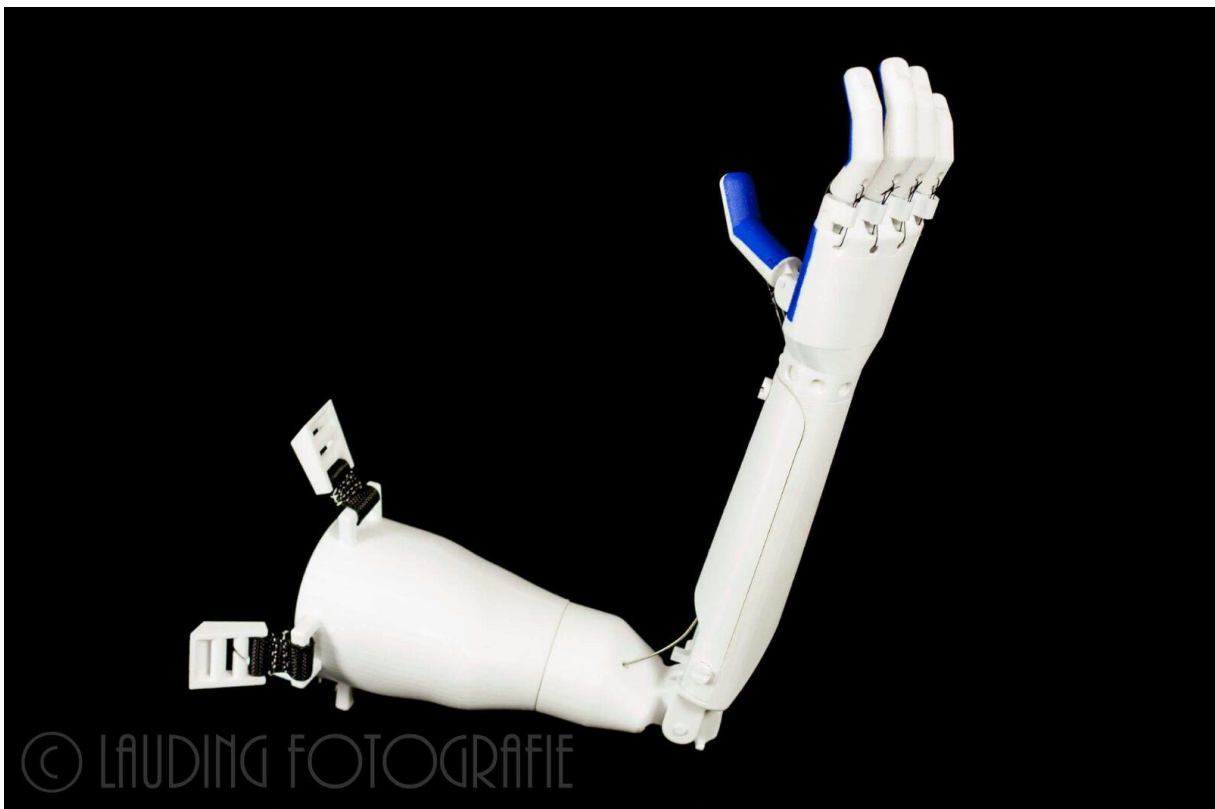


Figuur 140 Afmetingen van de proefpersoon

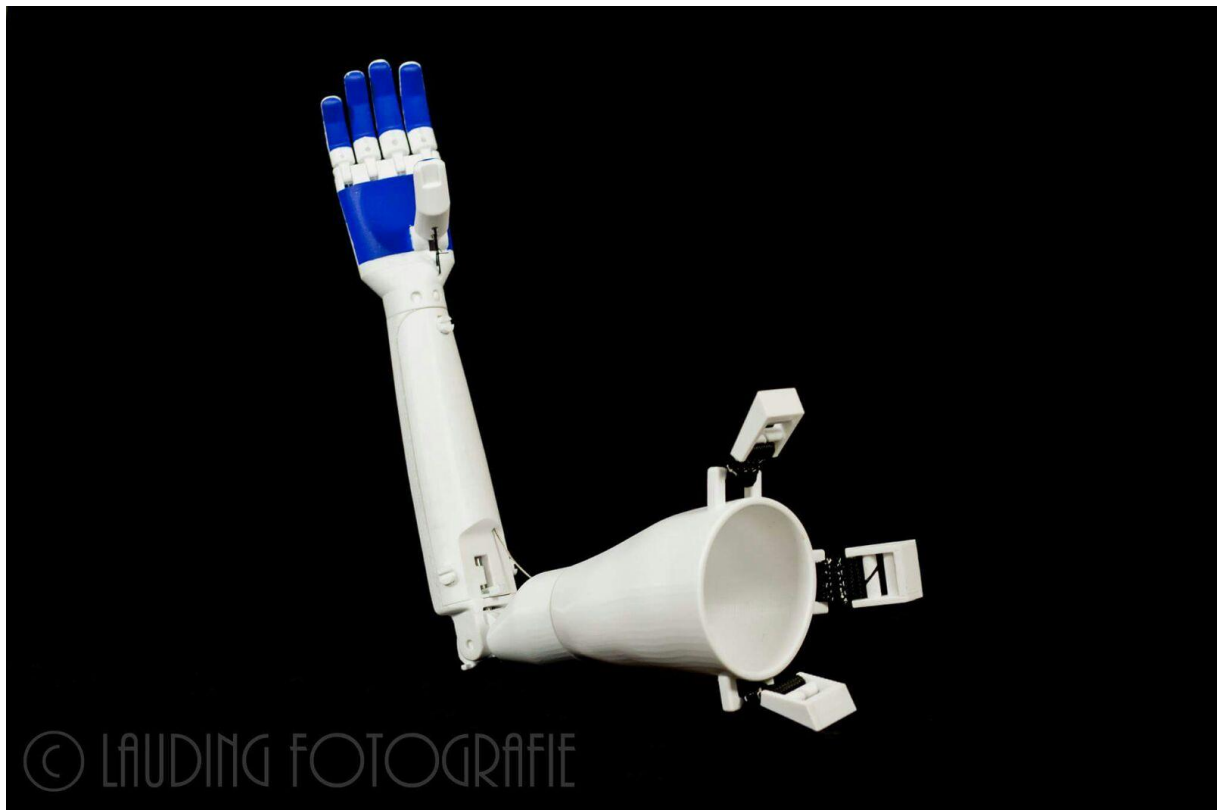
10.6 Professionele foto's van de prothese



Figuur 141 ARM3D - foto genomen door LAUDING FOTOGRAFIE



Figuur 142 ARM3D - foto genomen door LAUDING FOTOGRAFIE



Figuur 143 ARM3D - Foto genomen door LAUDING FOTOGRAFIE