



ONDERBEENPROTHESE MET ZWEMVIN VOOR LANGEAFSTANDZWEMMER

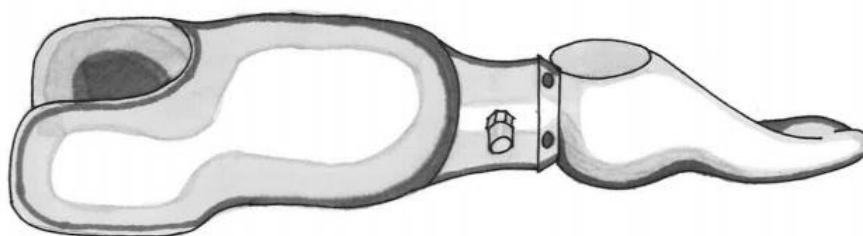
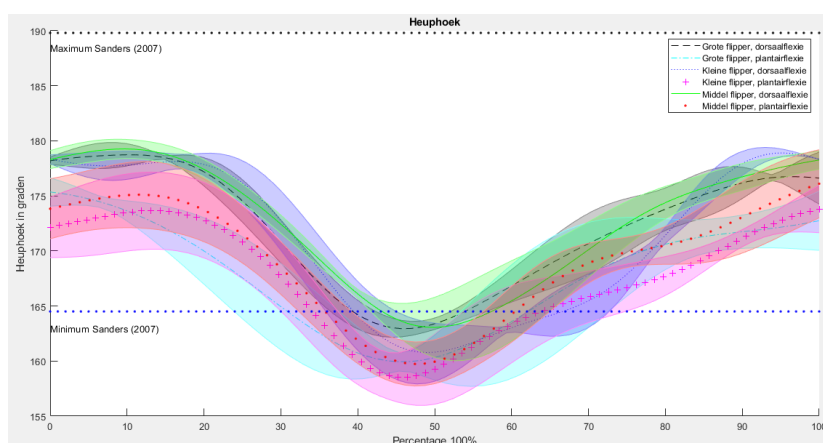
Onderzoeks- en ontwerpproject in opdracht van Westland Orthopedie en
in samenwerking met het Expertisecentrum Bewegingstechnologie

Amber Bunt

Juni, 2018

Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

ONTWIKKELEN, TESTEN EN OPTIMALISEREN VAN ONDERBEENPROTHESE MET ZWEMVIN VOOR LANGEAFSTANDZWEMMER



Afstudeerproject

Den Haag, 13 juni 2018

Naam
Studentnummer
Studie
Module
Extern bedrijf
Afstudeerbegeleiders De Haagse Hogeschool

Afstudeerbegeleider Westland Orthopedie

Amber Bunt
14022087
Mens en techniek | Bewegingstechnologie
Afstuderen
Westland Orthopedie
K. L. van Stein Callenfels, MSc
L.A.J.M. Broeren
K. Jensen, Orthopedisch adviseur
R. Schouten, Bewegingstechnoloog

VOORWOORD

Van maart 2018 tot en met juni 2018 ben ik bezig geweest met het ontwikkelen, testen en optimaliseren van een zwemprothese met als resultaat de scriptie die nu voor u ligt. Deze scriptie is geschreven in het kader van mijn afstuderen aan de opleiding Mens en techniek | Bewegingstechnologie.

Voor mijn afstuderen ben ik lang op zoek geweest naar een opdracht en ik was hierin vrij kieskeurig. Ik wilde graag iets in de orthopedie doen en daarbij ook ontwerpen. Tot vier weken voor de start van het afstuderen heb ik gezocht, tot ik deze opdracht doorgestuurd kreeg. Dit was direct iets wat mij aansprak en na overleg met Monique Berger, Remco Schouten en Katrine Jensen had ik groen licht om hier mee aan de slag te gaan. Een keuze waar ik zeker geen spijt van heb gehad.

Bij dezen wil ik Karen Stein Callenfels bedanken voor de continue begeleiding tijdens dit proces en Bert Broeren voor de extra ondersteuning in de laatste fase. Ook Remco Schouten en Nynke Gerritsen van Westland Orthopedie wil ik bedanken, omdat ik bij hen de afgelopen veertien weken altijd terecht kon voor vragen. Katrine Jensen van Westland Orthopedie heeft mij tijdens de eerste acht weken goed ondersteund en is nu met zwangerschapsverlof.

Suzanne Dane wil ik bedanken voor het assisteren tijdens de twee zwemanalyses, zonder hulp had ik de metingen niet uit kunnen voeren.

Tot slot natuurlijk dank voor Cor s'Gravenmade en zijn vrouw voor hun medewerking en enthousiasme.

Ik wens u veel leesplezier toe.

Amber Bunt

Den Haag, 13 juni 2018

SAMENVATTING

Een triatlonatleet met vele ambities in het zwemmen is, sinds een jaar geleden zijn rechteronderbeen geamputeerd werd, op zoek naar een geschikte zwemprothese. Het eerste doel is om deel te nemen aan de zwemmarathons van Ohrid, maar uiteindelijk is het doel om zwemrecords te gaan breken.

Het project is uitgevoerd door gebruik te maken van een iteratief ontwerpproces. Dit houdt in dat een cyclus van ontwerpen en testen meerdere keren herhaald wordt.

Na prototype 0, gebaseerd op een interview met de zwemmer, aangepast te hebben tot prototype 1 is een analyse gedaan van het zwemmen met en zonder prothese. Hieruit bleek dat het been tijdens zwemmen zonder prothese niet actief gebruikt wordt, de knie- en heuphoeken veranderen weinig en de zwemsnelheid ligt laag. Met prothese maakt het been een gecontroleerde slag waarbij de ROM van knie bijna volledig gehaald wordt. Hierom is besloten om de knie vrij te laten. Wel bleek dat prototype 1 niet volledig voldoet aan de gestelde eisen. De bevestiging en de instellingsmogelijkheid van de flipper moeten aangepast worden. Daarbij is besloten om verschillende flippers in twee standen met elkaar te gaan vergelijken.

Het ontwerp van prototype 2 is tot stand gekomen na brainstorming en keuzevorming met orthopedisch adviseurs en studenten Bewegingstechnologie. Dit prototype is vervaardigd en wederom is een zwemanalyse gedaan.

Uit de zwemanalyse is gebleken dat de flipper in 163° dorsaalflexie aan de koker bevestigd moet worden. De grootste flipper genereert de hoogste zwemsnelheid en de middellange flipper laat de beste kinematica zien. Zwemsnelheid is een belangrijke parameter, maar het zwemmen moet ook op lange afstanden vol te houden zijn. Daarom is aan de zwemmer geadviseerd om de lange flipper op grote afstanden uit te proberen. Indien dit goed vol te houden is zou de lange flipper de beste keuze zijn, maar is dit niet goed vol te houden kan beter overgestapt worden op de middellange flipper.

In de zwemanalyse is de heuphoek zoals uit het onderzoek van Sanders (2007) gedefinieerd als de hoek tussen het acromion, trochanter major van het femur en laterale epicondyl van het femur. Hierbij wordt over de wervelkolom gemeten waardoor bewegingen van de wervelkolom de heuphoek kunnen beïnvloeden. In een vervolgonderzoek wordt aanbevolen om de heuphoek op een andere manier te definiëren. De gemeten heup- en kniehoeken worden vergeleken met het onderzoek van Sanders. In dat onderzoek zijn echter niet-beperkte zwemmers gemeten, terwijl in dit project data verzameld wordt van een geamputeerd been en dus geen enkel actief meewerkt aan de slag. Dit kan de hoekuitslagen van de knie en de heup beïnvloeden.

Prototype 2 is geoptimaliseerd en afgewerkt tot eindproduct. Deze geoptimaliseerde prothese is gebruikt om 18 kilometer mee te zwemmen in Macedonië. Hierbij is vastgesteld dat nog een aantal punten aan de prothese verbeterd moeten worden. Zo moet de instelling van de flipper gemarkeerd worden en moet de middellange flipper verstevigd worden. Aanbevolen wordt om bij doorontwikkeling de flipper direct aan de koker te maken zodat de stand altijd behouden blijft.

Door het gebruik van de geoptimaliseerde zwemprothese ten opzichte van prototype 1 neemt de romphelling met $0,3^\circ$ af, de slaglengte met $0,272\text{m/s}$ toe, zwemsnelheid met $0,385\text{m/s}$ toe, de slagfrequentie gelijk blijft en de hoekuitslagen komen op vier van de zes punten beter overeen met het onderzoek van Sanders.

Met de zwemprothese heeft de zwemmer 18 kilometer in 5 uur en 15 minuten kunnen zwemmen.

INHOUDSOPGAVE

1	Inleiding.....	5
2	Testfase prototype 0.....	8
2.1	Methode interview	8
2.2	Resultaat interview	8
2.3	Eisen en Wensen vanuit het interview	8
3	Ontwerp prototype 1	9
4	Testfase prototype 1.....	10
4.1	Methode	10
4.1.1	Zwemanalyse	10
4.1.2	lichamelijk onderzoek.....	12
4.1.3	test eisen, wensen en hypothesen	12
4.2	Resultaten.....	13
4.2.1	Zwemanalyse	13
4.2.2	lichamelijk onderzoek.....	14
4.2.3	Test aan eisen, wensen en hypothesen.....	15
4.3	Doorontwikkeling	16
5	Ontwerp prototype 2	17
5.1	Ideefase bevestiging en instelling flipper	17
5.2	Uitwerking	19
5.3	Vervaardiging	20
6	Testfase prototype 2.....	21
6.1	Methode	21
6.2	Resultaten.....	22
6.3	Doorontwikkeling	24
7	Afwerking, afleveren en proefzwemmen	25
8	Discussie.....	26
9	Conclusie	28
	Literatuurlijst.....	29
	Bijlage	30
	Bijlage 1: Standaard lichamelijk onderzoek	30
	Bijlage 2: Project plan	34
	Bijlage 3: Reflectieverslag	40

1 INLEIDING

In Nederland worden per jaar ongeveer tweeduizend amputaties van de onderste extremiteiten uitgevoerd. (Rommers & Vos, 1997) Ongeveer 60% hiervan betreft een onderbeenamputatie, zoals ook bij de zwemmer waarvoor dit project is uitgevoerd. Kegel e.a. (1980) concludeerden dat zwemmen, na vissen, de meest beoefende sport onder prothesegebruikers is. Ook in het onderzoek van Burger en Marincek (1997) staat zwemmen op de tweede plaats, dit keer achter wandelen. Zwemmen is volgens Burger en Marincek zo'n populaire sport onder geamputeerden omdat problemen aan de stomp zoals overmatig zweten, pijn, vermoeidheid, zwelling en kramp in mindere mate optreden.

Een zwemmer met enkele onderbeenamputatie, heeft de ambitie om marathons te gaan zwemmen en is hiervoor op zoek naar een geschikte prothese.

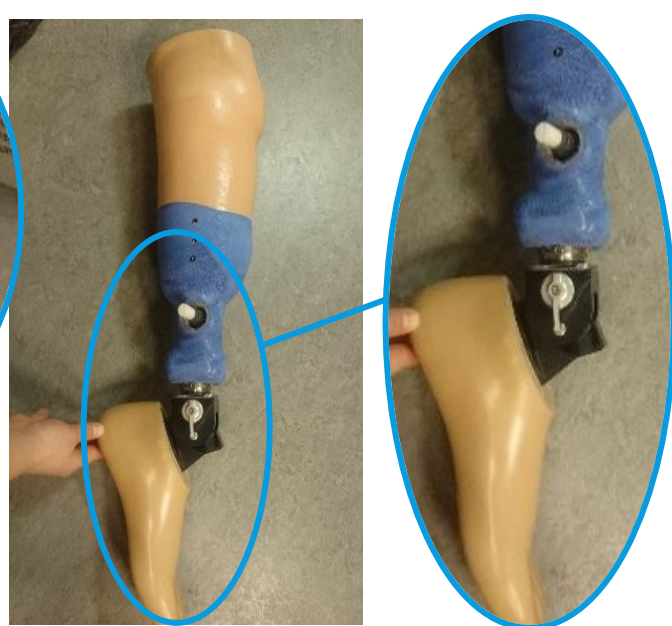
Het doel is om voor de zwemmer een zwemprothese te ontwikkelen, testen en optimaliseren.

Nog voor aanvang van dit project heeft de zwemmer een eerste zwemprothese, die ontwikkeld is door Katrine Jensen van Westland Orthopedie, in gebruik genomen.

De eerste zwemprothese (vanaf nu prototype 0 genoemd) heeft een koker waarbij de patella gesloten is en de trimlijn net boven de knie loopt, omdat de zwemmer eerder een universele zwemprothese tot onder de knie geprobeerd heeft, maar hierbij de knie niet gecontroleerd kon bewegen. In Figuur 1 is prototype 0 te zien. Onder de koker bevindt zich een Shuttle lock systeem, waarmee de stomp via een liner met pin aan de koker bevestigd wordt. Gevolgd door een SwimAnkle van Rampro, welke de aquavoet van Ottobock kan kantelen. De gekantelde stand is te zien in Figuur 2.

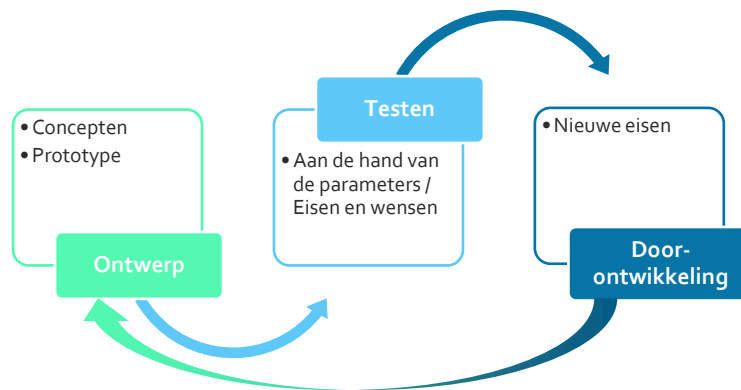


Figuur 1: Prototype 0 staand



Figuur 2: Prototype 0 met gekantelde voet

Het ontwerpen van een geoptimaliseerde zwemprothese is gebeurd volgens een iteratief ontwerpproces zoals weergegeven in Figuur 3. Een iteratief ontwerpproces houdt in dat dit zowel een ontwerpproject als een onderzoeksproject is. De prototypes die in de ontwerpfase gevormd worden zullen op verschillende manieren getest worden. Het onderzoek(testen) leidt tot nieuwe eisen en verbeterpunten aan het ontwerp, waarna de cyclus opnieuw gestart wordt.



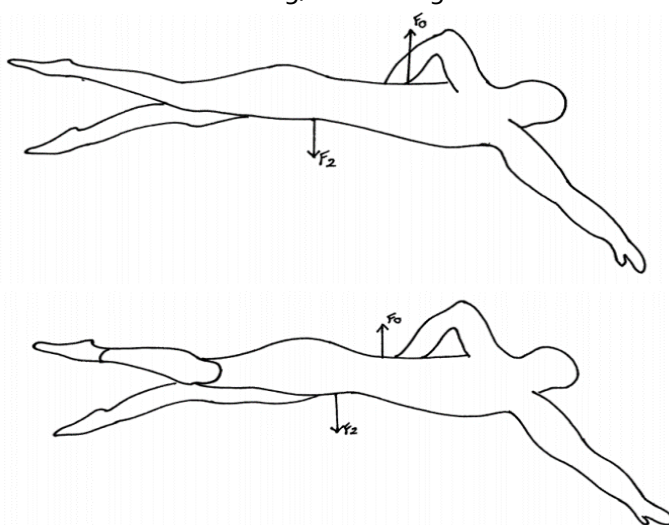
Figuur 3: Iteratief ontwerpproces

Bij het ontwerpen van een zwemprothese is het van belang dat alle gebruikte materialen bestand zijn tegen water. Het is belangrijk dat de prothese geen water opneemt, want dit maakt het erg zwaar om de vin soepel door het water te bewegen.

In het zwembad is chloor een veel voorkomend bestanddeel dat de materialen aan zou kunnen tasten. In open water is het zout in het water, UV straling van de zon en zand waar rekening mee gehouden moet worden.

Daarnaast is het van belang dat de prothese kan blijven drijven. Zo kan de prothese teruggevonden worden wanneer deze los in het water terecht komt. Daarbij komt de opwaartse kracht (F_o) op het lichaam dicht bij de zwaartekracht (F_z) van het lichaam te liggen als de prothese drijfvermogen heeft (zie Figuur 4). Wanneer deze krachten dicht bij elkaar liggen ontstaat een kleiner achterover kantelend moment en kan de horizontale positie in het water beter gehandhaafd worden. (Berger, Nooy en Hollander (2001))

De dichtheid van water is 1 g/cm^3 . Om drijvend vermogen te hebben mag de dichtheid van het totale product niet meer dan 1 g/cm^3 bedragen.



Figuur 4: Koppel als gevolg van opwaartse kracht (F_o) en zwaartekracht (F_z)

De eisen die aan het materiaal gesteld worden zijn:

- ~ De gebruikte materialen mogen geen water absorberen;
- ~ Het materiaal moet bestand zijn tegen zowel chloorwater als zout water;
- ~ Het materiaal moet bestand zijn tegen zand;
- ~ De dichtheid van het totale product mag niet meer dan 1 g/cm^3 bedragen, hiermee moet het product drijvend vermogen hebben.

De romphelling staat in verband met de actieve weerstand die van het water ondervonden wordt, omdat de romphelling grotendeels het frontale oppervlak bepaalt. (Zamparo, Gatta, & Pentergast, 2009) Indien de prothese voldoende drijfvermogen heeft, is de verwachting dat de door het kleinere achterover kantelende moment (Figuur 4) de romphelling afneemt.

Zamparo, Carrara en Cesari (2017) stellen dat slagfrequentie (SF) en slaglengte (SL) enkele van de belangrijkste parameters zijn die de prestatie van het zwemmen bepalen. De zwemsnelheid (V) wordt immers gedefinieerd als $V = SF \times SL$ (Zamparo et al., 2017). Over het algemeen wordt de grootste snelheidsverhoging bepaald door de verhoging van de slagfrequentie, waar de slaglengte bij langzaam zwemmen het grootst is en afneemt naarmate de snelheid toeneemt. (Zamparo, Pendergast, Mollendorf, Termin & Minetti, 2005) In dit geval wordt echter verwacht dat de slaglengte ook toeneemt door beter gebruik van de benen.

Uit de onderzoeken van Lagerberg (2008), Gourgoulis et al. (2013) Prins & Murata (2008) en Kjendlie, Stalman, & Stray-Gundersen (2004) blijkt dat de beenslag een groot deel van de waterligging reguleert en hiermee de actieve weerstand verkleint. Sanders onderzocht in 2007 de maximale en minimale hoekuitslagen en de Range Of Motion (ROM) van heup en knie bij ervaren zwemmers zonder beperking. De verwachting is dat de heup- en kniehoeken bij gebruik van de prothese overeenkomen met het onderzoek van Sanders (2007).

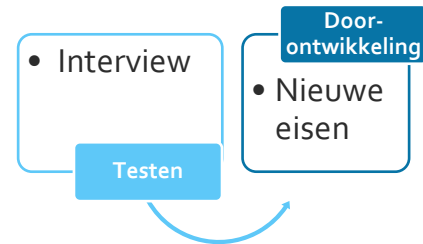
De onderzoeksvraag bij de zwemanalyse luidt als volgt: "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese, de romphelling, slaglengte, slagfrequentie, zwemsnelheid en de hoekuitslagen en ROM van knie en heup?"

De hypothesen hierbij zijn:

- ~ De romphelling neemt door het gebruik van de prothese af;
- ~ De slaglengte, slagfrequentie en zwemsnelheid nemen door het gebruik van de prothese toe;
- ~ De hoekuitslagen en ROM van heup en knie komen overeen met het onderzoek van Sanders (2007).

2 TESTFASE PROTOTYPE 0

Alvorens de eerste ontwerpcyclus doorlopen wordt, is een interview met de zwemmer gedaan. Het interview met de zwemmer geeft inzicht in zijn wensen en hij geeft hierin aan hoe prototype 0 bevalt. Met de informatie uit deze analyse is begonnen aan het ontwerpen van prototype 1.



2.1 METHODE INTERVIEW

Er is met de zwemmer gesproken over het project. Hierin is allereerst gevraagd naar de zwemprothese die de zwemmer voor aanvang van dit project ontvangen heeft. Hier was de koker nog tot net boven de knie. De zwemmer kon in het gesprek aangeven welke aspecten (vorm koker, liner, lock systeem, kantelende voet) hem wel en niet bevielen.

Daarnaast zijn verschillende vragen aan de zwemmer gesteld over het gebruik van de prothese en tot slot is gevraagd wat de zwemmer zelf graag in het ontwerp terugziet.

2.2 RESULTAAT INTERVIEW

Het belangrijkste wat uit het interview blijkt is dat de prothese op dit moment niet gebruikt wordt omdat de rand van de koker in het bovenbeen snijdt, wat pijn veroorzaakt. De rand zit vrij kort boven de knie waardoor alle krachten over een klein oppervlak verdeeld worden.

De aspecten die goed bevallen zijn de liner met pin en het Shuttle lock systeem. Dit geeft de zwemmer zekerheid dat hij de prothese niet verliest.

Er werd aangegeven dat de prothese aan de rand van het water aangetrokken wordt en hier verder niet op gelopen gaat worden. Dit gegeven maakt de dorsaalflexiestand van de kantelende voet overbodig.

Het is niet van belang dat de prothese snel aan en uit gedaan kan worden en daarom hoeft deze niet binnen een bepaald aantal handelingen aan te trekken zijn.

De zwemmer zou graag willen dat de prothese oranje is, omdat hij veel in het buitenland gaat zwemmen en dan Nederland vertegenwoordigt.

2.3 EISEN EN WENSEN VANUIT HET INTERVIEW

Eis:

- ~ De rand van de koker moet aangepast worden zodat deze niet in het been snijdt.

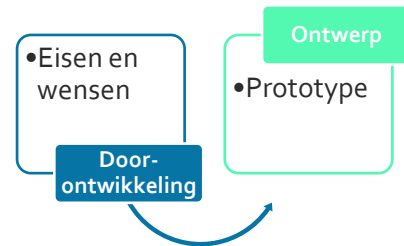
Wensen:

- ~ Voor de bevestiging heeft een liner met pin en het Shuttle lock systeem de voorkeur;
- ~ De kleur van de prothese is oranje;
- ~ De flipper wordt aan de prothese gemaakt zonder voet die naar dorsaalflexie gekanteld kan worden.

3 ONTWERP PROTOTYPE 1

Prototype 0 kan niet gebruikt worden om te testen omdat deze te veel pijn aan het been van de zwemmer veroorzaakt. Om deze prothese toch te gebruiken om de uitgangssituatie vast te stellen zijn de trimlijnen ingekort en komt de knie vrij te liggen. Zo kan in beeld gebracht worden hoe de knie zich gedraagt tijdens het zwemmen wanneer deze niet vastgezet wordt.

Het inkorten is gedaan door een trimlijn zoals bij een traditionele KBM (kondylen bettung munster) aan te brengen, zie Figuur 6. Hier is voor gekozen omdat de koker in deze vorm wel zijdelingse stabiliteit aan de knie geeft en rotaties beperkt, maar de flexie en extensie niet beïnvloedt. Naast het inkorten is niets aan de prothese veranderd.



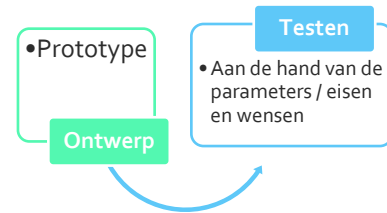
Figuur 5: Prototype 0



Figuur 6: Prototype 1

4 TESTFASE PROTOTYPE 1

Na prototype 1 in voorgaand hoofdstuk ontworpen te hebben, wordt nu naar de testfase gegaan. Hierin staat de onderzoeksvraag, "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese, de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?", centraal. Om deze vraag te beantwoorden is een zwemanalyse gedaan waar de genoemde parameters gemeten zijn. Daarnaast is prototype 1 getest aan de gestelde eisen, wensen en hypothesen.



4.1 METHODE

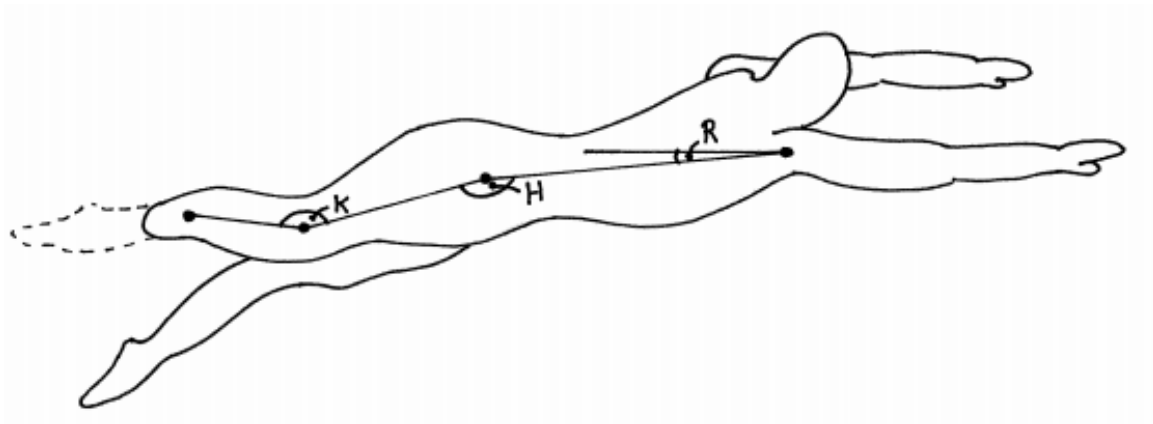
Om de functionaliteit van prototype 1 te testen worden verschillende testen uitgevoerd. Allereerst een zwemanalyse waarbij de kinematica en de belangrijkste prestatiebepalende factoren gemeten worden voor het zwemmen zonder prothese en het zwemmen met prototype 1. Omdat de kinematica gemeten wordt is vervolgens een passief lichamelijk onderzoek uitgevoerd, waarbij de maximale ROM van knie en heup en de kracht in de knie gemeten is. Tot slot is prototype 1 getoetst aan de eisen en wensen uit de analyse. Aan de hand van de resultaten van de drie testen zijn een aantal nieuwe eisen opgesteld waarmee verder ontworpen kan worden.

4.1.1 ZWEMANALYSE

In deze test wordt het zwempatroon van de zwemmer onderzocht. Dit wordt gedaan zonder prothese en met prototype 1. Het zwemmen wordt in buikligging gedaan waarbij de armen niet gebruikt worden. De beenslag wordt vanaf de zijkant gefilmd. Hieruit worden de knie- en heuphoek, de romphelling, de slagfrequentie van de benen (SF) en de zwemsnelheid (V) bepaald. De slaglengte van de benen (SL) wordt berekend door de zwemsnelheid (V) te delen door de slagfrequentie (SF). De benodigde materialen zijn:

- ~ High-speed camera
- ~ Onderwaterbehuizing
- ~ Constructie onderwatercamera
- ~ Sporttape
- ~ Watervaste stift
- ~ Zwemprothese (prothese, liner en sleeve)

Voordat de test begint moet de camera op 120 frames per seconde ingesteld worden, in de onderwaterbehuizing gedaan worden en aan de constructie bevestigd worden. Vervolgens worden de vier markers op het lichaam van de zwemmer aangebracht. Dit is op het acromion, trochanter major van het femur, laterale epicondyl van het femur en op het laterale uitende van de tibia. De hoeken zijn gedefinieerd zoals te zien in Figuur 7.



Figuur 7: R=Romphelling t.o.v. horizontaal, H=Heuphoek, K=Kniehoek

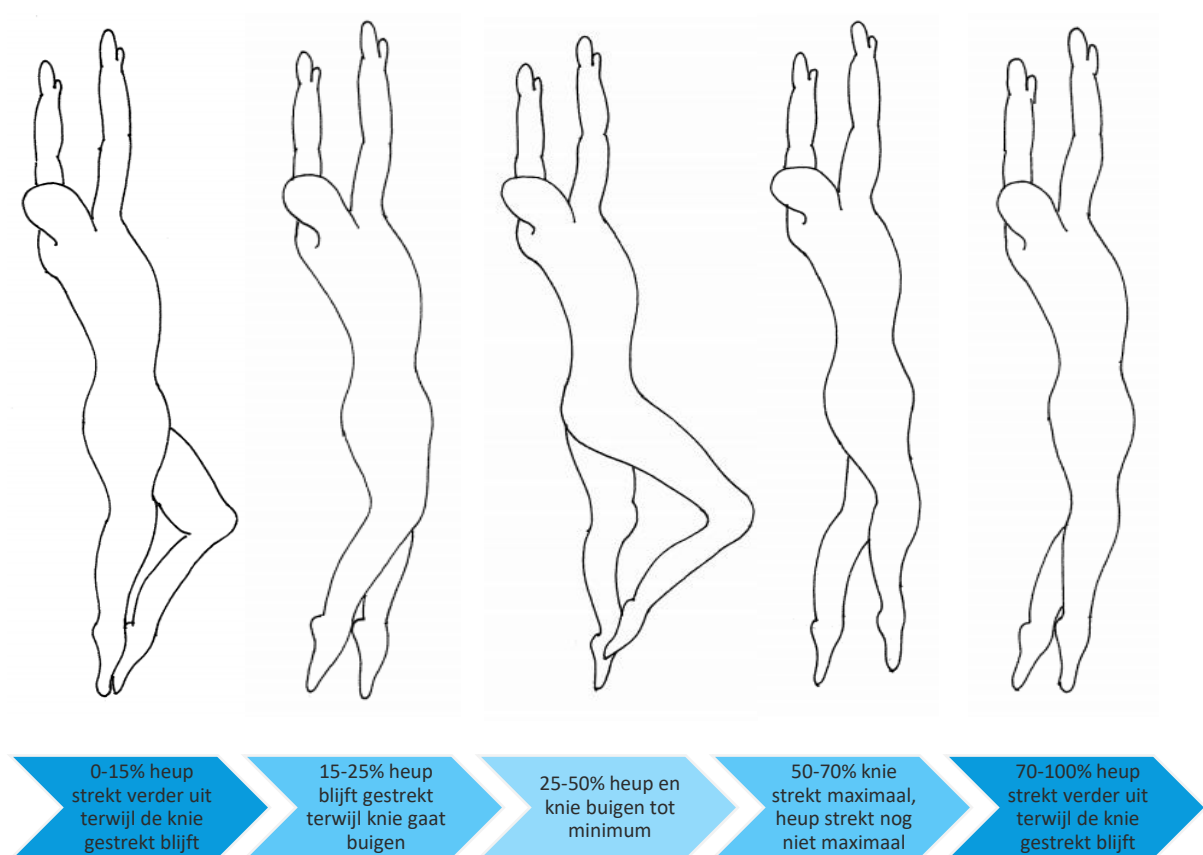
Wanneer de markers aangebracht zijn en de camera in positie hangt kan de zwemmer 5 minuten gaan inzwemmen.

Na het inzwemmen wordt de meting drie keer voor beide condities uitgevoerd over een afstand van tien meter. Over de tien meter wordt de camera mee bewogen met de zwemmer zodat hij continue volledig in beeld is. Na iedere meting wordt de video opgeslagen en een nieuwe video gestart voor de volgende meting.

Na de metingen worden de video's in Kinovea ingeladen. Van de zwemsnelheid, slaglengte en slagfrequentie wordt het gemiddelde van de drie metingen en de daarbij behorende standaarddeviatie bepaald. De zwemsnelheid wordt bepaald door de afgelegde weg (tien meter) te delen door de tijd die hierover gedaan is (duur video). De slagfrequentie wordt bepaald door het aantal gemaakte slagen te delen door de tijd die hierover gedaan is (duur video) en de slaglengte kan vervolgens bepaald worden door de zwemsnelheid te delen door de slagfrequentie.

Voor de romphelling, knie- en heuphoek worden van de middelste van de drie metingen, de markers getrackt gedurende drie cycli. In Matlab kunnen met deze coördinaten de hoeken berekend worden. Van de knie- en heuphoek worden het gemiddelde minimum en maximum van de drie cycli bepaald en het verschil hiertussen is de ROM. De knie- en heuphoeken worden vergeleken met het onderzoek van Sanders in 2007. Hij onderzocht de kinematica van de geïsoleerde beenslag bij ervaren zwemmers. Van de romphelling wordt het gemiddelde over de drie cycli bepaald en daarbij de standaarddeviatie.

De knie- en heuphoeken zullen per slag weergegeven worden in een grafiek. Hierbij ziet de slag van 0 tot 100 % uit zoals te zien in Figuur 8.



Figuur 8: Beenslag van 0 tot 100%

4.1.2 LICHAAMELIJK ONDERZOEK

Om te bepalen wat de bewegingsmogelijkheden van de zwemmer zijn en of hier beperkingen in zitten is een lichamelijk onderzoek van het been gedaan. Hierbij is de ante- en retroflexie ROM mogelijkheid van de heup en de flexie en extensie ROM van de knie onderzocht. Dit is gedaan volgens de richtlijnen van het Standaard Lichamelijk Onderzoek (Becher et al., 2011). De gebruikte testen voor de gewrichtshoeken zijn terug te vinden in Bijlage 1. De gewrichtshoeken worden hier uitgedrukt zoals in Figuur 7 en niet zoals aangegeven in de bijlage. Ook is de kracht die de knie in flexie en extensie richting kan leveren onderzocht. Dit is gedaan volgens de gradaties (MRC) zoals beschreven in het boek *Spieren; tests en functies*. (Peterson Kendall, Kendall McCreary, Geise Provance, McIntyre Rodgers, & Anthony Romani, 2012)

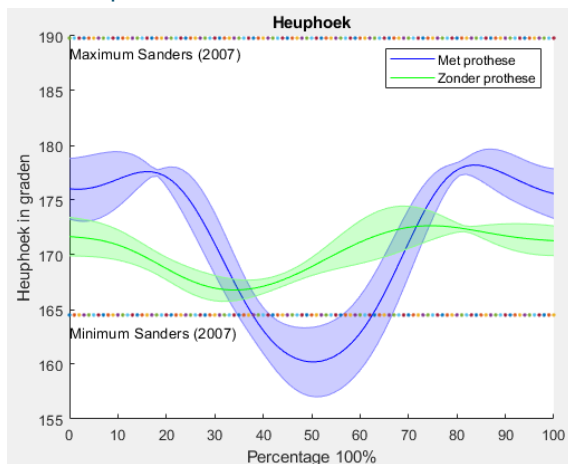
4.1.3 TEST EISEN, WENSEN EN HYPOTHESEN

In deze test is onderzocht of het prototype voldoet aan de gestelde eisen en wensen. Dit wordt gedaan door praktijktesten uit te voeren, producthandleidingen te raadplegen en door visuele beoordeling. Materiaaleigenschappen zullen opgezocht worden in de handleiding. Het drijvend vermogen wordt getest in het zwembad, wanneer het prototype drijft voldoet deze aan de eis.

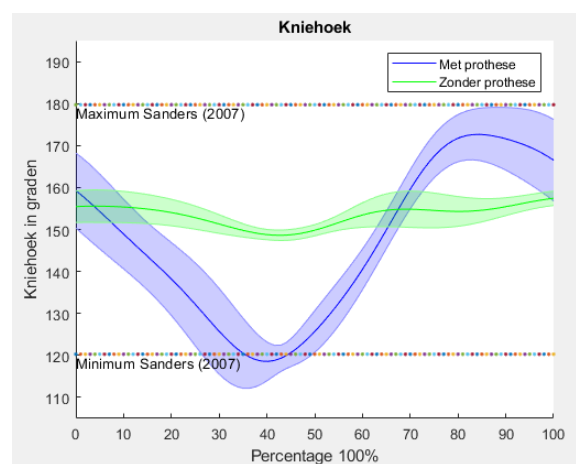
4.2 RESULTATEN

Alle testen waarvan de methode in hoofdstuk '4.1 Methode' beschreven staat zijn uitgevoerd en de resultaten staan in dit hoofdstuk per test weergegeven.

4.2.1 ZWEMANALYSE



Figuur 9: Heuphoeken gedurende een slag



Figuur 10: Kniehoeken gedurende een slag

Figuur 9 en 10 zijn grafische weergaven van de heup- en kniehoeken tijdens een beenslag. Het is goed te zien dat bij het gebruik van de prothese veel grotere hoekuitslagen behaald worden.

De maximale en minimale heup- en kniehoeken worden vergeleken met de resultaten van het onderzoek van Sanders in 2007. De resultaten van Sanders staan weergegeven in de kolom 'Sander (2007)'.

Van het zwemmen zonder prothese staan de kinematische resultaten in Tabel 1 weergegeven. Bij het zwemmen zonder prothese zijn grote verschillen tussen de gemeten hoeken en de gewenste hoeken. De ROM van de knie geeft het grootste verschil weer. Voor de knie is een ROM van 59,4° gewenst, maar hier wordt slechts 8,8° gebruikt.

Tabel 1: Resultaten hoekuitslag zonder prothese

Romphelling(°)	66,3±1.41		
Heup	Sander(2007)	Gemeten hoek(°)	Vershil (°)
Minimaal	164,5	166,8	-2,3
Maximaal	189,8	172,7	-17,1
ROM	25,3	5,9	-19,4
Knie			
Minimaal	120,3	148,6	28,3
Maximaal	179,7	157,4	-22,3
ROM	59,4	8,8	-50,6

Van het zwemmen met prothese staan de kinematische resultaten in Tabel 2 weergegeven. Bij het zwemmen met prothese zijn de verschillen tussen de gemeten hoeken en de hoeken uit Sanders onderzoek een stuk kleiner dan bij het zwemmen zonder prothese. De minimale kniehoek scheelt hier slechts 1,7°.

Tabel 2: Resultaten hoekuitslag met prothese

Romphelling(°)	63,9±1.69		
Heup	Sanders(2007)	Gemeten hoek(°)	Vershil (°)
Minimaal	164,5	160,2	-4,3
Maximaal	189,8	178,2	-11,6
ROM	25,3	18	-7,3
Knie			
Minimaal	120,3	118,6	-1,7
Maximaal	179,7	172,6	-7,1
ROM	59,4	54	-5,4

Bij zowel het zwemmen met als zonder prothese zijn de spatio-temporele parameters gemeten. De resultaten staan weergegeven in Tabel 3. De zwemsnelheid en slaglengte blijken bij het zwemmen met prothese toegenomen te zijn. De slagfrequentie is afgenomen.

Tabel 3: Resultaten spatiotemporeel zonder en met prothese

Variabele	Zonder prothese	Met prothese
Zwemsnelheid [m/s]	0.527±0.002	0.882±0.05
Slagfrequentie benen [sl/s]	1.67±0.01	1.48±0.04
Slaglengte [m/sl]	0.316±0.005	0.596±0.03

4.2.2 LICHAMELIJK ONDERZOEK

Tabel 4: Resultaten passief lichamelijk onderzoek

Heup	
Anteflexie	78°
Retroflexie	191°
Knie	
Flexie	61°
Extensie	180°
Flexiekracht	5 → normale kracht
Extensiekracht	5 → normale kracht

Uit het lichamelijk onderzoek blijkt dat de kracht die geleverd kan worden in de knie van normaal niveau is. De ROM van de heup bedraagt 113°. Bij het zwemmen wordt zoals in het onderzoek van Sanders in 2007 gemeten, in de heup een ROM van 25,3° gebruikt en hier zijn dus geen beperkingen gevonden.

De ROM van de knie bedraagt 119°. Tijdens het zwemmen wordt in de knie een ROM van 59,4° gebruikt en ook hier zijn dus geen beperkingen gevonden.

4.2.3 TEST AAN EISEN, WENSEN EN HYPOTHESEN

Tabel 5: Toetsing prototype 1 aan eisen, wensen en hypothesen

Eisen en wensen	Beoordeling
De gebruikte materialen mogen geen water absorberen.	Geen van de gebruikte materialen neemt water op
Het materiaal moet bestand zijn tegen zowel chloorwater als zout water.	De gebruikte schroeven kunnen na gebruik in het water gaan roesten
Het materiaal moet bestand zijn tegen zand.	De SwimAnkle is niet bestand tegen zand. (Rampro, 2018)
De dichtheid van het totale product mag niet meer dan 1 g/cm ³ bedragen, hiermee moet het product drijvend vermogen hebben.	Het totale product blijft net aan drijven
De koker moet aangepast worden zodat deze niet in het been snijdt.	De koker zit comfortabel en veroorzaakt geen klachten.
Voor de bevestiging heeft een liner met pin en het Shuttle lock systeem de voorkeur.	Het Shuttle lock systeem en de liner met pin zijn toegepast in het ontwerp
De kleur van de prothese is oranje.	De koker kan tijdens de optimalisatie nog oranje gemaakt worden.
De flipper wordt aan de prothese gemaakt zonder voet die naar dorsaalflexie gekanteld kan worden.	De SwimAnkle wordt vervangen, omdat deze niet bestand is tegen zand.
De romphelling neemt door gebruik van de prothese af.	De romphelling is met 2,4° afgenomen.
De slaglengte, slagfrequentie en zwemsnelheid nemen door het gebruik van de prothese toe.	De slaglengte is 0,28 m toegenomen, de slagfrequentie is 0,19 sl/s afgenomen en de zwemsnelheid is 0,355 m/s toegenomen.
De hoekuitslagen en ROM van heup en knie komen overeen met het onderzoek van Sanders(2007).	De hoekuitslagen en ROM komen in vergelijking met het zwemmen zonder prothese veel dichterbij de resultaten van Sanders(2007), maar zeker in de maximale heuphoek valt nog winst te behalen.

4.3 DOORONTWIKKELING

De onderzoeksvraag luidde "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese, de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?"

Uit de zwemanalyse blijkt dat de romphelling met $2,4^\circ$ is afgenomen wanneer gezwommen wordt met de prothese. De zwemsnelheid is met $0,355\text{m/s}$ toegenomen en de slaglengte is $0,28\text{m}$ meer geworden. Alleen de slagfrequentie is afgenomen bij het zwemmen met prothese. Doordat het been tijdens zwemmen zonder prothese weinig actief bewogen werd was het lastig om de slag vast te stellen. Dit is gebaseerd op het andere been, maar kan hierdoor afwijken. Uit de kinematica blijkt dat prototype 1 het been activeert om een zwemslag te maken. Zonder prothese wordt het been niet actief bewogen, dit is terug te zien aan de knie- en heuphoeken. Van de ROM van de knie wordt tijdens het zwemmen zonder prothese slechts $8,8^\circ$ gebruikt, terwijl een uitslag van $59,4^\circ$ gewenst is. De knie wordt in zowel flexie als extensie minder bewogen.

Van de heuphoek wordt een ROM van $5,9^\circ$ gebruikt waar $25,3^\circ$ gewenst is, deze beperking zit vooral in de retroflexie. De beperking in retroflexie werd tijdens het passief lichamelijk onderzoek niet gemeten.

Met prothese wordt het been goed actief bewogen en is een gecontroleerde beenslag te zien. Van de ROM van de knie wordt 54° gebruikt, dit scheelt slechts $5,4^\circ$ met de gewenste ROM. Daarbij was de verwachting dat de knie geen gecontroleerde beweging zou kunnen maken maar zoals in de grafiek te zien blijkt dit niet het geval. Het is duidelijk te zien dat de beweging een piek en een dal heeft in iedere slag en hiertussen gaat de beweging vloeiend over. Om een zo natuurlijk mogelijke slag te behouden en omdat het mogelijk is, moet de knie vrij gelaten worden.

Van de heuphoek wordt een ROM van 18° gebruikt waar $25,3^\circ$ gewenst is, deze beperking zit vooral in de retroflexie.

Uit het lichamelijk onderzoek kan geconcludeerd worden dat geen problemen verwacht worden om een normale zwemslag te maken. De kracht is ruim voldoende en ook de maximale en minimale hoekuitslagen van heup en knie zijn voldoende om een beenslag te maken zoals Sanders in 2007 onderzocht.

Om te testen of een grotere maximale heupuitslag tijdens het zwemmen, ondanks de gemeten lagere waarden in voorgaande test, toch haalbaar is, kan geëxperimenteerd worden met de stand van de flipper en met verschillende flippers. Om dit te kunnen testen moeten verschillende flippers aan de prothese gemaakt kunnen worden en moet de stand van de flippers ingesteld kunnen worden.

Wanneer het prototype getest wordt aan de eisen en wensen blijkt dat het gebruikte scharnier voor de enkel (Rampro SwimAnkle) niet bestand is tegen zand. Om snel verslijten van de prothese te voorkomen moet hiervoor een nieuwe bevestiging ontworpen worden.

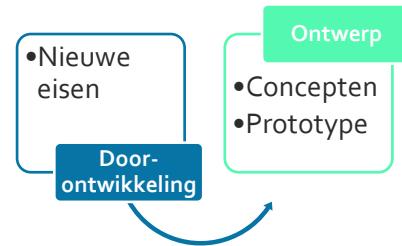
Eisen:

- ~ De knie moet vrij gelaten worden.
- ~ De SwimAnkle moet vervangen worden.
- ~ Er moeten verschillende flippers aan de prothese vastgemaakt kunnen worden.
- ~ De flipper moet in stand kunnen variëren.

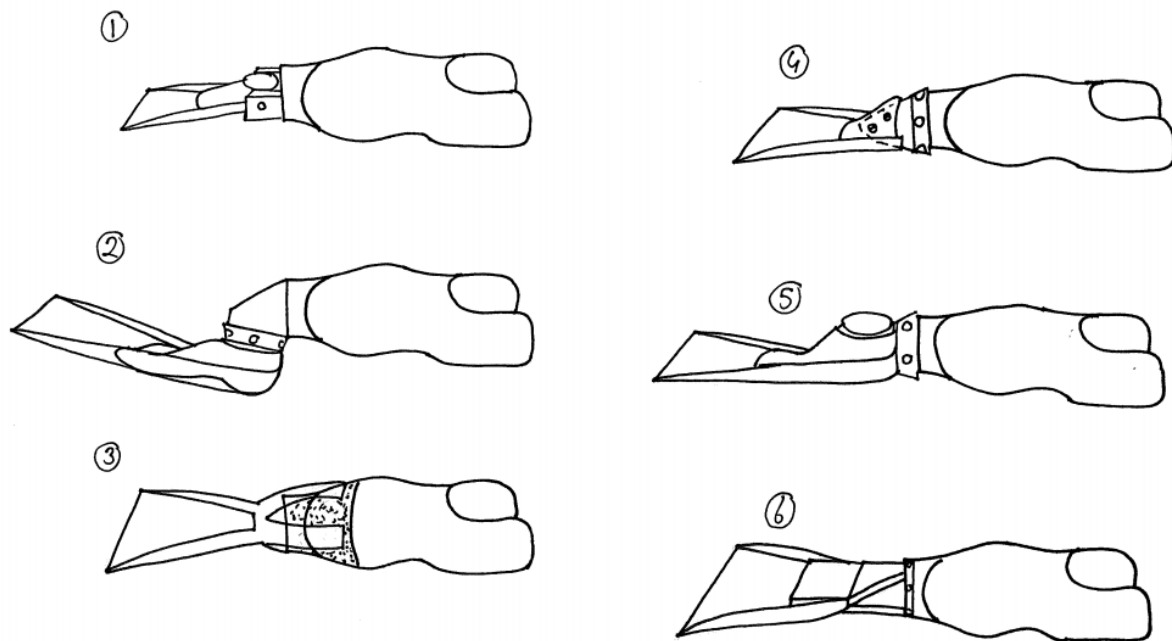


5 ONTWERP PROTOTYPE 2

De koker van prototype 1 kan behouden worden, omdat de knie vrij moet worden gehouden. Hierbij wordt ook het Shuttle lock systeem en de liner met pin behouden. Deze koker vormt zo de basis voor het verdere ontwerp. Aan de koker moet een bevestiging komen waarmee verschillende flippers in meerdere standen getest kunnen worden. Om tot een ontwerp te komen zijn twee brainstormsessies gehouden, de eerste sessie met vier studenten Bewegingstechnologie en de tweede sessie met een orthopedisch instrumentmaker. De ideeën zijn besproken met verschillende orthopedisch adviseurs van Westland Orthopedie en op basis van die gesprekken is een keuze gemaakt. Het gekozen idee is verder uitgewerkt en vervaardigd tot prototype.



5.1 IDEEFASE BEVESTIGING EN INSTELLING FLIPPER



- 1: Een frame klemt de flipper in. Door de schroeven los te draaien is de flipper te roteren om de frontale as, waardoor deze in dorsaal- en plantairflexie ingesteld kan worden. Verschillende flippers kunnen tussen het frame geklemd worden.
- 2: Aan de koker wordt onder een hoek een adapter gekit. Dit vervangt het scharnier in de eerste versie van de prothese. De adapter maakt het ook mogelijk om hier een voet aan te bevestigen en in te stellen in zowel dorsaal- en plantairflexie als endo- en exorotatie. Om de voet kunnen verschillende flippers bevestigd worden.
- 3: Een klittenband bevestiging maakt het mogelijk om de flippers op allerlei manier in te stellen. De flippers en de koker moeten hiervoor voorzien worden van klittenband.
- 4: Een halve voet met adapter wordt aan de koker gemaakt. De adapter kan in dorsaal- en plantairflexie en endo- en exorotatie ingesteld worden. De hiel van de flippers wordt verwijderd

waardoor deze om de halve voet geschoven kunnen worden. De flippers worden extra vastgezet met schroeven.

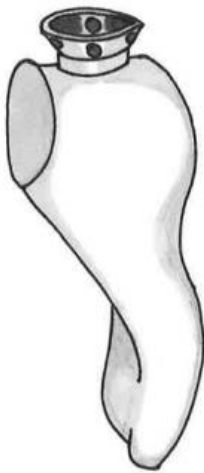
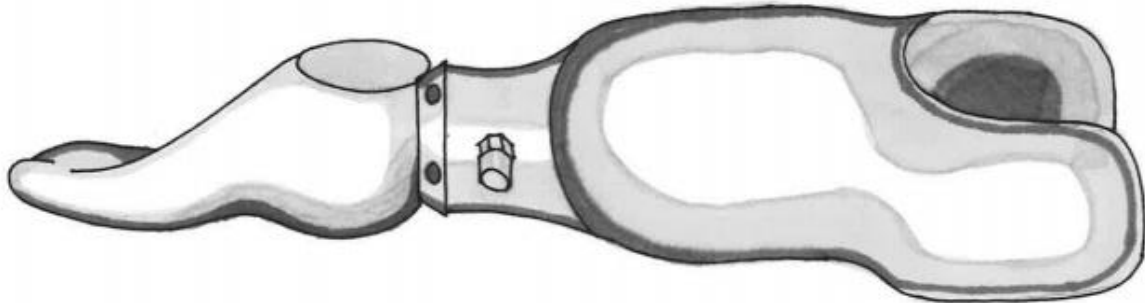
5: In een voet wordt een adapter bevestigd. Verschillende flippers kunnen om de voet gedaan worden en deze kan ingesteld worden in dorsaal- en plantairflexie en endo- en exorotatie. De flippers moeten hiervoor wel een open hiel hebben of er moet een gat in de hiel gemaakt worden, zodat de adapter vrij ligt.

6: De flippers worden zonder voet tussen twee platen geklemd. De klem wordt vastgelast aan een adapter en kan hierdoor wederom in zowel dorsaal- en plantairflexie als endo- en exorotatie ingesteld worden.

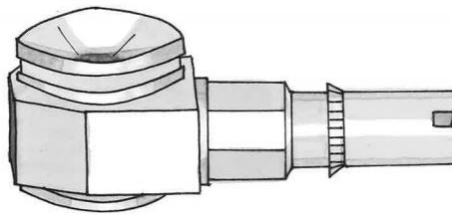
In de gesprekken met de orthopedisch adviseurs werd veel getwijfeld tussen idee 2 en 5.

Argumenten die hiervoor genoemd werden waren vooral dat de flipper zo het best bevestigd zit en dat die twee ideeën goed te produceren zijn.

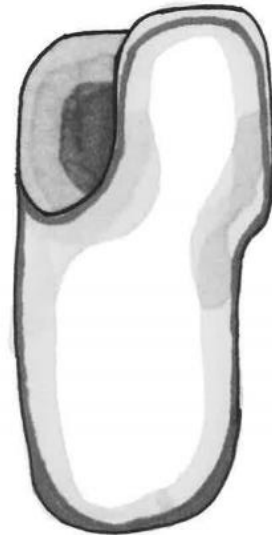
De keuze is gevallen op idee 5. Hier is voor gekozen omdat dit gestroomlijnder lijkt te zijn en de flipper dicht bij het been staat. Een extra tussenstuk, zoals bij idee 2, zorgt ervoor dat het meer kracht kost om de flipper door het water te bewegen.

**Voet met adapter**

Deze voet is geïnspireerd op het ontwerp van Sean van de Velde in 2013. Deze oplossing geeft de mogelijkheid om met behulp van de adapter de voet in alle richtingen in te stellen (endo-/ exorotatie en dorsaal-/ plantairflexie)

**Shuttle lock systeem**

Dit lichtgewicht en waterdichte systeem is deels van kunststof. Zoals in de handleiding beschreven kan het product in zowel zoet als zout water gebruikt worden. (Ottobock, 2017) Een niet-toegestane omgevingsconditie zijn zuren. Zwembadwater heeft een zuurgraad tussen de 7.2 en 7.6 te hebben, wat betekent dat het water niet zuur is en het lock systeem niet aan tast. (Van den Einden, 2014) Het systeem wordt met de koker mee gegoten.

**Koker**

De koker is gemaakt aan de hand van een gipsmodel van het been van de zwemmer. Het gipsmodel is met 8 lagen gegoten.

Na het gieten is de koker in de KBM trimlijn geslepen en afgewerkt met schuurpapier.

5.3 VERVAARDIGING

Voor prototype 2 wordt de koker van prototype 1 hergebruikt. Hieraan wordt in plaats van de SwimAnkle met aqua voet, een voet van schuim met ingegoten adapter bevestigd. Deze voet is gemaakt door de volgende stappen te volgen.



Stap 1: Een gipsmodel van de prothesevoet. In het gipsmodel is een adapter gepositioneerd richting het midden van de tweede teen en in een hoek van $11,7 \pm 0,5^\circ$ ten opzichte van de horizontaal. De hoek van $11,7 \pm 0,5^\circ$ is gebaseerd op de maximale enkelhoek tijdens het zwemmen volgens het artikel van Sanders (2007). *



Stap 2: Het gipsmodel is volgegoten met hardschuim en de casting is verwijderd. Het schuim wordt geschuurd zodat een gladde voet ontstaat.



Stap 3: De voet van schuim is ingesmeerd met lechtspachtel en weer glad geschuurd. De voet is nu klaar om overgoten te worden.



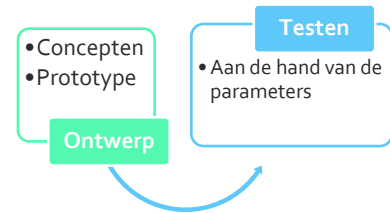
Stap 4: De voet is met 4 lagen overgoten. Laag 1 is perlon tricot, vervolgens twee lagen kevlar en tot slot nog een laag oranje stof voor de kleur.

*Door de adapter in een hoek van $11,7 \pm 0,5^\circ$ aan te brengen kan de voet ingesteld worden op een maximale plantairflexie van $173,3 \pm 0,5^\circ$, dit is de maximale enkelhoek tijdens zwemmen(Sander(2007)).

6 TESTFASE PROTOTYPE 2

De testfase van prototype 2 bestaat alleen uit een zwemanalyse, welke op dezelfde manier als de zwemanalyse van prototype 1 uitgevoerd is. De onderzoeksvraag hierbij luidt: "In welke mate verandert, door het gebruik van de zwemprothese de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?"

Dit keer zijn de meetcondities niet zonder en met prothese maar zijn zes situaties met prototype 2 gemeten. De resultaten zijn gescoord op basis van de hypothesen en hieruit is de beste situatie gekozen.



6.1 METHODE

In deze testfase wordt prototype 2 in zes verschillende condities getest. Drie flippers worden vergeleken wanneer de voet in twee standen varieert. Om veel variatie in de vinnen aan te brengen is gekozen voor een korte, een middellange en een lange flipper.



Figuur 11: Speedo trainingsvin (korte flipper), Nabaiji lange trainingsvin (middellange flipper), Rucanor zwemvliezen (lange flipper)

De endo- en exorotatie wordt ingesteld zodat de flipper recht onder de koker staat. In de dorsaal- en plantairflexie wordt gevarieerd tussen een hoek van $173,3 \pm 0,5^\circ$ (wordt plantairflexie genoemd) en $163,3 \pm 0,5^\circ$ (wordt doorsaalflexie genoemd). De dorsaal- en plantairflexie zijn gekozen omdat deze bij prototype 1 niet ingesteld kon worden en wellicht heeft deze uitlijning veel impact op de zwemslag.

De metingen worden op dezelfde manier uitgevoerd als bij testfase 1, zie paragraaf '4.1.1 methode zwemanalyse'.

De kinematica en spatio-temporele parameters zullen gescoord worden op basis van de hypothesen. Hierbij krijgt de situatie die het beste scoort 3 punten, de nummer twee 2 punten en de nummer drie 1 punt.

6.2 RESULTATEN

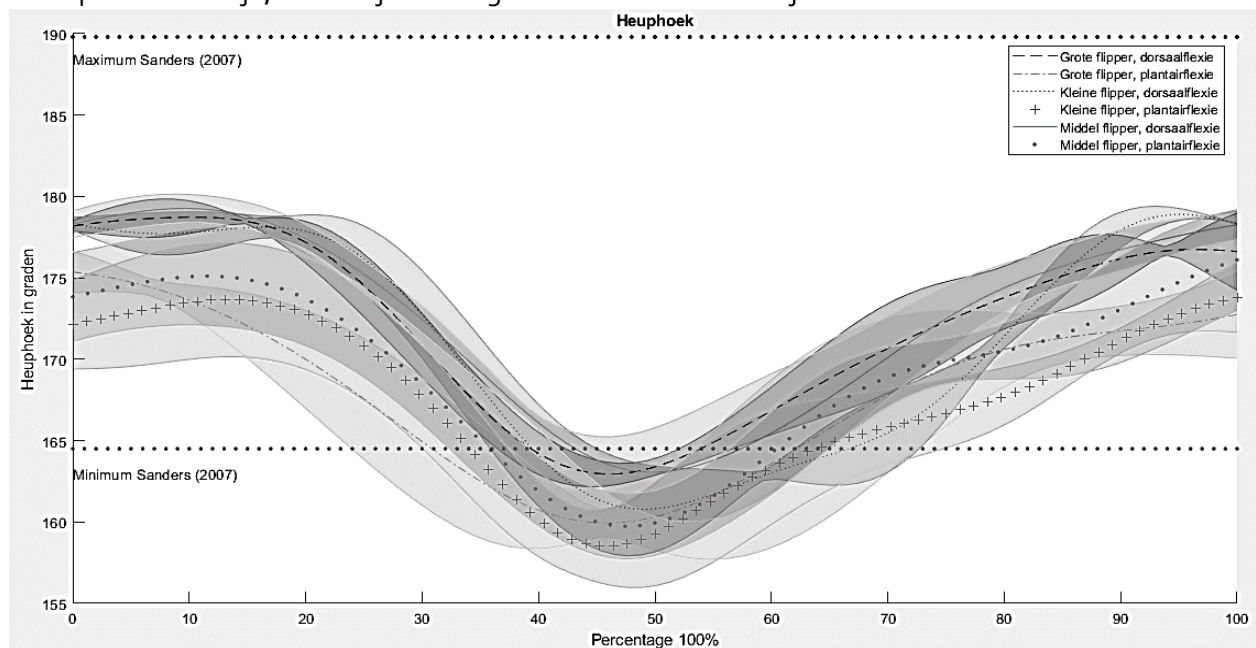
De verschillende meetcondities zijn genummerd en voorzien van een icoon om de resultaten overzichtelijk weer te geven. In tabel 6 staan de situaties benoemd.

Tabel 6: Verschillende meetcondities benoemd en weergegeven

Situaties benoemd	
Situatie 1	Lange flipper, dorsaalflexie
Situatie 2	Lange flipper, plantairflexie
Situatie 3	Korte flipper, dorsaalflexie
Situatie 4	Korte flipper, plantairflexie
Situatie 5	Middellange flipper, dorsaalflexie
Situatie 6	Middellange flipper, plantairflexie

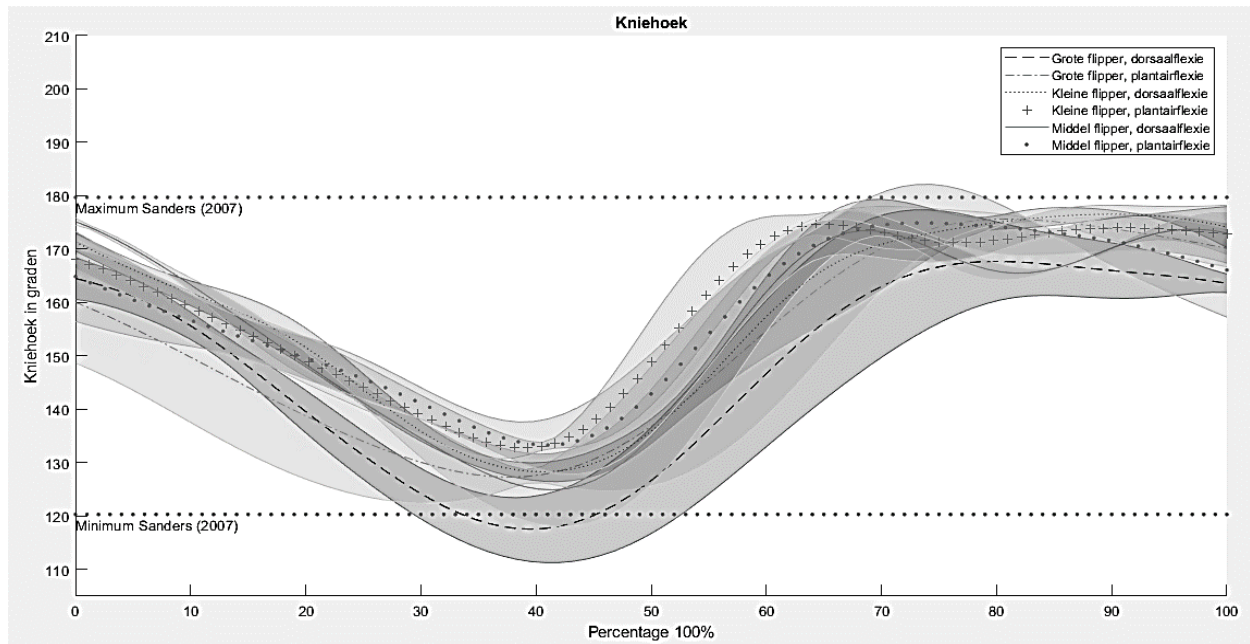
In Figuur 12 en 13 zijn grafische weergaven van de knie en heuphoek tijdens de 6 situaties te zien. Hierin is te zien dat bij alle situaties de slag op een vrijwel gelijke manier verloopt.

De overeenkomsten in de heuphoek zijn een maximale hoek rond 20% van de cyclus en een minimale heuphoek tussen de 40 en 50%. Opvallend is dat bij de middellange flipper in dorsaalflexiestand aan het begin van de cyclus nog een klein dal en aan het eind van de cyclus een extra piek te zien zijn, welke bij de overige situaties niet te zien zijn.



Figuur 12: Resultaten heuphoek van de zes situaties

Bij de kniehoek is in alle situaties een minimale hoek te zien rond 50% in de cyclus, na dit dal vindt een snelle strekking plaats met een maximale kniehoek tussen de 60 en 70%. Net als bij de heuphoek valt ook hier op dat bij de middellange flipper in dorsaalflexie een extra piek en dal te zien zijn.



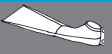
Figuur 13: Resultaten kniehoek van de zes situaties

In Tabel 7 en 8 staan de numerieke resultaten van de zes situaties. De best gescoorde situatie is hier groen gemarkeerd, de tweede oranje en de derde geel. De scores staan in Tabel 9 opgeteld.

Tabel 7: Resultaten kinematica

							
		Lange flipper		Korte flipper		Middellange flipper	
Romphelling [°]		63,6±3,29	60,9±2,55	57,6±2,83	61,1±2,46	61,7±2,73	62,6±2,43
Heup	Sander(2007)						
Minimaal	164,5	162,9	159,9	160,8	158,5	163,0	159,7
Maximaal	189,8	178,7	175,4	178,9	173,8	179,3	176,1
ROM	25,3	15,8	15,5	18,1	15,3	16,3	16,4
Knie							
Minimaal	120,3	117,5	127,3	128,3	132,7	124,9	133,3
Maximaal	179,7	175,6	175,6	176,5	174,7	175,2	174,9
ROM	59,4	58,1	48,3	48,2	42	50,3	41,6

Tabel 8: Resultaten overige parameters

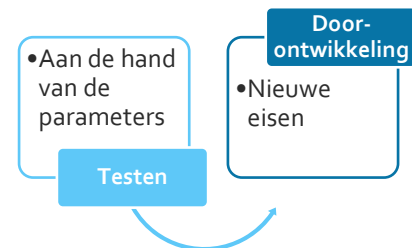
							
		Lange flipper		Korte flipper		Middellange flipper	
Zwemsnelheid [m/s]		1,267±0.04	1,257±0,02	1,021±0.03	0,907±0.02	1,071±0.04	1,057±0.04
Slagfrequentie benen [sl/s]		1,46±0.05	1,439±0.03	1,38±0.01	1,408±0.03	1,44±0.04	1,511±0.09
Slaglengthe benen [m/sl]		0,868±0.03	0,874±0.02	0,740±0.02	0,644±0.02	0,743±0.04	0,699±0.06

Tabel 9: Scoring

						
	Lange flipper		Korte flipper		Middellange flipper	
Kinematica	11	6	12	1	12	2
Spatiotemporeel	7	5	0	0	3	3

6.3 DOORONTWIKKELING

De onderzoeksvraag luidde "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?" Hierbij was de verwachting dat de romphelling af zou nemen, de slaglengte, slagfrequentie en zwemsnelheid toe zouden nemen en de hoekuitslagen van de heup en knie overeen zouden komen met het onderzoek van Sanders (2007). In Tabel 9 zijn alle situaties gescoord welke het beste overeenkomen met de gestelde verwachtingen horend bij de onderzoeksvraag. Uit de scores blijkt dat de korte en middellange flippers in dorsaalflexiestand het beste scoren in de kinematica. Bij de spatio-temporele parameters scoort de lange flipper in beide standen het best. In totaal scoort de lange flipper in dorsaalflexiestand het beste en de middellange flipper in dorsaalflexiestand volgt daarna.



Bij drie van de best gescoorde situaties staat de flipper in dorsaalflexie, deze stand blijkt het gunstigst tijdens het zwemmen en wordt in het eindproduct toegepast. Om een keuze, tussen de lange en de middellange flipper te maken, moet een afweging gemaakt worden tussen de kinematica en de overige parameters. In dit geval is de zwemsnelheid erg belangrijk vanwege de wedstrijden die gezwommen gaan worden, maar aan de andere kant moet het zwemmen wel vol te houden zijn. Het advies in deze is dan ook om in eerste instantie de lange flipper op grote afstanden uit te proberen. Indien dit goed vol te houden is, is de hogere snelheid een voordeel. Indien dit op den duur te zwaar wordt is het advies om de middellange flipper te gebruiken zodat een constantere snelheid aangehouden kan worden.

De keuze tussen de flippers heeft geen gevolg voor de afwerking van het product, omdat de flippers nog gewisseld kunnen worden.

De koker moet overgoten worden en hierbij moet een oranje stof meegegoten worden, naar de wens van de zwemmer.

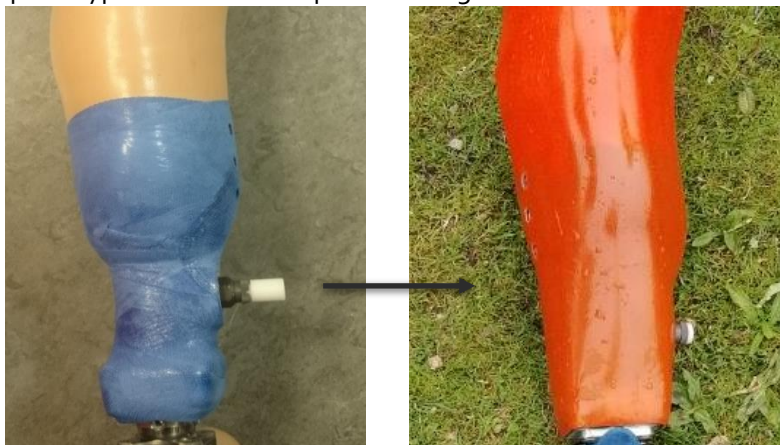
De voet moet vervolgens in $163,3 \pm 0,5^\circ$ dorsaalflexie ingesteld worden en de endo- en exorotatie wordt neutraal ingesteld zodat de voet recht onder de koker staat.

Nieuwe eisen:

- ~ De koker moet overgoten worden en hierbij moet een oranje stof meegegoten worden;
- ~ De voet moet in $163,3 \pm 0,5^\circ$ dorsaalflexie ingesteld worden;
- ~ De endo- en exorotatie moet neutraal ingesteld worden zodat de voet recht onder de koker staat.

7 AFWERKING, AFLEVEREN EN PROEFZWEMMEN

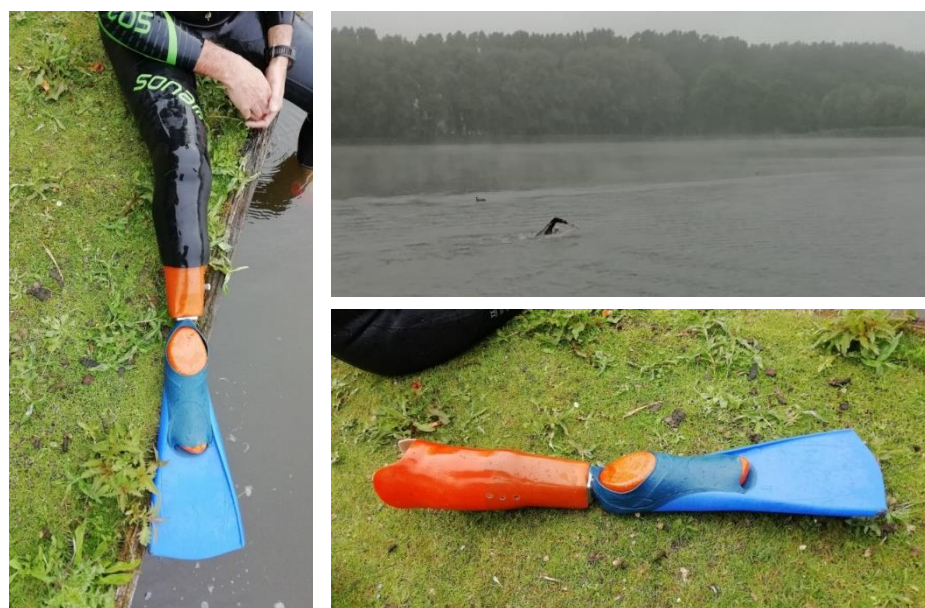
Om de koker te overgieten moet allereerst de blauwe cellacast verwijderd worden. Vervolgens wordt het lock systeem en de gaten afgeplakt en wordt de koker volgestort met gips. Door het gips kan het model onder vacuüm overgoten worden. De ruimte tussen het blok en de koker is aangevuld, zie Figuur 13. Deze aanpassing zorgt voor meer oppervlakte om kracht mee te leveren op het water en het water stroomt gemakkelijker van boven naar beneden langs het been. Het model is overgoten met twee lagen carbon ter hoogte van het lock systeem en over het geheel met twee lagen perlon tricot en een laag oranje stof. Na het gieten zijn de randen afgeslepen en gepolijst, de gaten weer doorgeboord en is de adapter onder de koker geschroefd. De knop aan het lock systeem is ingekort zodat deze niet tegen het andere been aan kan komen en tot slot is de voet van prototype 2 is aan de adapter bevestigd.



Figuur 14: Links prototype 2, rechts afgewerkt product

De prothese is afgeleverd bij een buitentraining van de zwemmer in park Madestein. Hier is gecontroleerd of alle onderdelen naar behoren functioneren en is een proefronde gezwommen. Tijdens het proefzwemmen zijn geen problemen geconstateerd.

Deze prothese wordt gebruikt om in Macedonië vast te stellen op welke afstand de zwemmer in augustus mee wil doen aan de wedstrijd.

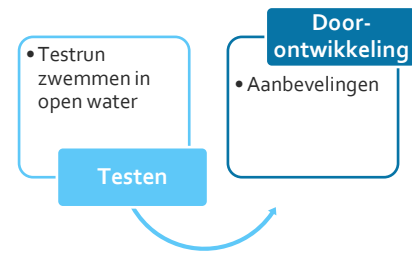


Figuur 15: Afleveren van de prothese en proefronde zwemmen

8 DISCUSSIE

Tijdens dit project is een zwemprothese ontwikkeld aan de hand van een iteratief ontwerpproces. Hierbij was een zwemanalyse de basis om de prototypes objectief te testen. De zwemanalyse is gedaan aan de hand van de onderzoeksvraag: "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese, de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?"

Door video-opnames van het zijaanzicht van de zwemmer te maken zijn de zes prestatiebepalende factoren (romphelling, heup- en kniehoek, zwemsnelheid, slagfrequentie en slaglengte) vastgelegd.



Waar de zwemanalyse in eerste instantie bedoeld was om tot het ontwerp te komen, heeft dit uiteindelijk vooral gediend ter beoordeling van de prototypes. De zwemanalyse met prototype 1 heeft geleid tot de conclusie dat de knie vrij gelaten kon worden. Gevolg voor het ontwerp was dat de koker niet meer aangepast is. Indien uit de zwemanalyse gekomen was dat de knie geen gecontroleerde slag kon maken had het ontwerp uitgebreid moeten worden tot om het bovenbeen. De zwemanalyse is een goede manier geweest om objectief te beoordelen of een verbetering in de zwemslag optreedt.

Tijdens de zwemanalyse in testfase 1 werd tegen het licht in gefilmd, waardoor het beeld erg donker is geworden en de markers slecht zichtbaar zijn. Dit maakte het lastig om de markers in Kinovea te tracken en de markers moesten vaak met de hand aangeklikt worden. Dit zou wat ruis veroorzaakt kunnen hebben, maar na filtering in Matlab is dit probleem verholpen.

De camera was bij de zwemanalyse bevestigd aan een constructie die in het water gehangen werd. De constructie werd meebewogen met de zwemmer, maar hierbij bleef de camera, door druk van het water, niet altijd stabiel. Dit kan meetfouten veroorzaakt hebben.

De hoeken zijn bepaald aan de hand van markers op het acromion, trochanter major van het femur, laterale epicondyl van het femur en het uiteinde van de tibia. De heuphoek is gedefinieerd als de hoek tussen het acromion, trochanter major van het femur en de laterale epicondyl van het femur. Dit betekent dat de invloed van de wervelkolom hierin niet meegenomen is, wat meetfouten op kan leveren. Uit de resultaten blijkt dat zowel bij prototype 1 als bij alle situaties van prototype 2 niet de maximale heuphoek om een goede zwemslag te maken behaald wordt. Dit zou te maken kunnen hebben met de wervelkolom, ook al wordt in het onderzoek van Sanders (2007) de heuphoek op dezelfde manier gedefinieerd. Mocht een dergelijke zwemanalyse nogmaals uitgevoerd worden moet nagegaan worden hoe de heuphoek zonder invloed van de wervelkolom tijdens het zwemmen gemeten kan worden.

In dit project is ervoor gekozen om de knie- en heuphoeken te vergelijken met het onderzoek van Sanders (2007). Dat onderzoek is uitgevoerd op ervaren zwemmers zonder beperking. In dit project gaat het om een persoon met enkelzijdige onderbeenamputatie en is dus geen enkel aanwezig die actief meewerkt aan de slag. Dit zou de hoekuitslagen van de knie en de heup kunnen beïnvloeden. Daarbij is ieder mens uniek en voert bewegingen anders uit. Het zou beter zijn om de hoeken in percentage van de passieve ROM uit te drukken, maar in het onderzoek van Sanders zijn deze niet gemeten. Een andere manier zou kunnen zijn om de hoeken te vergelijken met de hoekuitslagen van het niet-aangedane been van de zwemmer, zodat alleen data van één persoon vergeleken wordt. Dan zou het zwemmen beide kanten op gefilmd moeten worden.

Het ontwerpen van prototype 2 is gedaan aan de hand van de nieuw gestelde eisen na testfase 1. Omdat alle ideeën in ieder geval al voldeden aan de gestelde eisen is de keuze tussen de verschillende ideeën gemaakt op basis van de mening en de ervaring van verschillende orthopedisch adviseurs en dus niet op basis van objectieve redenen. Wel is het zo dat de orthopedisch adviseurs veel ervaring hebben in de werkplaats en dus een goed beeld konden vormen van de haalbaarheid van alle ideeën.

Er is gebleken dat de aanwezige expertise in het werkveld niet altijd kan voorspellen hoe een product optimaal vormgegeven kan worden. Waar verschillende keren verwacht werd dat de plantairflexie uitlijning beter zou zijn dan dorsaalflexie, bleek uit de objectieve metingen het tegenovergestelde. Dat is een mooi voorbeeld van het belang van het onderzoek in dit project.

In de optimalisatie is de koker volledig afgewerkt. De koker heeft na afwerking een levensduur van gemiddeld drie jaar. Het Shuttle lock systeem en de adapter hebben bij intensief gebruik ook een gebruiksduur van drie jaar. De prothese dient dus na maximaal drie jaar vervangen te worden. Indien eerder slijtage aan onderdelen plaats vindt moet dit gerepareerd of vervangen worden.

Tijdens het afleveren en het proefrondje waren geen problemen geconstateerd, maar na Macedonië had de zwemmer wel een aantal opmerkingen. De voet moet ingesteld zijn op maximale dorsaalflexie en neutraal onder de koker. Deze afstelling is niet goed te behouden omdat de prothese voor het reizen uit elkaar moet. Normaal is dit mogelijk door slechts 2 stelschroefjes los te halen, maar in dit geval is dit niet voldoende en moeten minimaal drie schroefjes losgehaald worden. Het advies is om de afstelling door middel van markeringen aan de duiden.

Indien de prothese nog verder doorontwikkeld gaat worden is het advies om de flipper direct aan de koker te bevestigen. In dit geval is gekozen om dit niet te doen zodat de stand en de soort flipper bepaald konden worden, maar aangezien dat nu bepaald is kan de flipper in de bepaalde stand aan de koker vastgezet worden.

De middellange flipper is te slap waardoor deze doorslaat als teveel kracht geleverd wordt. Dit gaat ten koste van de beschikbare kracht. Het advies is om deze flipper te verstevigen.

9 CONCLUSIE

In dit project is een zwemprothese met vin voor een langeafstandzwemmer ontwikkeld en getest. Na een enkele onderbeenamputatie was het niet meer mogelijk om een goede zwemslag te maken en een universele zwemprothese voldeed niet. In dit project is daarom een prothese op maat en specifiek naar de wensen van de zwemmer gemaakt.

De zwemprotheses zijn in een zwemanalyse getest. Hierbij werd de volgende onderzoeksvraag gesteld "In welke mate veranderen, door het gebruik van de zwemprothese, de romphelling, slaglengte, slagfrequente, zwemsnelheid en de hoekuitslagen van knie en heup?"

Uit het testen is gebleken dat bij gebruik van de geoptimaliseerde prothese met lange flipper in dorsaalflexiestand de zwemsnelheid ten opzichte van prototype 1 nog met 0,385m/s verhoogd is. Daarnaast is ook de slaglengte met 0.272m/sl toegenomen, waardoor minder slagen gemaakt hoeven worden om dezelfde afstand af te leggen. De slagfrequentie is met 0,02sl/s afgenomen, maar met een meetnauwkeurigheid van tussen de 0,02 en 0,04 is dit verschil verwaarloosbaar.

De heup- en kniehoeken zijn weinig veranderd ten opzichte van prototype 1. De minimale kniehoek is 1,1° afgenomen, wat het verschil met de minimale kniehoek gemeten door Sanders groter maakt. De maximale kniehoek is daarentegen met 3° toegenomen en komt hierdoor beter overeen. Door de toename van de maximale en de afname van de minimale kniehoek is ook de ROM met 4,1° vergroot en komt hiermee beter overeen.

De minimale heuphoek is bij de geoptimaliseerde prothese 4,3° toegenomen ten opzichte van prototype 1, wat het verschil met Sanders 0,3° minder maakt, een zeer kleine verbetering dus. De maximale heuphoek is bij de geoptimaliseerde prothese met 0,5° toegenomen en komt hiermee ook iets dichterbij de buurt, maar nog steeds is het verschil 11,1° met de maximale heuphoek uit het onderzoek van Sanders. De totaal gebruikte ROM van de heup is bij het gebruik van de geoptimaliseerde prothese afgenomen ten opzichte van prototype 1.

De romphelling is 0,3° afgenomen bij het gebruik van de geoptimaliseerde prothese met lange flipper. Wederom een minimaal verschil.

Er kan dus geconcludeerd worden dat door het gebruik van de geoptimaliseerde zwemprothese ten opzichte van prototype 1 de romphelling met 0,3° afneemt, de slaglengte met 0,272m/sl toeneemt, zwemsnelheid met 0,385m/s toeneemt, de slagfrequentie gelijk blijft en de hoekuitslagen komen op vier van de zes punten beter overeen met het onderzoek van Sanders.

Begin juni 2018 is de zwemmer afgereisd naar Ohrid, Macedonië om te kijken hoe ver hij nu zou kunnen zwemmen met de prothese. Hij heeft daar 18 kilometer kunnen zwemmen in 5 uur en 15 minuten. Voor de wedstrijd in augustus heeft hij daarom besloten om aan de 25 km mee te doen en het doel daarbij is om binnen 6 uur te finishen.

LITERATUURLIJST

- Becher, J., Doorenbosch, C., Folmer, K., Scholtes, V., Voorman, J., & Wolterbeek, N. (2011). *Standaard Lichamelijk Onderzoek*. Amsterdam, Nederland: Reed Business.
- Berger M, Nooy S, Hollander P. Zwemmen. In: Woude van der L.H.V, sport voor mensen met een beperking. Houten/Diegem: John Stafleu Van Loghum; 2001: p.187-200
- Gourgoulis V, Boli A, Aggeloussis N, Toubekis A, Antoniou P, Kasimatis P, Vezos N, Michalopoulou M, Kambas A, Mavromatis G. The effect of leg kick on sprint front crawl performance. *J Sports Sci*. 2013 doi: 10.1080/02640414.2013.823224.
- Kjendlie PL, Stallman RK, Gunderson JS (2004) Passive and active floating torque during swimming. *Eur J Appl Physiol* 93:75–81. doi:10.1007/s00421-004-1165-7.
- Lagerberg, A. (2008) Over drijven. Versus, Tijdschrift voor Fysiotherapie, 2008 (26), No. 4, 161-180
- Ottobock. (2017). 6A30=20 Shuttle Lock - Instructions for Use. Geraadpleegd van <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/647H483-INT-14-1707w.pdf>
- Peterson Kendall, F., Kendall McCreary, E., Geise Provance, P., McIntyre Rodgers, M., & Anthony Romani, W. (2012). *Spieren; tests en functies* (4e ed.). Houten, Nederland: Bohn Stafleu van Loghum.
- Peterson Silveria R, de Souza Castro FA, Figueiredo P, Vilas-Boas JP, Zamparo P. The effect of leg kick on the swimming speed and on arm stroke efficiency in front crawl. *Int J Sports Physiol Perfor*, 2016, 13: 21–26.
- Prins, J. Murata N. (2008), Kinimatic analysis of swimmers with permanent physical disabilities. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 2008 (2) No. 1, 330345
- Rampro. (2018). SwimAnkle instructions. Geraadpleegd van http://www.kingsleymfg.com/KMFGStore/Assets/Product_PDF/BED2B7E2-BF02-4CD6-9A39-8674771D19FE/SwimankleInstructionsog.pdf
- Sanders, R. H. (2007). Kinematics, coordination, variability, and biological noise in the prone flutter kick at different levels of a “learn-to-swim” programme. *Journal of Sports Sciences*, 25(2), 213-227.
- Van den Einden, D. (2014, 18 november). Zwembad pH waarde te hoog – pH waarde te laag. Geraadpleegd op 2 mei 2018, van <https://www.zwembadwater.info/zwembad-ph-waarde-te-hoog-of-ph-waarde-te-laag/>
- Visser, B. (2011). *Ontwerp van een trainingshulpmiddel voor een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie*. Den Haag: ECBT.
- Zamparo P, Carrara S, Cesari P (2017) Movement evaluation of front crawl swimming: Technical skill versus aesthetic quality. *PLoS ONE* 12(9): e0184171. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184171>
- Zamparo, P., Gatta, G., & Pentergast, D. (2009). Active and passive drag: The role of trunk incline. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 195–205
- Zamparo P, Pendergast DR, Mollendorf J, Termin B, Minetti AE. An energy balance of front crawl. *European Journal Applied Physiology*, 2005; 94: 134–144. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1281-4> PMID:15702343

BIJLAGE

BIJLAGE 1: STANDAARD LICHAAMELIJK ONDERZOEK

heup		gewrichtsmobiliteit
bewegingsrichting	flexie	passief bewegingsonderzoek
UGH patiënt	ruglig met geëxtendeerde heupen en knieën (zie illustratie)	
UGH tester	staand naast de onderzoeksbank, t.h.v. bekken patiënt (beide handen op onderbenen patiënt)	
uitvoering	beweging wordt voor beide benen tegelijk uitgevoerd: - breng eerst beide knieën in flexie - breng vervolgens beide heupen in flexie: plaats tijdens deze beweging bij kleine kinderen de uitvoerende hand in knieholten en geef druk aan achterzijde bovenbenen, of bij grotere kinderen op knieën en geef druk tegen knieën, plaats ondersteunde hand onder de rug; deze controleert wanneer bekken achterover kantelt (zie illustratie). - stop als het sacrum horizontaal ligt tegen de ondersteunende hand aan	
illustratie	 UGH  uitvoering/goniometrie	
goniometrie		
locatie gewrichtsas	trochanter major	
armen goniometer	proximaal: horizontaal aan de onderzoeksbank distaal: langs de zijkant van het bovenbeen richting laterale epicondyl	
gewrichtspositie 0°	volledige extensie heup	
vlak	sagittale vlak	
score PROM (in °)	de hoek tussen de horizontaal (groene lijn) en het bovenbeen op het moment dat het bekken naar achteren (voorbij de horizontale positie) begint te kantelen <i>(de in de illustratie getoonde hoek is 115°)</i>	

heup	gewrichtsmobiliteit	
bewegingsrichting	extensie in buiklig (Stahelitest)	passief bewegingsonderzoek
UGH patiënt	buiklig met licht geflecteerde heupen op een 4-delige bank <i>bij afwezigheid van 4-delige bank: gebruikmaken van een kussen onder het bekken</i>	
UGH tester	staand naast de onderzoeksbank, aan de contralaterale zijde t.h.v. bekken patiënt. Buig hierbij iets over de patiënt en houd de ondersteunende onderarm in flexie, zodat met de ondersteunende hand het ipsilaterale SIAS en SIPS (zie foto) kan worden omvat, terwijl de onderarm het bekken fixeert	
uitvoering	beweging wordt voor linker en rechter been apart uitgevoerd: - plaats de uitvoerende hand onder het ipsilaterale bovenbeen t.h.v. de knie, de knie mag gedeeltelijk, maar niet maximaal, geflecteerd worden - extendeer de ipsilaterale heup zo ver mogelijk, totdat het bekken voelbaar 'opgetild' wordt - stop wanneer het bekken loskomt van de onderzoeksbank	
illustratie	 UGH  uitvoering/goniometrie	
goniometrie		
locatie gewrichtsas	trochanter major	
armen goniometer	proximaal: op de laterale middellijn van het bekken; dit is de loodlijn op lijn tussen SIAS en SIPS (NB: indien er een 4-delige bank wordt gebruikt, is dit parallel aan het buikgedeelte van de onderzoeksbank). distaal: langs de zijkant van het bovenbeen in de richting van de laterale epicondyl	
gewrichtspositie 0°	volledige extensie heup	
vlak	sagittale vlak	
score PROM (in °)	de hoek tussen de laterale middenlijn van het bekken en het bovenbeen op het moment dat het bekken voelbaar opgetild wordt (de in de illustratie getoonde hoek is 0°)	
opmerking	staat ook bekend als Stahelitest NB: in deze positie laat je de natuurlijke lumbale lordose toe. Deze meting geeft een betere representatie van de stand van het bekken tijdens lopen.	

knie	gewrichtsmobiliteit	
bewegingsrichting	flexie (in ruglig)	passief bewegingsonderzoek

UGH patiënt	ruglig met geëxtendeerde heupen en knieën
UGH tester	- staand naast de onderzoeksbank, t.h.v. bekken patiënt - ondersteunende hand op knie patiënt - uitvoerende hand t.h.v. de enkel van de patiënt
uitvoering	beweging wordt voor linker en rechter been apart uitgevoerd: flexeert met de uitvoerende hand de ipsilaterale knie, terwijl het contralaterale been op de onderzoeksbank rust. Indien contralaterale been mee flexeert is dit geen bezwaar

illustratie



UGH



uitvoering/goniometrie

goniometrie

locatie gewrichtsas	laterale gewrichtsspleet t.h.v. lig. collaterale laterale
armen goniometer	proximaal: langs de zijkant van het bovenbeen in de richting van de trochanter major distaal: langs de zijkant van het onderbeen, tussen caput fibulae en het meest laterale deel van de malleolus
gewrichtspositie 0° vlak	volledige extensie knie sagittale vlak
score PROM (in °)	de te meten hoek = hoek tussen boven- en onderbeen de te noteren hoek = $180^\circ - [\text{hoek tussen boven- en onderbeen}]$ <i>[de in de illustratie gemeten hoek is 30°;</i> <i>de te noteren hoek is dan $180^\circ - 30^\circ = 150^\circ$]</i>

knie		gewrichtsmobiliteit
bewegingsrichting	extensie	passief bewegingsonderzoek
UGH patiënt	ruglig met geëxtendeerde heupen en knieën.	
UGH tester	- staand naast de onderzoeksbank, t.h.v. knieën patiënt - ondersteunende hand op knie patiënt - uitvoerende hand t.h.v. enkel patiënt	
uitvoering	beweging wordt voor linker en rechter been apart uitgevoerd: extendeer met de uitvoerende hand de ipsilaterale knie, terwijl het contralaterale been op de onderzoeksbank rust. Je mag hierbij kracht uitoefenen	
illustratie	 uitvoering  goniometrie	
goniometrie		
locatie gewrichtsas	laterale gewrichtsspleet t.h.v. lig. collaterale laterale	
armen goniometer	proximaal: langs de zijkant van het bovenbeen in de richting van de trochanter major distaal: langs de zijkant van het onderbeen, tussen caput fibulae en het meest laterale deel van de malleolus	
gewrichtspositie 0°	volledige extensie knie	
vlak	sagittale vlak	
score PROM (in °)	de te meten hoek = hoek tussen boven- en onderbeen de te noteren hoek = [hoek tussen boven- en onderbeen] - 180° <i>(de in de illustratie gemeten hoek is 170°;</i> <i>de te noteren hoek is dan: 170° - 180° = -10°; er is dus sprake van een extensiebeperking)</i>	

BIJLAGE 2: PROJECT PLAN

Ontwerpen van onderbeenprothese met zwemvin voor langeafstandzwemmer

Naam: Amber Bunt

Studentnummer: 14022087

E-mail: Abunt@student.hhs.nl

Studievoortgang

Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 11 (*max 36*): 36

Minor: behaald

Stage 2 afgerond (j/n): ja

Totaal aantal behaalde vrije STPs: 12

Openstaande toetsen (+ module): geen

Datum: 19-02-2018

1. Onderwerp: ontwerp efficiënte zwemprothese

Werkveld: revalidatie

Beroepsrol: analist/ ontwerper

Extern project: ja

Naam Opdrachtgever/bedrijf: Westland orthopedie

Contactpersoon: Katrine Jensen (katrine@westlandorthopedie.nl)

2. Probleemstelling

Een zwemmer met enkele onderbeenamputatie wil graag een zwemprothese waarbij de koker niet alleen zijn onderbeen maar ook het bovenbeen omvat. Op dit moment is het lastig om een gecontroleerde zwembeweging te maken doordat de knie instabiel is tijdens het zwemmen. Wanneer de koker ook het bovenbeen omvat zal hij de zwembeweging meer vanuit zijn heup kunnen maken.

Het doel is om een zwemprothese op te leveren, specifiek voor één zwemmer. De prothese zal gebruikt worden door dhr. om de zwemmarathon in het Ohrid meer, Macedonië, 20 augustus 2018 mee te zwemmen.

De zwemslag die centraal staat tijdens dit project is de borstcrawl. Het ontwerp moet voortkomen uit de analyse. Hierbij moet de optimale interface om zo goed mogelijk de krachten tussen de koker en het been over te brengen bepaald worden. De prototypes en het uiteindelijke product kunnen in de werkplaats van Westland orthopedie met de hulp van orthopedisch adviseur en praktijkbegeleider Katrine vervaardigd worden.

3. Vooronderzoek

De zwemmer zwemt momenteel nog zonder prothese en hij merkt dat zijn heupen ten opzichte van de horizontaal kantelen tijdens het zwemmen. Dit wordt waarschijnlijk veroorzaakt doordat het geamputeerde been weinig opwaartse kracht op het water uit kan oefenen waardoor het lichaam aan die kant meer 'zinkt'. Tijdens de borstcrawl is het van belang dat het lichaam zoveel mogelijk horizontaal in het water ligt zodat het frontale oppervlakte zo klein mogelijk is. Bij een klein frontaal oppervlakte wordt er minder weerstand van het water ondervonden.⁽¹⁾

Zamparo et al.² stelt dat slagfrequentie (SF) en slaglengte (SL) enkele van de belangrijkste parameters zijn die de prestatie van het zwemmen bepalen. De zwemsnelheid wordt immers gedefinieerd als $V = SF \times SL$.⁽²⁾ Over het algemeen wordt de grootste snelheidsverhoging bepaald

door de slagfrequentie, waar de slaglengte bij langzaam zwemmen het grootst is en afneemt naarmate de snelheid toeneemt. ⁽³⁾ Echter in dit geval is de verwachting dat de slaglengte bij het dragen van de prothese ook vergroot wordt doordat er meer propulsie met de benen geleverd kan worden, dit is eerder onderzocht door Berend Visser tijdens zijn afstuderen.

Visser⁴ heeft een trainingshulpmiddel voor een paralympisch zwemmer ontworpen en de effecten hiervan tijdens de borstcrawl gemeten. Hij concludeerde onder meer dat door gebruik te maken van een prothese de zwemsnelheid verhoogt, er meer propulsie met de benen geleverd kan worden en de heuprotatie vermindert. Deze factoren zijn voor de zwemmer in dit project ook van belang, hij hoopt door de prothese vooral zijn slaglengte te kunnen vergroten waardoor er met een zelfde slagfrequentie een hogere snelheid behaald wordt. Om de kwaliteit van de zwemslag te beoordelen zal daarom in dit project gekeken worden naar de slaglengte van zowel de armen als de benen en worden factoren als heuprotatie en propelling efficiency buiten beschouwing gelaten.

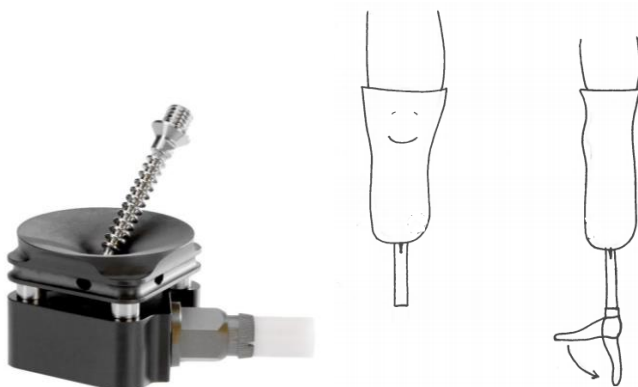
4. Analyse

De analyse zal uit vier verschillende hoofdstukken bestaan. Het eerste hoofdstuk bevat algemene informatie over de borstcrawl. Hierin wordt kort gekeken naar de biomechanica van de zwemslag.

Het tweede onderdeel is de stand en krachtmogelijkheden van het been van de zwemmer. Indien er bijvoorbeeld contracturen zijn moet hier in de opbouw van de prothese rekening mee gehouden worden. Er wordt gekeken naar ante- en retroflexie en ab- en adductie contracturen in de heup en flexie/extensie contracturen in knie. Daarnaast wordt er gemeten hoeveel kracht de zwemmer in flexie en extensie van de knie kan leveren. De bewegingsmogelijkheden worden getoetst aan de hand van het standaard lichamelijk onderzoek. De kracht wordt gemeten met een unster die via een band om de stomp bevestigd is. De maximale kracht in flexie en in extensie worden gemeten.

Vervolgens wordt er met de zwemmer een interview gehouden om zijn behoeften in kaart te brengen. Hieruit moet blijken wat hij belangrijk vindt in het ontwerp, bijvoorbeeld in hoeveel handelingen hij de prothese aan wil kunnen trekken, maar ook details zoals de kleur van de prothese.

De zwemanalyses van de uitgangssituatie en het eindproduct zoals onderstaand beschreven zullen gedaan worden in het zwembad van innosportlab De Tongelreep. De zwemmer zal tijdens de eerste analyse bij De Tongelreep zonder prothese en met de prothese met eerste koker zwemmen. De eerste koker is een gesloten koker tot net boven de knie zoals te zien in de rechter afbeelding. Er wordt een liner met pin gebruikt welke in het systeem zoals op de linker afbeelding weergegeven geklikt wordt. Om de voet van de prothese wordt een flipper gedaan en de voet kan gekanteld worden zodat de flipper in lijn met het lichaam ligt in het water.



Na 5 minuten inzwemmen zal er 5 x 30 meter gemeten worden, dit zijn de middelste meters van een 50 meter bad zodat start en finish geen invloed hebben op de meting. Het eerste wat bepaald wordt is de gemiddelde zwemsnelheid. Het uiteindelijke doel van de zwemmer is om 130 km binnen 12 uur te zwemmen, wat betekent 10.8 km/h. Om de zwemprestatie te verbeteren is het voor de zwemmer van belang om een optimum te vinden in de slagfrequentie en slaglengte. Beide zullen tijdens de test bepaald worden. De slagfrequentie kan met een video bepaald worden door het aantal slagen van zowel de armen als de benen per minuut te tellen en de slaglengte kan berekend worden door de zwemsnelheid te delen door de slagfrequentie. Dit zal dus voor zowel de benen als de armen apart gedaan worden.

Het derde en belangrijkste van deze analyse is het gedrag van de stomp tijdens het zwemmen. Er moet vastgesteld worden welke bewegingen eventueel wel functioneel kunnen zijn tijdens het zwemmen en welke bewegingen beperkt moeten worden. Bij het lichamelijk onderzoek wordt vastgesteld wat de mogelijke bewegelijkheid van de stomp is en uit de zwemanalyse moet blijken welke bewegingen functioneel ingezet kunnen worden. De benodigde bewegingen zullen voortkomen uit de analyse van de borstcrawl.

Om alle punten van de zwemanalyse te kunnen meten moet er gebruik gemaakt worden van zowel een camera boven water als een camera onder water. Met de beelden van de camera boven water kan de zwemsnelheid en de slagfrequentie bepaald worden en met de beelden onder water kunnen de bewegingen van de stomp gefilmd worden.

Het is hierbij van belang dat de camera boven water de gehele baan op beeld heeft en dat de 30 meter die meegenomen worden in de analyse goed aangegeven zijn. De camera onder water moet in ieder geval een gehele slag in beeld hebben, maar de voorkeur gaat uit naar een meerijsende camera onder water zodat de zijkant van de zwemmer continue recht in beeld is. Of deze mogelijkheid er is moet nog afgestemd worden met De Tongelreep. De bewegingsuitslagen van het aangedane been tijdens het zwemmen worden bepaald in het programma Kinovea.

5. Ontwerpfase

Het ontwerp moet volgen uit de analyse. Er zal gewerkt worden met een iteratief ontwerpproces. Dit houdt in dat een deel van het ontwerpproces steeds opnieuw gevolgd gaat worden. Er zal eerst heel breed naar allerlei oplossingen gezocht gaan worden. Dit wordt getest en geëvalueerd aan de hand van prototypes, waarna er weer nieuwe ontwerpen gemaakt gaan worden. Zo worden de ontwerpen steeds een stukje gedetailleerder tot het eindproduct gevormd is. Alle ideeën zullen aan de hand van de eisen en wensen en in overleg met Katrine Jensen beoordeeld worden.

Nadat de ontwerpcyclus genoeg doorlopen is moet er een productieplan voor het eindproduct gemaakt worden. Hiervoor is het van belang dat het ontwerp voorzien is van verschillende detail tekeningen en dat de materialen bekend zijn.

6. Vervaardigingfase

Wanneer het productieplan gereed is kan er gestart worden met de vervaardiging van de zwemprothese. Hiervoor moet er eerst een gipsafdruk van de stomp van de zwemmer gemaakt worden. De koker wordt om het gipsmodel gevormd en benodigde uitsparingen worden hierin aangebracht. Naast de koker moet ook de vin gemaakt worden. Uit het ontwerpproces moet blijken of hier een normale zwemflipper voor gebruikt gaat worden of dat er een flipper gemaakt moet worden. Tot slot moet de koker aan de zwemvin bevestigd worden. Het volledige vervaardigingsproces zal bij Westland orthopedie plaatsvinden onder begeleiding van Katrine Jensen.

Het product moet volledig functioneel zijn zodat deze door de zwemmer getest en geëvalueerd kan worden.

7. Testfase/ Evaluatiefase

Het testen van de prototypes zal in een gewoon zwembad gebeuren, waar er gekeken zal worden naar de zwemsnelheid, slagfrequentie en slaglengte. Dit wordt gedaan door na 5 minuten inzwemmen 5 x 50 meter te filmen, waarvan weer de middelste 30 meter gemeten worden. Op de film kan de zwemsnelheid en de slagfrequentie bepaald worden. De slaglengte kan vervolgens berekend worden door de zwemsnelheid te delen door de slagfrequentie. Hier is behalve een camera geen apparatuur voor nodig.

Het testen van het eindproduct zal hetzelfde gebeuren als de zwemanalyse zoals bij punt 4 besproken en de uitkomsten worden vergeleken. Het ontwerp wordt na de test teruggekoppeld aan de eisen en wensen en er zal feedback gevraagd worden aan de zwemmer.

Waarschijnlijk wordt de meeste winst behaald aan extra slaglengte door meer propulsiekracht vanuit de benen.

Ook zal er gekeken worden naar de bewegingen van de benen en beoordeeld worden of deze bewegingen bijdragen aan de zwemslag zoals dat in de analyse bepaald wordt. Naast deze factoren speelt de feedback van de zwemmer ook een rol in de beoordeling maar dit zal niet leidend zijn.

Het ontwerp is geslaagd als de knie gecontroleerd is tijdens het zwemmen, waardoor de slaglengte vergroot en een hogere zwemsnelheid behaald kan worden.

8. Voorlopige literatuurlijst

1. Berger M, Nooy S, Hollander P. Zwemmen. In: Woude van der L.H.V, sport voor mensen met een beperking. Houten/Diegem: John Stafleu Van Loghum; 2001: p.187-200
2. Zamparo P, Carrara S, Cesari P (2017) Movement evaluation of front crawl swimming: Technical skill versus aesthetic quality. PLoS ONE 12(9): e0184171. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184171>
3. Zamparo P, Pendergast DR, Mollendorf J, Termin B, Minetti AE. An energy balance of front crawl. Eur J Appl Physiol. 2005; 94: 134–144. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1281-4> PMID: 15702343
4. Visser, B. (2011). *Ontwerp van een trainingshulpmiddel voor een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie*. Den Haag: ECBT.

9. Planning en voorlopige hoofdstukindeling

Fase	Taakomschrijving	Week 1	Week 2	Week 3	Week 4	Week 5	Week 6	Week 7	Week 8	Week 9	Week 10	Week 11	Week 12	Week 13	Week 14	Week 15
Kennismaking	Meelopen binnen het bedrijf															
Analyse	Borstcrawl algemeen															
	Stand van het been van de zwemmer															
	Metingen voorbereiden															
	Zwemanalyse uitvoeren															
	Verwerken analyse in Kinovea															
Analyse	Interview met de zwemmer over zijn wensen															
	Opstellen van de eisen en wensen uit de analyse															
Eisen en wensen	Ideesetsen															
	Prototypes maken															
	Testen prototypes															
	Ontwerp opnieuw doorlopen															
	Detailering eindontwerp															
Ontwerpen	Productieplan															
	Gipsen en gipsmodel maken															
	Vormen van de koker om het gipsmodel															
Vervaardiging	Koker afwerken															
	Zwemvin aan de koker bevestigen															
	Eerste passing															
Testen/evalueren	Eventueel nog aanpassingen in het product															
	Analyse en evaluatie in het zwembad															
	Eventueel verdere aanpassingen															
Afronding	Samenvatting, discussie en conclusie															
	Scriptie afronden															
	Scriptie inleveren															
																13 jun

INHOUDSOPGAVE

Titelpagina

Voorwoord

Samenvatting

Verklarende woordenlijst

1. Inleiding

2. Analyse

2.1 Borstcrawl

2.1.1 krachten en momenten op de zwemmer

2.1.2 aandeel van de benen

2.2 Stand van het been van de zwemmer

2.3 Interview met zwemmer

2.4 Zwemanalyse

2.4.1 methode

2.4.2 resultaten

3. Eisen en wensen

4. Ontwerp

4.1 ideefase

4.2 concepten

4.3 prototypes

5. Optimalisatie

5.1 eerste optimalisatie

5.2 eventueel tweede optimalisatie

6. Testen en evalueren

6.1 eerste passing en aanpassingen

6.2 zwemanalyse met het product

7. Discussie

8. Conclusie

Literatuurlijst

Bijlagen

10. Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Bewegingsanalyse

Leerdoel: een bewegingsanalyse uitvoeren buiten een standaard bewegingslab.

Actie: bewegingsanalyse in het zwembad uitvoeren.

Ontwerpen, vervaardigen en uitvoeren

Leerdoel: orthopedische hulpmiddelen vervaardigen. Van gipsen tot afleveren van het product.

Acties: een dag per twee weken meelopen bij een orthopedisch adviseur in de werkplaats van Westland orthopedie om van hen deze vaardigheden aan te leren en zo een beter beeld te krijgen van het werken in de orthopedie.

Sociaal & communicatief functioneren

Leerdoel: omgang met klanten in de paskamer. Zorgen dat een klant zich op zijn gemak voelt bij mij en zich goed kan uiten.

Acties: een dag per twee weken meelopen bij een orthopedisch adviseur in de paskamer van Westland orthopedie om met de hulp van hen gesprekstechnieken en klantomgang te verbeteren.

BIJLAGE 3: REFLECTIEVERSLAG

Bewegingsanalyse

Leerdoel: een bewegingsanalyse uitvoeren buiten een standaard bewegingslab.

Actie: bewegingsanalyse in het zwembad uitvoeren.

Reflectie: Hier ben ik tijdens mijn afstuderen erg veel mee bezig geweest. Er is twee keer een bewegingsanalyse uitgevoerd in het zwembad. Ik vond het lastig om het meetprotocol op te stellen omdat er met erg veel factoren rekening gehouden moest worden. Zo moesten 6 parameters gemeten worden tijdens dezelfde meting, wat zorgde voor een uitdaging. Daarbij was het niet mogelijk om in een zwembad uitgerust met camera's te meten, dus moest ik hier zelf een constructie voor bouwen.

Ik ben tevreden over hoe ik de analyse uitgevoerd heb.

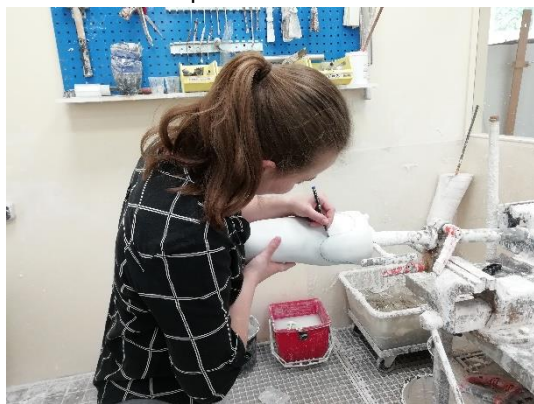
Ontwerpen, vervaardigen en uitvoeren

Leerdoel: orthopedische hulpmiddelen vervaardigen. Van gipsen tot afleveren van het product.

Acties: een dag per twee weken meelopen bij een orthopedisch instrumentmaker in de werkplaats van Westland Orthopedie om van hen deze vaardigheden aan te leren en zo een beter beeld te krijgen van het werken in de orthopedie.

Reflectie: Het meelopen is in het begin wel gebeurd, maar later kwamen er vaak afspraken gerelateerd aan de opdracht tussen die dan voorrang hadden. Wel heb ik veel aan de zwemprothese gewerkt. Ik heb hiervoor het been van de zwemmer gegipst, het gipsmodel gecorrigeerd, de koker met hulp overgoten, de randen geschuurd en afgewerkt.

Ik heb tijdens bij Westland Orthopedie een goed beeld gekregen van het werken als orthopedisch adviseur/ orthopedisch instrumentmaker.



Sociaal & communicatief functioneren

Leerdoel: omgang met klanten in de paskamer. Zorgen dat een klant zich op zijn gemak voelt bij mij en zich goed kan uiten.

Acties: een dag per twee weken meelopen bij een orthopedisch adviseur in de paskamer van Westland Orthopedie om met de hulp van hen gesprekstechnieken en klantomgang te verbeteren.

Reflectie: Tijdens het afstuderen heb ik veel contact gehad met klanten, zowel bij het meelopen in de paskamer als bij Sophia revalidatie, waar de klanten graag binnen liepen voor een kop koffie en een praatje. Hierbij heb ik geleerd om goed te luisteren naar de klant en de uitleg over een product op de klant af te stemmen.

MET DANK AAN

BEGELEIDING:

**WEST
LAND
ORTHOPEDIE**

DE HAAGSE
HOGESCHOOL

BESCHIKBAAR STELLEN ZWEMBAD:

de boetzelaer

zwem- en recreatiecentrum

Sophia
REVALIDATIE

The background of the slide is a complex, abstract pattern in shades of blue and white. It resembles a network of interconnected lines or a series of ripples on water, creating a dynamic and textured visual effect. The lines are thin and irregular, weaving across the entire frame.

Amber Bunt 2018