

Ontwerp van een trainingshulpmiddel voor een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie

*en onderzoek naar de effecten hiervan
op de coördinatie van de zwembewegingen*

Berend Visser (20065361)
ECBT (Expertisecentrum Bewegingstechnologie)
Afstudeerperiode: 7 Februari 2011 – 15 Juni 2011

Opleiding Bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool

Berend Visser (20065361)
ECBT (Expertisecentrum Bewegingstechnologie)
Afstudeerperiode: 7 Februari 2011 – 15 Juni 2011
Afstudeerbegeleiders: Martijn van der Ent en Monique Berger

Opleiding Bewegingstechnologie
Haagse Hogeschool

VOORWOORD

'In 1948 werden er sportwedstrijden in Engeland gehouden voor veteranen uit de Tweede Wereldoorlog met een rugletsel. Deze wedstrijden zijn de basis geweest voor de Paralympische Spelen zoals wij die nu kennen.

De eerste Paralympische Spelen werden in 1960 in Rome gehouden. Tot 1973 waren deze spelen er alleen voor rolstoelers. Sinds 1976 zijn de spelen uitgebreid met sporten voor geamputeerde en mensen met een visuele beperking. Er worden tegenwoordig Paralympische zomer- en winterspelen gehouden. De Paralympische Spelen worden in hetzelfde jaar en dezelfde stad gehouden als de Olympische Spelen. Vanaf 2012 is er de verplichting dat de stad die de Olympische Spelen organiseert, ook de Paralympische Spelen organiseert.

De populariteit van het evenement neemt toe, het is er tegenwoordig voor atleten uit 6 verschillende groepen van handicaps. Het aantal deelnemende atleten groeit nog steeds en bedroeg ruim 4200 tijdens de Spelen van Peking in 2008.' ⁽¹⁰⁾

Doordat sporten voor mensen met een beperking op een steeds hoger niveau wordt beoefend, zijn de eisen die de sporters en de coaches stellen om tot goede prestaties te komen ook hoger geworden. De lichamelijke beperking van de sporters onderling kunnen zeer verschillend van aard zijn. De ontwikkeling van trainingshulpmiddelen vraagt zodoende om specifieke oplossingen. Er valt op dit gebied nog veel werk te verzetten. Met dit project hoop ik hieraan een steentje te kunnen bijdragen.

INHOUDSOPGAVE

Voorwoord.....	3
Samenvatting.....	5
Verklarende woordenlijst.....	6
1. Inleiding	7
2. Analyse	8
2.1 Borstcrawl.....	8
2.1.1 Biomechanica van het borstcrawl zwemmen.....	9
2.1.1.1. Het drijfvermogen van de zwemster.....	9
2.1.1.2. De weerstand van het lichaam in het water.....	9
2.1.1.3 De voortstuwende kracht die de zwemster genereert.....	10
2.1.2 Waterligging.....	13
2.1.2.1 Moment van de opwaartse kracht.....	13
2.1.3 Rotatie van het lichaam tijdens de borstcrawl.....	16
2.1.3.1 De opwaartse kracht.....	16
2.1.4 Momentenspel tijdens de borstcrawl.....	17
2.2 Borstcrawl zonder onderbenen.....	18
2.2.1 Waterligging zonder onderbenen.....	18
2.2.1.1 Verplaatsing van het VMP en LZP door het missen van onderbenen in een statische situatie.....	18
2.2.1.2 Momentenspel van een zwemster zonder onderbenen tijdens borstcrawl.....	20
2.2.2 Bewegingsanalyse.....	20
2.2.2.1 Compensatie met de romp.....	20
2.2.2.2 Compensatie van de heup.....	21
2.2.2.1.3 Compensatie met het hoofd.....	23
2.3 Hypothese van de invloed en eigenschappen van het trainingshulpmiddel.....	23
3. Eisen en wensen.....	25
4. Ontwerpfase	26
4.1 Deelproblemen.....	26
4.2 Concepten.....	30
4.2.1 Conceptkeuze.....	33
4.2.2 Detailleringfase concept 2.....	34
4.2.3 Eindontwerp.....	36
5. Testfase.....	38
5.1 Inleiding	38
5.1.1 De eerste test.....	38
5.1.2 De tweede test.....	39
6. Conclusie.....	42
7. Discussie.....	43
9. Aanbevelingen	44
Bronnen	45
Bijlage	46
Bijlage 1: Bespreking Mark Faber, 5 April 2011	46
Bijlage 2: Hoek van de voet.....	47

SAMENVATTING

De bondscoach van het paralympische zwemteam boekt tijdens de trainingen van een zwemster met een dubbele onderbeenamputatie weinig tot geen vorderingen ten aanzien van verbetering van de lichaamscoördinatie tijdens de borstcrawl. Om de lichaamscoördinatie voor deze specifieke zwembeweging te verbeteren wil hij de zwemster bewuster maken van haar waterligging. Hij denkt dit te bereiken door gebruik te maken van trainingsvinnen. Zijn idee hierachter is dat door de trainingsvinnen in zekere mate een simulatie gegeven wordt van zwemmen met onderbenen. Door dit haar te laten ervaren denkt hij dat de zwemster meer 'voeling' met het water krijgt en zij zodoende haar techniek kan verbeteren. De probleemstelling luidt: Ontwerp een trainingshulpmiddel om de coördinatie van een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie te verbeteren.

In de kern van deze scriptie wordt in het kort de techniek van de borstcrawl behandeld ^(2,9). De nadruk ligt op de huidige ideeën over de totstandkoming van de waterligging ^(3,4,5,6). Een goede waterligging is cruciaal voor een minimale waterweerstand tijdens het zwemmen. De waterligging wordt bepaald door de locaties van het volumemiddelpunt (VMP), het lichaamsswaartepunt (LZP) en de optredende krachten in relatie tot de lichaamspositie. Het momentenspel van een zwemmer wordt bij gegeven parameters bekeken in zowel een statische als dynamische situatie.

Met gebruik van bovenstaande kennis geeft deze scriptie een verslag van het onderzoek naar de zwembewegingen van iemand met een dubbele onderbeenamputatie. Tijdens het onderzoek zijn hiervoor de zwembewegingen van deze persoon met en zonder gebruik van de ontwikkelde trainingsvinnen vergeleken. Een doel van het onderzoek is vast te stellen of de waterligging van de zwemster door gebruik van vinnen te verbeteren is. Vervolgens is het de bedoeling dat de zwemster de ervaringen die ze opdoet bij het zwemmen met de vinnen (de genoemde voeling met het water) ook kan toepassen bij het zwemmen zonder vinnen en dat ze uiteindelijk haar prestaties *ook* tijdens het zwemmen *zonder* de trainingsvinnen kan verbeteren.

Om tot een vergelijk te kunnen komen is naast bestaande analysegegevens van valide zwemmers een analyse gemaakt die is toegespitst op het zwemmen zonder onderbenen. Door het ontbreken van de onderbenen ontstaat er namelijk een verschuiving van het LZP en VMP, dit wordt zichtbaar gemaakt aan de hand van een model ⁽⁵⁾. Door de verplaatsing van het LZP en het VMP en ook het wegvallen van de geleverde propulsie door de onderbenen ontstaat er een ander momentenspel. Vanuit dit momentenspel kan er iets gezegd worden over de veranderingen veroorzaakt door gebruik van het trainingshulpmiddel. Aan de hand van de gevonden resultaten wordt het zwempatroon van de zwemster met de dubbele onderbeenamputatie in het verslag besproken. Een opvallend verschil ten opzichte van valide zwemmers is dat de zwemster zonder onderbenen tijdens het zwemmen meer zijwaarts transleert in haar heupen en daarbij ook meer met haar hoofd beweegt. De bondscoach wil deze ongunstige zwembewegingen verminderen door het trainen met de vinnen. De tijd moet leren of door deze training het uiteindelijk mogelijk is om zonder gebruik van de trainingsvinnen deze bewegingen ook te verminderen.

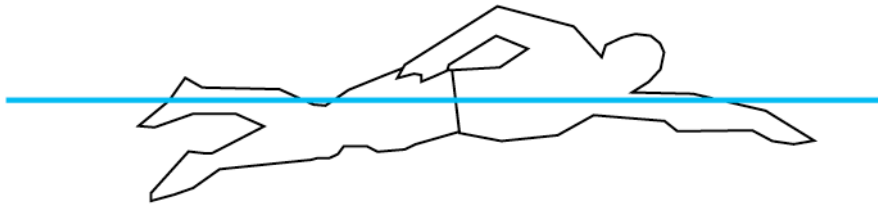
Uit de analyse vallen verschillende eisen en wensen ten aanzien van de trainingsvinnen op te maken. Aan de hand hiervan zijn een aantal concepten ontwikkeld waaruit een keuze is gemaakt voor het uitwerken van één testmodel. Met dit testmodel zijn twee testen uitgevoerd. Met de uitkomsten van de eerste test is een aantal eisen voor het eindontwerp naar voren gekomen. In de tweede test is in kaart gebracht wat de veranderingen in het zwempatroon zijn bij gebruik van de vinnen. Er is in detail gekeken naar de translatie van de heup. Uit de test blijkt dat bij gebruik van het trainingshulpmiddel de translatie van de heup minder is dan bij zwemmen zonder het trainingshulpmiddel. De translatie van de heup wordt hierdoor met 18,5 % verminderd.

VERKLARENDE WOORDENLIJST

VMP: volumemiddelpunt

LZP: lichaamszwaartepunt

De *anatomische definitie*s zijn gedefinieerd vanuit de anatomische houding die gekanteld is in een zwempositie. De longitudinale as loopt door het middel van het lichaam maar bevindt zich horizontaal. Dit is te zien in de afbeelding.



Afbeelding: Longitudinale as in het blauw.

1. INLEIDING

De bondscoach van het paralympisch zwemteam Mark Faber heeft het Expertisecentrum Bewegingstechnologie (ECBT) verzocht een trainingshulpmiddel te ontwikkelen om de prestaties van een paralympische zwemster – zonder onderbenen – te verbeteren. Het gaat hierbij specifiek om de techniek van de borstcrawl. Tijdens de training worden er momenteel weinig tot geen vorderingen geboekt ten aanzien van het verbeteren van de lichaamscoördinatie. Door het missen van haar onderbenen heeft de zwemster weinig besef van haar waterligging. Door het trainingshulpmiddel moet het mogelijk worden de zwemster meer feedback te geven over haar waterligging. De bondscoach verwacht dat deze feedback vervolgens vertaald kan worden naar gevoel van waterligging tijdens het zwemmen zonder trainingshulpmiddel (NB. bij wedstrijden mogen geen hulpmiddelen worden gebruikt). De probleemstelling luidt: Ontwerp een trainingshulpmiddel om de coördinatie van een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie te verbeteren.

Methode

Het afstudeerproject is een combinatie van onderzoek en ontwerp. Tijdens het ontwerp van het trainingshulpmiddel wordt er een hypothese opgesteld over de invloed die het trainingshulpmiddel op de waterligging heeft. Vervolgens moet door middel van testen blijken of deze hypothese klopt. Aan de hand van de uitkomsten van deze testen kunnen de eigenschappen van het trainingshulpmiddel beter bepaald worden.

Door de kennis van de bondscoach te combineren met de kennis die wordt vergaard tijdens dit afstudeerproject, verkrijgt het trainingshulpmiddel zijn gewenste eigenschappen.

Onderzoek

Voor het ontwikkelen van het trainingshulpmiddel moet allereerst de waterligging van de zwemster in kaart worden gebracht. De waterligging zonder onderbenen wordt vervolgens vergeleken met die van een valide zwemster. Aan de hand van de gevonden uitkomsten kan er gezocht worden naar manieren om de waterligging van de zwemster zonder onderbenen te verbeteren. Bij het analyseren van de waterligging en de biomechanica van het borstcrawl zwemmen moeten de waarden van verschillende factoren vastgesteld worden die bepalend zijn voor de waterligging, te weten:

- Het drijfvermogen van de zwemster;
- De weerstand van het water op het lichaam;
- De voorstuwende kracht die de zwemster genereert;
- Compensaties die optreden door het missen van de benen.

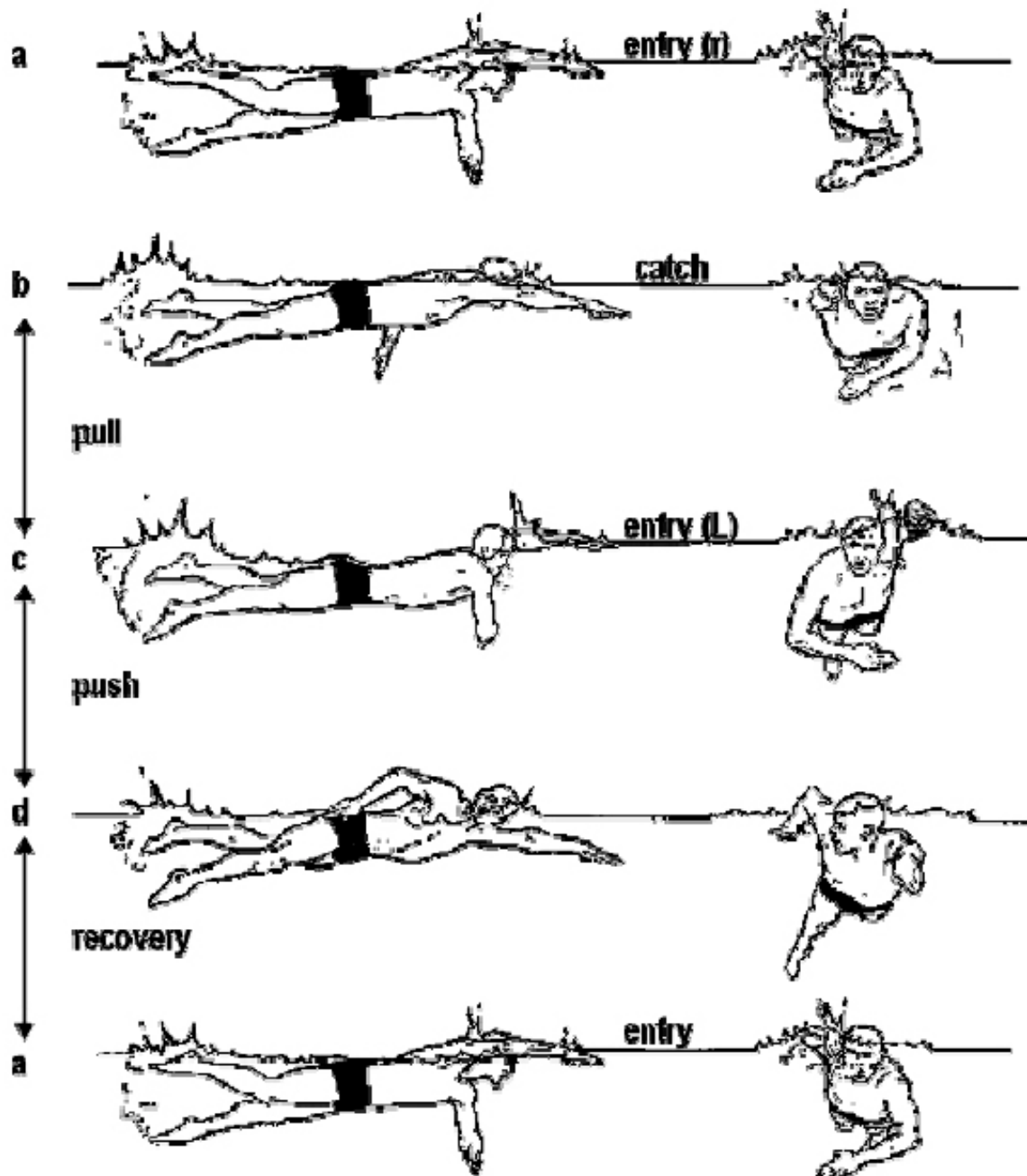
Ontwerp

Aan de hand van de gevonden uitkomsten wordt het trainingshulpmiddel zo ontwikkeld dat het gebruik leidt tot een beter trainingseffect. De bondscoach van het paralympisch zwemteam heeft verzocht naar zijn idee trainingsvinnen te ontwikkelen die een kunstmatige verlenging van de benen bewerkstelligen om zodoende een betere waterligging te bereiken. Het trainingshulpmiddel is een simulatie van de onderbenen van de zwemster. Er worden verschillende concepten ontwikkeld van het trainingshulpmiddel om te komen tot een goed ontwerp. Vroeg in het proces wordt een testmodel gemaakt om de invloed van trainingsvinnen te testen. Met de testgegevens worden de gestelde eisen bijgesteld.

2. ANALYSE

2.1 Borstcrawl

Bij borstcrawl wordt tijdens de armbeweging onder water verschillende fases doorlopen. In afbeelding 1 worden deze fases van de armbeweging weergegeven. Vanaf de entry (a) tot de catch (b) wordt er met de arm nog geen propulsie geleverd. De arm wordt bij deze fases in het water naar voren bewogen. Na de catch begint de propulsie, de hand wordt ten opzichte van het water naar achter verplaatst. De eerste fase van de propulsie wordt de 'pull' (trekken) genoemd wanneer de hand zich loodrecht onder de schouder bevindt gaat dit over in de 'push' (duwen). Deze fase houdt op wanneer de hand uit het water komt en weer naar voren wordt bewogen, dit wordt de 'recovery fase' genoemd.⁵



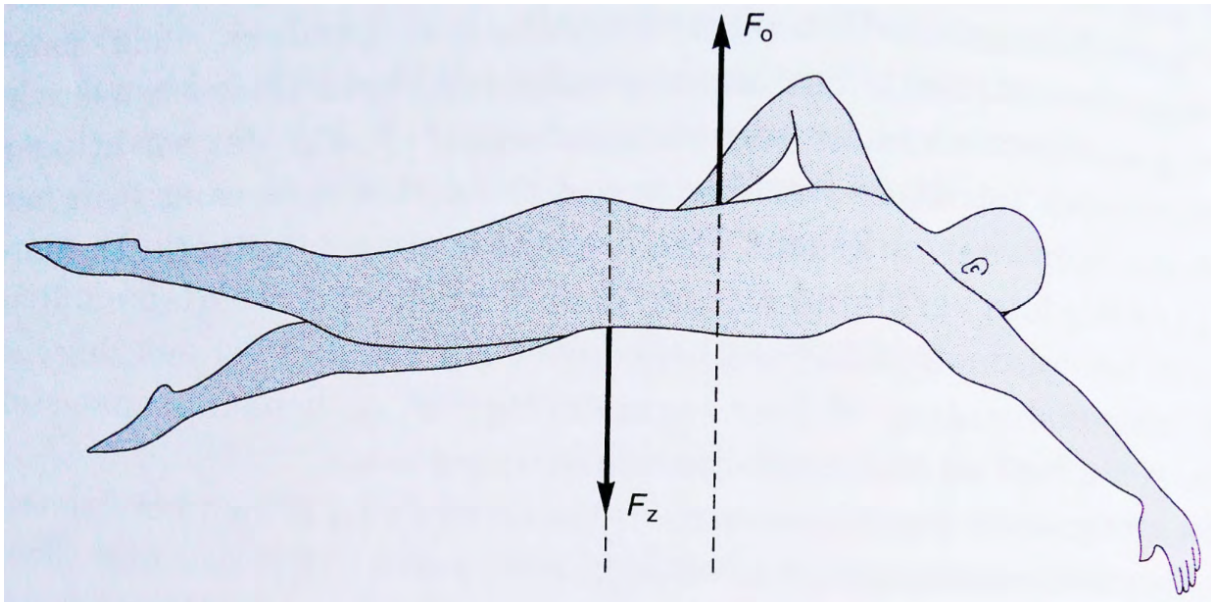
Afbeelding 1: verschillende fases van de borstcrawl ⁽⁵⁾

2.1.1 Biomechanica van het borstcrawl zwemmen.

Bij borstcrawl zijn er een aantal prestatiebepalende factoren te onderscheiden. Deze worden hierna genoemd.

2.1.1.1. Het drijfvermogen van de zwemster

Het drijfvermogen wordt bepaald door twee krachten: de zwaartekracht en de hier tegenin werkende opwaartse kracht. De opwaartse kracht is de kracht die het water uitoefent op het lichaam. De grootte van de zwaartekracht (F_z) wordt bepaald door het lichaamsgewicht (m) vermenigvuldigd met de zwaartekrachtversneling (g) ($F_z = m \cdot g$). De zwaartekracht grijpt aan in het lichaamsswaartepunt (LZP) en de opwaartse kracht grijpt aan in het volumemiddelpunt (VMP) van het lichaam. De ligging van het lichaamsswaartepunt wordt bepaald door de dichtheid van de lichaamsdelen die zich in het water bevinden en de lichaamshouding. De ligging van het volumemiddelpunt wordt bepaald door de volumeverdeling van het lichaam in het water. Het volumemiddelpunt en het lichaamsswaartepunt zijn zodoende geen vaste punten. In afbeelding 2 worden de krachten F_z (zwaartekracht) en F_o (opwaartse kracht) weergegeven. Het lichaamsswaartepunt bevindt zich ter hoogte van de werklijn van F_z binnen het lichaam en het volumemiddelpunt op de werklijn van F_o binnen het lichaam.



Afbeelding 2: Zwaartekracht (F_z) en opwaartse kracht (F_o) op het lichaam tijdens zwemmen. Het LZP en VMP liggen op de werklijnen van de krachten binnen het lichaam. (¹)

2.1.1.2. De weerstand van het lichaam in het water

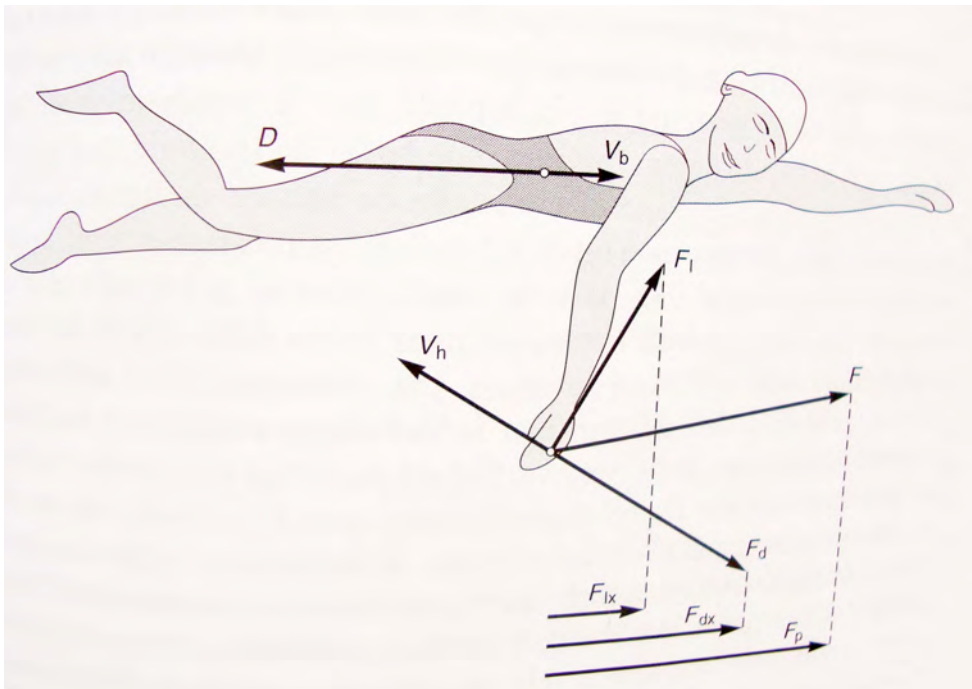
De weerstand die het lichaam in het water ondervindt wordt bepaald door de grootte van het frontale oppervlak van het lichaam, de vorm van het frontale oppervlak en de snelheid van het lichaam. Bij een zo 'horizontaal mogelijke' houding blijft het frontale oppervlak zo klein mogelijk en daarmee ook de weerstand van het water. Een ongetrainde zwemmer met een minder goede coördinatie zal meer verticale en zijwaartse bewegingen maken ten opzichte van een getrainde zwemmer, hierdoor ondervindt deze een grotere weerstand (¹).

2.1.1.3 De voortstuwende kracht die de zwemster genereert

Propulsie geleverd met de armen

De voortstuwende kracht die wordt gegenereerd door de zwemster is op te delen in twee verschillende krachten. De weerstandskracht en de liftkracht. Tijdens het zwemmen ondervinden de lichaamsdelen die propulsie veroorzaken weerstand van het water. Het lichaam oefent een achterwaartse kracht uit op het water waardoor het water een voorwaartse kracht uitoefent op het lichaam. Dit wordt de (voortstuwende) weerstandskracht genoemd.

De liftkracht wordt veroorzaakt door een drukverschil. Wanneer de hand door het water wordt bewogen ontstaat aan de bovenzijde van de hand (convexe kant) een snellere waterstroom dan aan de onderkant. Hierdoor heerst er aan de bovenzijde van de hand een lagere druk dan aan de onderzijde van de hand wat resulteert in een liftkracht. De weerstandskracht en liftkracht leveren een bijdrage aan de totale voortstuwing. Het voortstuwend resultaat van de krachten is afhankelijk van de baan en de stand van de hand ten opzichte van het water (¹). In afbeelding 3 is een voorbeeld te zien van het krachtenspel op de hand en het lichaam tijdens de borstcrawl. F_l is hier de liftkracht en F_d de weerstandskracht. De resultante van beide krachten is kracht F .



Afbeelding 3: Krachtenspel op de hand tijdens de borstcrawl, (¹)

D = weerstand op het totale lichaam

F_d = voortstuwende weerstandskracht

F_l = liftkracht

F = resulterende kracht van hand en arm

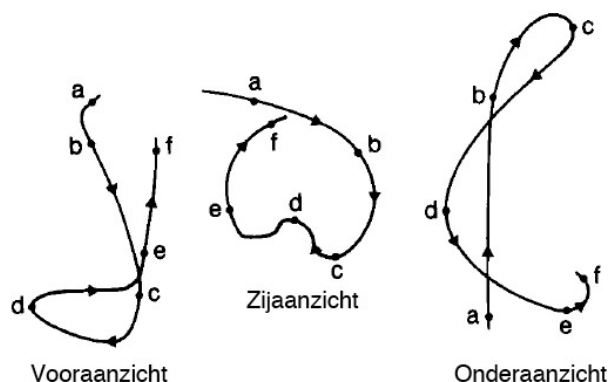
F_{dx} en F_{lx} = componenten van de weerstands- en liftkracht in voorwaartse richting

F_p = voortstuwende kracht

V_h en V_b = de snelheid van de hand en het lichaam

De armen zijn verantwoordelijk voor 85% van de totale voortstuwing (²). Wanneer er in detail naar de armen wordt gekeken blijkt dat de verschillende onderdelen van de arm (hand, onderarm en bovenarm) geen gelijke bijdrage leveren aan de voortstuwingskracht. Van de voortstuwingskracht levert de hand ongeveer 66%, de onderarm 32% en de bovenarm 2%.

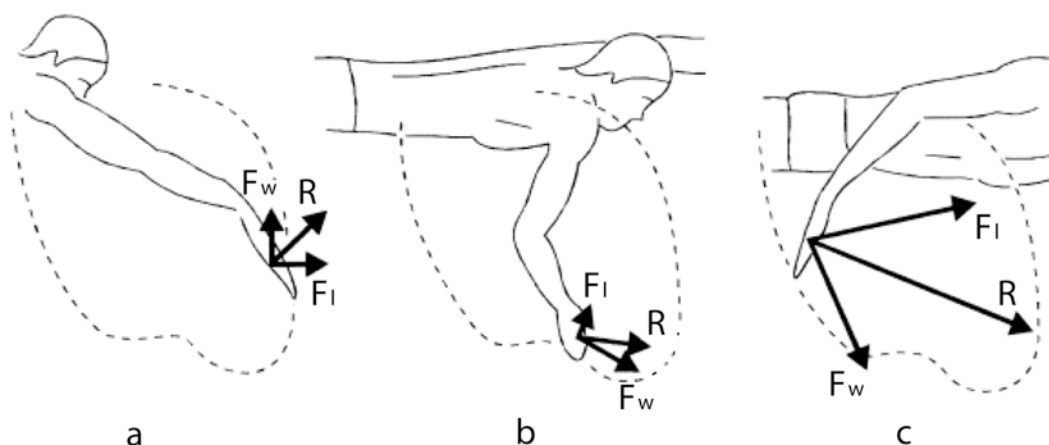
Het bewegingspatroon van de hand tijdens de propulsie is gebaseerd op het 'zoeken' van stilstaand water. Bij het duwen tegen stilstaand water ondervindt de hand meer weerstand dan bij het duwen tegen water dat al in beweging is gebracht. In afbeelding 4 wordt het bewegingspatroon getoond in drie dimensies.



Afbeelding 4: Borstcrawlslag met de linker arm in drie dimensies (²)

- a-b: entry
- b-c: entry scull (rotatie van de hand)
- c-d: inward pull (naar binnen)
- d-e: outward pull (naar buiten)
- e-f: exit

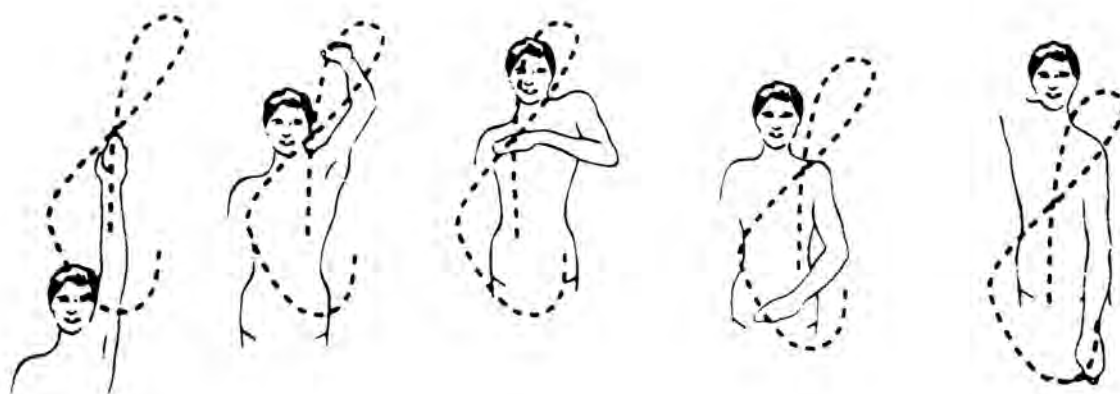
Het bewegingspatroon van de hand tijdens de propulsie met de arm is ingewikkeld. Tijdens het doorlopen van de baan die in afbeelding 4 wordt weergegeven vinden er ook rotaties van de hand plaats, voornamelijk tussen punt b en c. De kracht die wordt geleverd met de armen is niet in elke fase gelijk. In afbeelding 5 wordt de geleverde kracht in verschillende fases weergegeven.



Afbeelding 5: Krachten op de hand tijdens het zwemmen. F_l = Liftkracht, F_w = Weerstand kracht van het water, R = Resultante kracht (⁴)

De krachtrichting van de propulsie bepaalt in belangrijke mate de lichaamsrotatie.

Als de kracht, geleverd door de armen, gericht is in het verlengde van het LZP ontstaat er geen rotatie rond het LZP. Wanneer de kracht anders gericht is, veroorzaakt de kracht rotatie rondom het LZP. In afbeelding 11 is de baan van de hand te zien in onderaanzicht. Uit deze afbeelding blijkt dat tijdens de propulsie met de hand, rotaties worden veroorzaakt omdat de richting van de kracht zich tijdens een groot deel van de beweging niet in het verlengde van het LZP bevindt.



Afbeelding 11: Baan van de hand tijdens borstcrawl, onderaanzicht ⁽⁹⁾

Propulsie geleverd met de benen

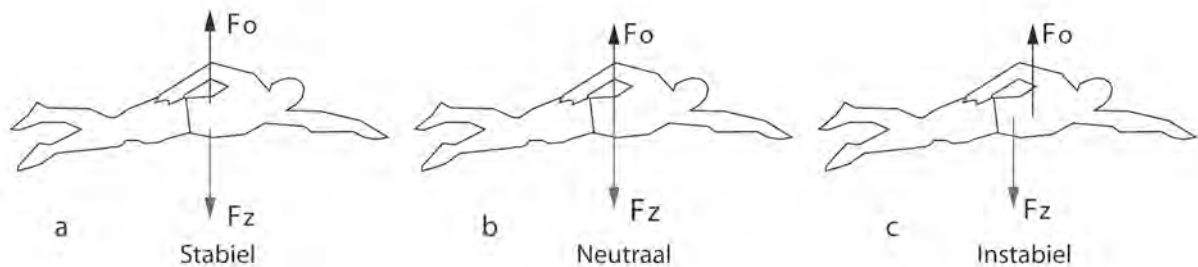
Het aandeel van de benen aan de totale voortstuwing is 15 %. Bij de benen geldt dat de voet en het onderbeen verantwoordelijk zijn voor de voortstuwing. De bovenbenen leveren geen bijdrage aan de voortstuwingskracht. ⁽¹⁾. In de literatuur wordt deze bijdrage van de benen aan de totale voortstuwing echter niet altijd bepaald. Nakashima et al⁷ concluderen uit een simulatiemodel dat de propulsie geleverd met de benen geen bijdrage levert aan de voortstuwing in de zwemrichting. Volgens Nakashima zorgt de wisselslag met de benen ervoor dat het gedeelte van het lichaam dat zich caudaal van het lichaamszwaartepunt bevindt, hoger in het water komt te liggen. Dit wordt veroorzaakt door het moment dat wordt geleverd door de benen (2.1.2.2). Hierdoor vermindert de waterweerstand.

Daarnaast heeft propulsie met de benen ook een stabiliserend effect. Hoe effectiever de propulsie met de benen, des te minder de laterale bewegingen van de romp ⁽⁸⁾.

2.1.2 Waterligging

De waterligging en het drijfvermogen van een zwemmer worden bepaald door de locatie van het volumemiddelpunt (VMP) en het lichaamszwaartepunt (LZP). Deze punten bepalen respectievelijk waar de opwaartse kracht en de zwaartekracht aangrijpen. Het drijfvermogen zorgt niet alleen dat het lichaam blijft drijven maar ook voor de stabiliteit van het lichaam. De positie van het lichaam in het water kan stabiel, neutraal of onstabiel zijn:

- Stabiel: De zwaartekracht en de opwaartse kracht liggen verticaal op de zelfde lijn. (Afbeelding 6a)
- Neutraal: De zwaartekracht en de opwaartse kracht grijpen aan op hetzelfde punt. (Afbeelding 6b)
- Onstabiel: De zwaartekracht en de opwaartse kracht liggen vertikaal niet op dezelfde lijn (Afbeelding 6c)



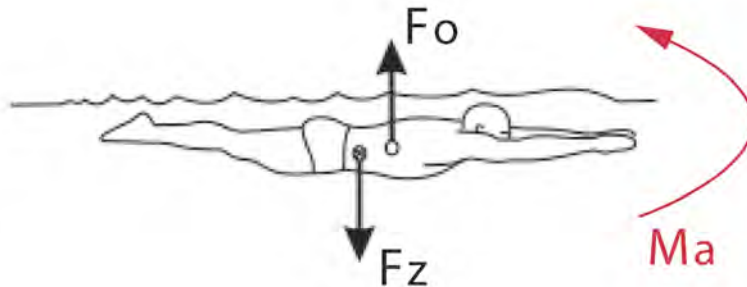
Afbeelding 6: Waterligging ten gevolge van de zwaartekracht (F_z) en opwaartse kracht (F_o). Zie nadere verklaring in de tekst ⁽³⁾.

2.1.2.1 Moment van de opwaartse kracht

De locatie van het lichaamszwaartepunt wordt bepaald door de dichtheid van de lichaamsdelen en de lichaamshouding. De ligging van het volumemiddelpunt wordt bepaald door het gedeelte van het lichaam dat zich onder water bevindt.

Statisch

Om in statische houding te blijven drijven moeten het VMP en het LZP vertikaal in dezelfde lijn liggen. Vanuit een horizontale positie gebeurt dit wanneer de benen zinken. In afbeelding 7 worden de zwaartekracht en opwaartse kracht weergegeven in een bewegingsloze situatie waarbij de zwemmer zich geheel onder water bevindt. De opwaartse kracht levert een moment rond het zwaartepunt dat de benen doet zinken.

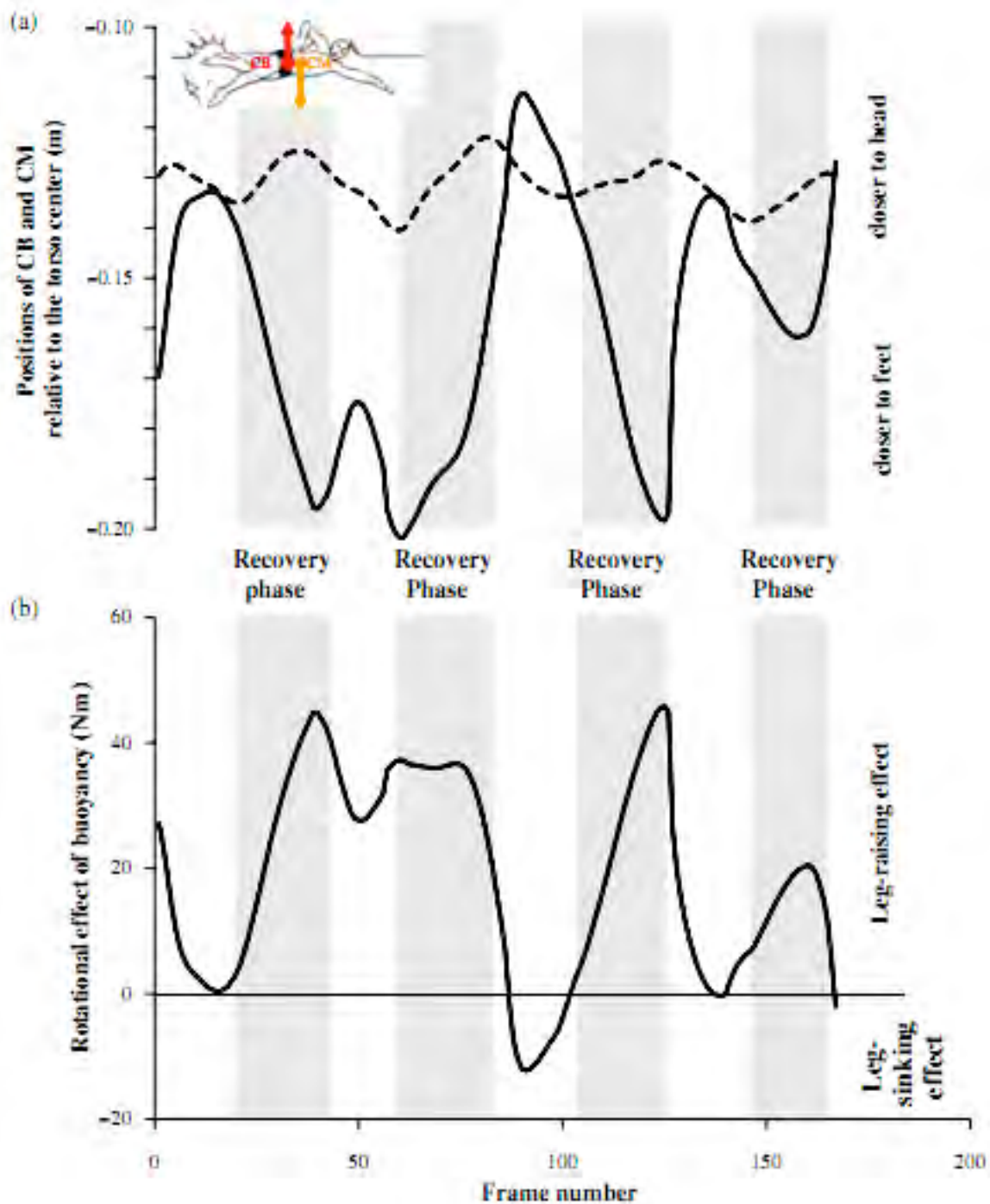


Afbeelding 7: De kracht die de opwaartse kracht (F_o) levert t.o.v. het zwaartepunt veroorzaakt het moment Ma ⁽³⁾

Dynamisch

Er werd lang ten onrechte gedacht dat de positie van het LZP en VMP tijdens het zwemmen overeen kwam met een statische situatie waarbij de opwaartse kracht een moment levert dat de benen doet zinken (Ma). Echter in een dynamische situatie verschuift het LZP craniaal (door de voortwaartse beweging van de arm) en verschuift het VMP caudaal door het uit het water komen van de arm en het hoofd. Deze verschuivingen beïnvloeden het momentenspel.

In een onderzoek ⁽⁴⁾ werd aan de hand van een simulatiemodel gekeken naar het moment van de opwaartse kracht bij de borstcrawl. Het blijkt dat tijdens het grootste gedeelte van de propulsie de opwaartse kracht zorgt voor het heffen van de benen en het zakken van het hoofd. Dit is tegenovergesteld aan de statische situatie. In afbeelding 8 worden de fluctuaties van het LZP en het VMP weergegeven. De grijze balken corresponderen met de recovery fase van de linker of de rechter arm. In de grafiek wordt het LZP (uitgedrukt als CM) weergegeven als de gestippelde lijn en het VMP (uitgedrukt als CB) wordt weergegeven als de ononderbroken lijn. De fluctuaties van het VMP zijn duidelijk groter dan die van het LZP. De onderste grafiek (b) laat het moment zien van de opwaartse kracht. Het grootste gedeelte van de tijd zorgt dit moment voor het stijgen van de benen. In het vervolg van deze scriptie wordt de opwaartse kracht dan ook getekend met een stijgend moment op de benen.



Afbeelding 8: fluctuaties van het LZP en VMP in een dynamische situatie ^(3,4). (a) Ononderbroken lijn: verplaatsingen van VMP, stippellijn: Verplaatsing van het LZP. (b) Moment van de opwaartse kracht die werkt vanuit het VMP.

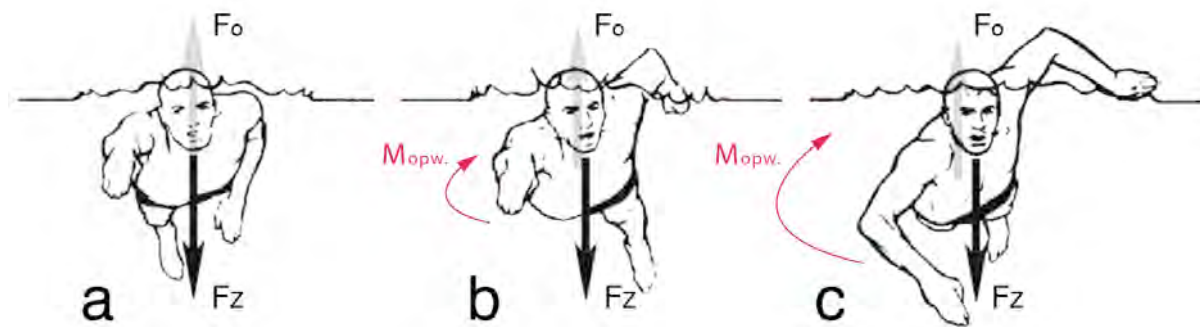
De waterligging van een zwemster heeft invloed op de zwemprestatie. Bij een hogere ligging ondervindt de zwemster minder weerstand van het water. Het moment geleverd door de opwaartse kracht wordt niet significant beïnvloed door de anatomie van de zwemster. Het moment van de opwaartse kracht is afhankelijk van het bewegingspatroon van de zwemster ⁽³⁾. Het verbeteren van het bewegingspatroon verhoogt de prestatie van de zwemster.

2.1.3 Rotatie van het lichaam tijdens de borstcrawl

Tijdens de borstcrawl roteert het lichaam rond de longitudinale as. Deze rotatie wordt veroorzaakt door propulsiekrachten en door de opwaartse kracht. De propulsiekrachten worden veroorzaakt door de beweging van de armen en de benen.

2.1.3.1 De opwaartse kracht

De opwaartse kracht heeft de grootste invloed op de lichaamsrotatie (^{6,7}). Het moment van de opwaartse kracht die het lichaam doet roteren ontstaat door het uit het water komen van de arm tijdens de recovery fase. Doordat de arm uit het water komt, verschuift het VMP naar de heterolaterale zijde. In afbeelding 10 wordt dit weergegeven met het verplaatsen van F_o .



Afbeelding 10: Rotatie van opwaartse kracht om een longitudinale as (⁶)

F_o : opwaartse kracht geleverd door het water op het lichaam

F_z : zwaartekracht

M_{opw} : Moment geleverd door de opwaartse kracht

Het moment van de opwaartse kracht (zie afbeelding 10) remt de optredende lichaamsrotatie al vroeg in de recoveryfase (b) en initieert een lichaamsrotatie in de richting van dit moment. Om de prestatie van een zwemmer te verbeteren wordt in de zwemwereld geadviseerd om de amplitude van de lichaamsrotatie te verhogen.

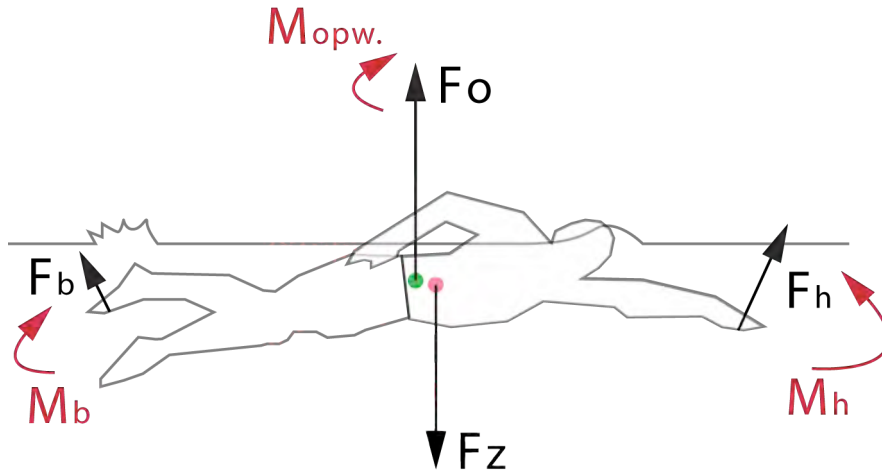
Yanai et al⁶ concluderen dat snelle zwemmers beter in staat zijn een groter moment van de opwaartse kracht te veroorzaken waardoor het aandeel van deze opwaartse kracht op de lichaamsrotatie groter wordt. Ook de propulsie krachten dragen bij aan de lichaamsrotatie.

Als voordelen voor het verhogen van de amplitude van de lichaamsrotatie worden in de literatuur de volgende argumenten gegeven (⁶):

- Het maakt de recovery fase gemakkelijker en zorgt voor een korter rotatietraject van de arm tijdens deze fase.
- Het vergemakkelijkt de ademhaling.
- Het plaatst de heupen in een positie waarin de voeten gedeeltelijk propulsie kunnen leveren in zijwaartse richting. Mogelijk wordt hierdoor de rotatie van de romp, gecreëerd door het naar voren bewegen van de recovery teniet gedaan.

2.1.4 Momentenspel tijdens de borstcrawl

Het momentenspel tijdens de borstcrawl wordt bepaald door drie krachten; de opwaartse kracht, de kracht geleverd met de armen en de kracht geleverd met de benen. In afbeelding 9 worden deze krachten weergegeven met het moment dat wordt geleverd rond het LZP aan het begin van de pullfase.



Afbeelding 9: Momentenspel tijdens borstcrawl.

F_b : kracht geleverd door de benen

F_o : opwaartse kracht geleverd door het water op het lichaam

F_h : kracht geleverd door de handen

M_b : moment geleverd door de benen

$M_{opw.}$: moment geleverd door de opwaartse kracht

M_h : moment geleverd door de handen

In 2.2 wordt een analyse gemaakt van het momentenspel zonder onderbenen en wordt dit vergeleken met het momentenspel van een valide zwemmer (zoals hierboven staat beschreven).

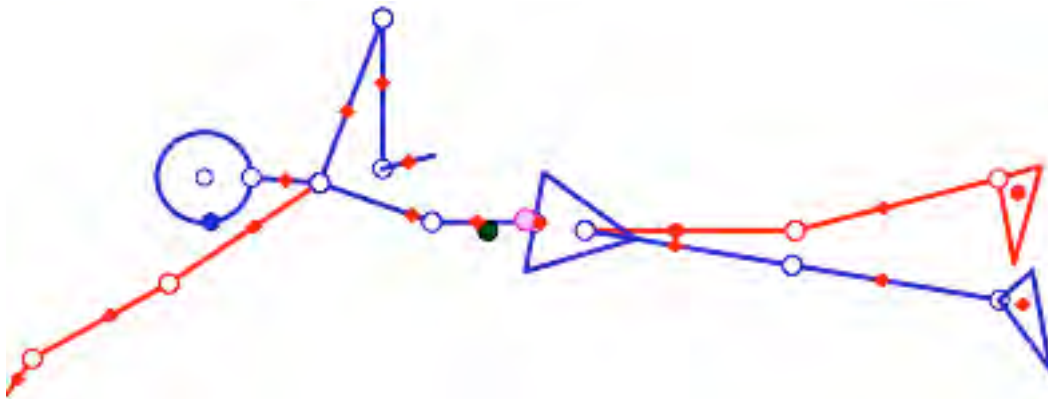
2.2 Borstcrawl zonder onderbenen

2.2.1 Waterligging zonder onderbenen

Omdat er een trainingshulpmiddel moet worden vervaardigd voor een zwemster zonder onderbenen is het belangrijk om te weten hoe het momentenspel verandert door het missen van de onderbenen. Hiervoor moet er bepaald worden hoe het LZP en het VMP komen te liggen. Het is te verwachten dat door het missen van de onderbenen het VMP en het LZP zich verplaatsen naar craniaal.

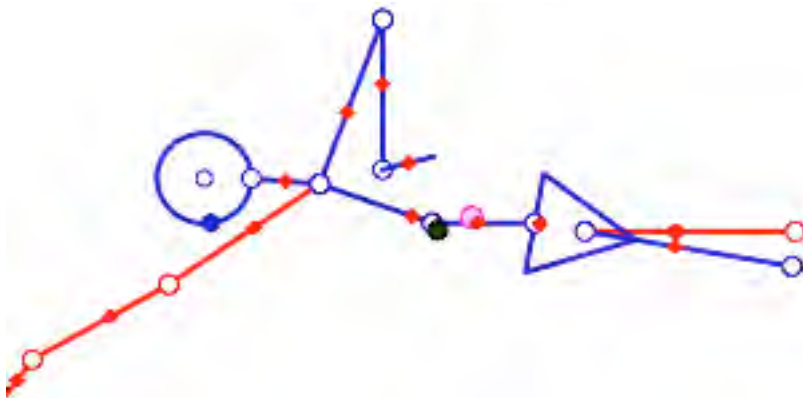
2.2.1.1 Verplaatsing van het VMP en LZP door het missen van onderbenen in een statische situatie

Aan de hand van een model kan een benadering worden gemaakt van de verplaatsing van het zwaartepunt en het volumemiddelpunt door het missen van de onderbenen. In het model worden de segmenten van het lichaam verondersteld als deelmassa's die voorzien zijn van een zwaartepunt en een volumemiddelpunt. Voor verdere informatie over het model wordt verwezen naar Lagerberg et al⁵. In het model wordt de situatie vergeleken van een zwemster met en zonder onderbenen. In het model bevindt de gesimuleerde mens zich in een statische zwempositie waarbij het lichaam zich geheel onder water bevindt. Afbeelding 12 toont een zwemster met onderbenen.



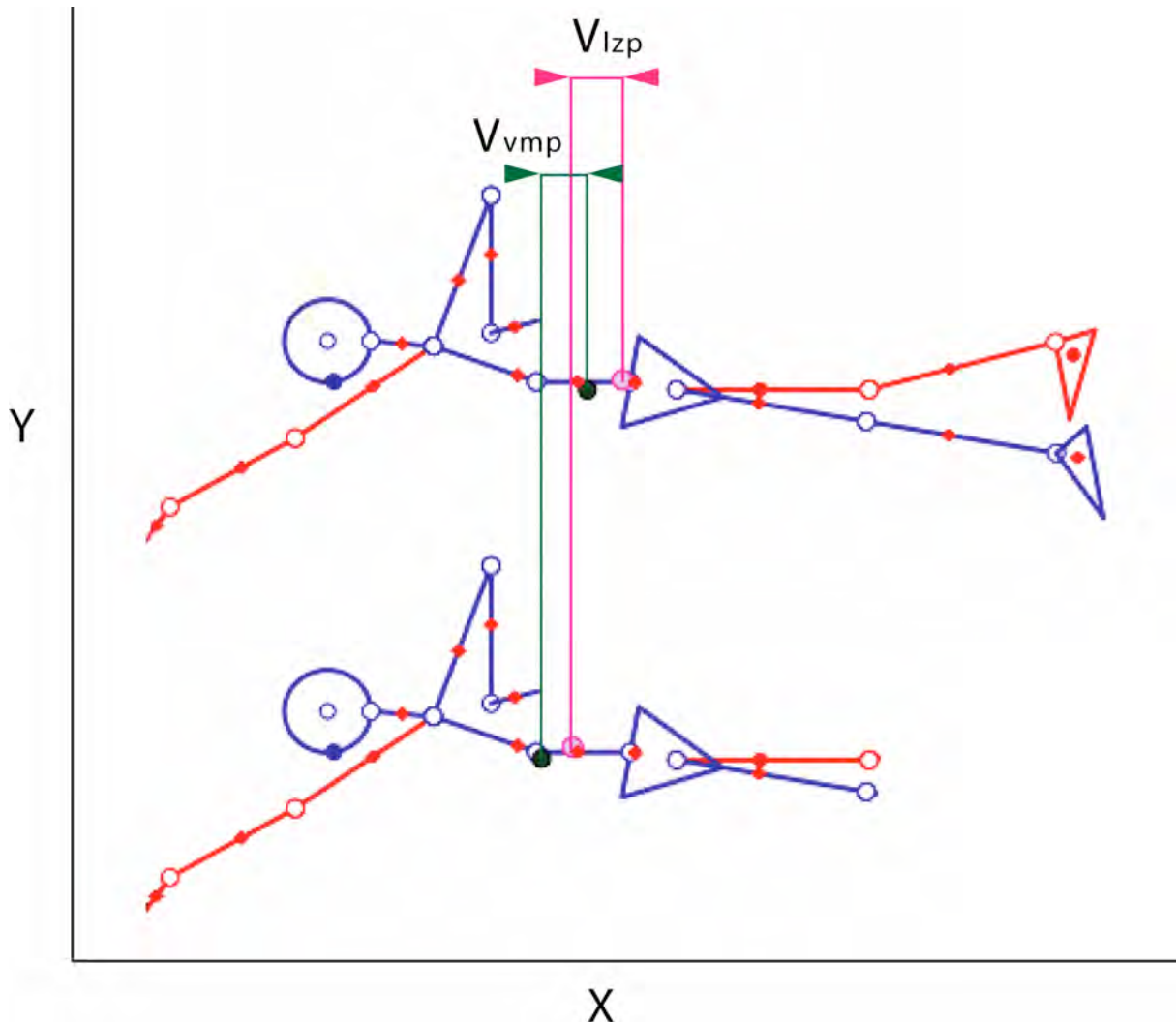
Afbeelding 12: Model met de locatie van het LZP (Roze) en VMP (Groen) met benen.

Het roze punt stelt het LZP voor en het groene punt het VMP. In de statische situatie bevindt het VMP zich craniaal van het LZP. In afbeelding 13 wordt een zwemster gesimuleerd zonder onderbenen.



Afbeelding 13: Model met de locatie van het LZP (roze) en VMP (groen) zonder onderbenen.

Bij vergelijking van afbeelding 12 en 13 is te zien dat het koppel LZP en VMP zich verplaatst naar craniaal door het missen van de onderbenen. Dit is te zien in afbeelding 14, de verplaatsing is aangeduid door V_{lzp} en V_{vmp} . In de craniaal-caudale richting (x richting) komen de punten iets dichtter bij elkaar te liggen en in de mediaal-laterale richting (y richting) iets verder uit elkaar. De verplaatsing van het koppel LZP en VMP bedraagt ongeveer tien centimeter. De precieze verplaatsingen zijn te zien in tabel 1.



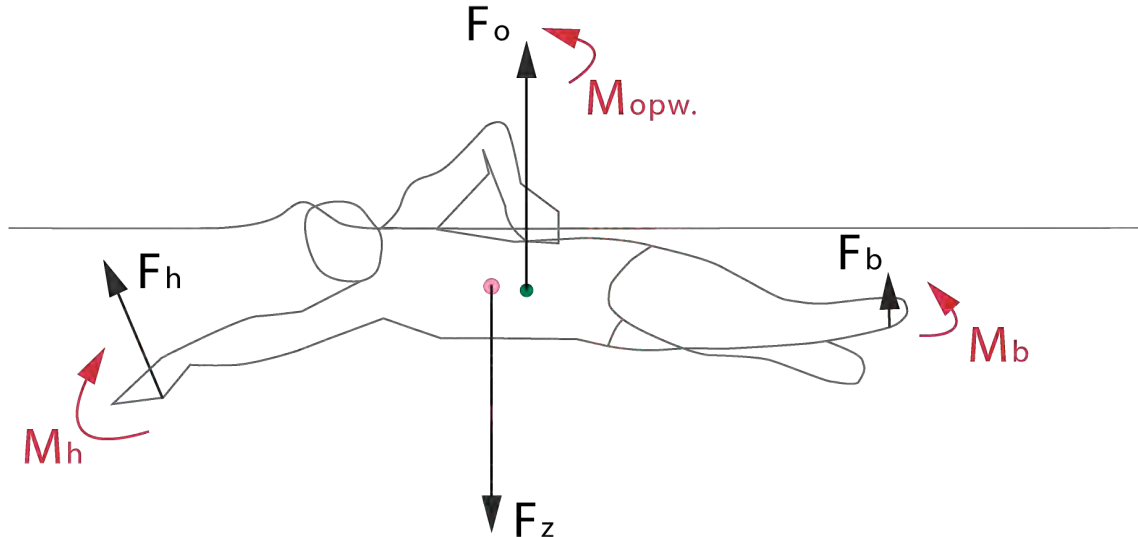
Afbeelding 14: Verplaatsing (V) van het LZP en VMP door het missen van de onderbenen.

	Met benen (cm)		Zonder onderbenen (cm)		Verplaatsing (cm)	
LZP	X	98,7	X	88,4	X-X	10,3
	Y	112,1	Y	112,8	Y-Y	0,7
VMP	X	91,5	X	82,0	X-X	9,5
	Y	109,9	Y	110,3	Y-Y	0,4

Tabel 1: Coördinaten van LZP en VMP met en zonder onderbenen.

2.2.1.2 Momentenspel van een zwemster zonder onderbenen tijdens borstcrawl

De verplaatsing die is gemeten uit het model van afbeelding 12 en 13 is toegepast op een dynamische situatie. Omdat de benen tijdens de borstcrawl zich altijd onder water bevinden, is het verschuiven van het LZP en VMP in een statische situatie goed toe te passen op een dynamische situatie. Dit resulteert in het krachterspel dat in afbeelding 15 wordt weergegeven.



Afbeelding 15: Momentenspel van een zwemster zonder onderbenen.

Bij een valide zwemmer wordt de beenpropulsie geleverd door de onderbenen en de voeten. Door het missen van de onderbenen verschuift het LZP en VMP richting craniaal. Deze verschuiving geeft een grotere moment arm van de beenkracht (F_b). De verwachting is dat de zwemster nog een kleine propulsie kan leveren met haar benen. Tijdens het zwemmen levert de zwemster propulsie met haar armen, wat resulteert in een moment rond het LZP wat de benen doet zinken. Door het opschuiven van het LZP en VMP doet dit moment niet alleen de benen zinken maar ook een deel van de romp. De opwaartse kracht levert voornamelijk een moment rond het LZP, wat het hoofd doet zinken.

2.2.2 Bewegingsanalyse

De bewegingsanalyse is uitgevoerd in een trainingszwembad te Amersfoort tijdens een training van het paralympische zwemteam. Bij de bewegingsanalyse is een observatie gemaakt van de lichaamscoördinatie van de zwemster. Deze observatie is vergeleken met gelijksoortige observaties van valide zwemmers. Door de coach is aangegeven op welke punten hij denkt dat de coördinatie van de zwemster met de dubbele onderbeenamputatie is te verbeteren door gebruik van het trainingshulpmiddel.

Nadere informatie is ontleent aan eerder gemaakte onderwater videobeelden van de zwemster. Deze beelden zijn vanuit het vooraanzicht, zij aanzicht en bovenaanzicht opgenomen. Bij deze videobeelden bevindt de zwemster zich in een waterstroom.

2.2.2.1 Compensatie met de romp

De romp van de zwemster roteert rond de longitudinale as (lengte as) die midden door het lichaam loopt. Deze rotatie treedt bij valide zwemmers in mindere mate op door de aanwezigheid van onderbenen. Een grotere rotatie heeft geen negatief effect op de zwemsnelheid. Door het ontbreken van de propulsie met de benen komt de zwemster in haar geheel lager in het water te liggen.

2.2.2.2 Compensatie van de heup

De beelden van afbeelding 16 en 17 zijn gehaald uit video-opnamen van de zwemster in een waterstroom.

Sagitaal

De linkerarm levert propulsie langs de linkerheup. Na het doorlopen van de entry tot het einde van de push fase komt de arm langs het lichaam te liggen. Door de propulsie komt de linker heup omhoog, hierbij wordt geroteerd om de longitudinale as. Hetzelfde gebeurt bij propulsie van de rechterarm. In afbeelding 16 is de rotatie van de heup goed zichtbaar in de verschillende aanzichten, vooral in het zijaanzicht (A2, B2) is dit duidelijk waarneembaar.

Propulsie met linkerarm



A1



B1



A2



B2



A3



B3

Afbeelding 16: Boven-aanzicht (A1, B1), zijaanzicht (A2, B2) en vooraanzicht (A3, B3) van de geleverde propulsie met de linkerarm (links) en de geleverde propulsie met de rechterarm (rechts)

Transversaal

De zwemster maakt tijdens het zwemmen grote uitslagen met haar heupen in zijwaartse richting. Van bovenaf is deze zogenaamde translatie van de heupen goed te zien (afbeelding 17). Door deze translatie wordt er meer waterweerstand ondervonden. Bij het transleren van de heupen is het lichaam niet meer in lijn. In de wervelkolom vindt respectievelijk latroflexie en rotatie plaats. Bij een professionele valide zwemster vindt alleen rotatie plaats. Wanneer bij valide zwemmers er wel sprake van latroflexie is, is deze veel kleiner dan bij de zwemster met een dubbele onderbeen amputatie. Uit meerdere zwembewegingen is een gemiddelde heupuitslagpercentage bepaald. Het lengteverschil wordt weergegeven tussen de gekleurde strepen en is uitgedrukt in een percentage van de heupbreedte. De uitstag van de heup naar rechts bedraagt 8,8 procent van de heupbreedte en de uitstag van de heup naar links bedraagt 15,6 procent. Samen is dit 24.4 procent en komt dit ongeveer overeen met 9 cm.



Heup uitslag rechts (1,2)



Heup uitslag links (3,4)

Afbeelding 17: Uitslag van de heup tijdens borstcrawl.



2.2.2.1.3 Compensatie met het hoofd

Een andere compensatie die optreedt wordt gemaakt met het hoofd. De zwemster is constant aan het variëren met de positie van haar hoofd. De functie van deze compensatie is niet direct verklaarbaar, maar houdt vermoedelijk ook verband met het zoeken naar een evenwichtige waterligging. Het lijkt erop dat de compensatie met het hoofd tegengesteld is aan de compensatie met de romp. Wanneer de rechterheup omhoog komt door de rechterarmpropulsie beweegt het hoofd zich meer naar links. Of het roteren van de heup de directe aanleiding is voor het bewegen van het hoofd, is niet met zekerheid te zeggen.

2.3 Hypothese van de invloed en eigenschappen van het trainingshulpmiddel

Naar aanleiding van de analyse is er een hypothese opgesteld over de invloed van het trainingshulpmiddel. Het hulpmiddel bestaat uit twee, aan beide stompbevestigde trainingsvinnen.

Hypothese

De hypothese is gebaseerd op het idee dat door de trainingsvinnen beenpropulsie wordt geleverd waardoor de zwemster meer feedback krijgt van de waterstroom.

Bij gebruik van het trainingshulpmiddel worden de volgende veranderingen verwacht:

1. De zwemster beweegt zich sneller door het water waardoor zij meer feedback krijgt van de snellere waterstroom.
2. De zwemster komt hoger in het water te liggen. De handkracht waardoor de benen en een deel van de romp zinken, wordt tegengewerkt door de beenkracht geleverd met gebruik van het trainingshulpmiddel.
3. Het verminderen van de translatie van de heup.
4. Het verminderen van de rotatie van de heup.

Bij het testen van het trainingshulpmiddel wordt gekeken of deze aannames zich daadwerkelijk voordoen. Met behulp van videoregistratie kunnen beelden van zwemmen met het trainingshulpmiddel vergeleken worden met beelden van zwemmen zonder trainingshulpmiddel. Uit de beelden wordt afgelezen of de translatie van de heup is verminderd. Daarnaast kunnen veranderingen in waterligging in kaart worden gebracht. Het hoofddoel van het trainingshulpmiddel is het verminderen van de heuptranslatie waarmee de grootste verbetering is te behalen om de waterweerstand te reduceren.

Eigenschappen van het trainingshulpmiddel

Het trainingshulpmiddel veroorzaakt door haar volume en gewicht een verschuiving van het VMP en LZP. Deze verschuiving moet minimaal gehouden worden. Het is belangrijk om de invloed per factor te bekijken en vast te stellen welke invloed de specifieke factor heeft op de waterligging en of dit een positief trainingsresultaat kan veroorzaken. In eerste instantie wordt gekeken naar de invloed van de trainingsvinnen op de propulsie met de benen. De mate van geleverde propulsie wordt bepaald door de (instelbare) afstand waarop de trainingsvinnen achter de benen geplaatst worden. Door de ligging van zowel VMP als LZW nagenoeg hetzelfde te houden zal de omslag van het trainen met trainingshulpmiddel naar het trainen zonder hulpmiddel gering blijven, dit met uitzondering van de toegevoegde propulsie uiteraard.

Een indicatie voor een minimale verplaatsing van het VMP en het LZP ten opzichte van elkaar kan gevonden worden door de dichtheid van het trainingshulpmiddel te bepalen. De massa gedeeld door het volume bepaalt de dichtheid. De waarde van de dichtheid moet net iets onder de 1 liggen. Het trainingshulpmiddel zal zich dan net onder de waterspiegel bevinden.

Visie van de bondscoach

Met de bondscoach van het paralympische zwemteam zijn de verwachte veranderingen door toepassen van het trainingshulpmiddel besproken. Het trainingsdoel is het verbeteren van de coördinatie van de zwemster. Hoofddoel hierbij is reduceren van de heuptranslatie. Bondscoach Mark Faber (10) hoopt door gebruik van het trainingshulpmiddel uiteindelijk de heuptranslatie ook tijdens het zwemmen *zonder* trainingshulpmiddel te kunnen reduceren. Het gebruik van trainingsvinnen is in de zwemsport heel gebruikelijk, ondermeer om de zwemsnelheid te verhogen. Het idee van de coach is dat dit ook geldt voor zwemmers met een onderbeenamputatie. Deze bezitten nagenoeg geen beenpropulsie. Door het trainingshulpmiddel kunnen de benen weer propulsie leveren. De coach verwacht dat bij de verhoogde snelheid, en daardoor de toename van de waterstroom langs het lichaam, de zwemster meer feedback krijgt over de locatie van de verschillende lichaamsdelen in het water. Door het verschil tussen het zwemmen met en zonder trainingshulpmiddel en hiermee een verschil in 'watergevoel' denkt Mark Faber de zwemster duidelijk te maken waar de verbeterpunten liggen voor haar lichaamscoördinatie. Voor de uitgewerkte bespreking met Mark Faber wordt verwezen naar bijlage 1.

3. EISEN EN WENSEN

Uit de analyse

Eisen

1. De snelheid van de zwemster moet verhoogd worden.
2. De zwemster moet propulsie kunnen leveren met haar benen.
3. Het trainingshulpmiddel moet het zwempatroon (coördinatie) veranderen:
 - a. De translatie van de heup moet minder worden.
 - b. De zwemster moet minder druk met haar hoofd bewegen.

Materiaal

Eisen

4. Het trainingshulpmiddel mag niet meer wegen dan 4.8 kg (gewicht onderbeen)
5. Wanneer de massa gedeeld wordt door het volume moet dit net onder de 1 uitkomen.

Wensen

6. Het toegepaste materiaal mag geen water opnemen.
7. Het trainingshulpmiddel moet zo licht mogelijk zijn.

Bevestiging

Eisen

8. Het trainingshulpmiddel moet goed gefixeerd worden op de stomp onder de knie zodat het trainingshulpmiddel niet kan roteren.
9. Het trainingshulpmiddel mag niet afzakken.

Veiligheid

Eisen

10. Het trainingshulpmiddel mag geen scherpe kanten of randen bevatten.

Gebruiksgemak

Eisen

11. Het trainingshulpmiddel moet in maximaal 4 handelingen aan te trekken zijn.
12. Het trainingshulpmiddel moet gemakkelijk los te koppelen zijn wanneer de zwemster het water verlaat.

Wensen

13. Het trainingshulpmiddel moet in zo min mogelijk handelingen aan te trekken zijn.

Ontwerp

14. Het trainingshulpmiddel moet onder een hoek van 6 graden komen te staan wanneer het aan het been wordt bevestigd.*
15. De trainingsvin moet direct achter de stomp worden bevestigd.*
16. Er moet een goede koppeling zijn tussen de trainingsvin en de stomp.

* Deze eisen komen voort uit de eerste test. Voor de verklaring van 6 graden wordt verwezen naar bijlage 2.

4. ONTWERPFASE

4.1 Deelproblemen

Inleiding

In de ontwerpfase moet er een aantal deelproblemen worden opgelost. Deze zijn als volgt te omschrijven:

1. De bevestiging aan de stomp
2. Koppeling tussen stomp en trainingsvin
3. Bevestiging van de trainingsvin



Afbeelding 18: schematische weergave van de deelproblemen.

Deze deelproblemen worden samengevat in afbeelding 18.

Op de volgende pagina's worden oplossingen voor de verschillende deelproblemen getoond. In de uitwerking wordt per concept de gevonden deeloplossingen gebundeld tot één totaaloplossing. De afzonderlijke concepten worden vervolgens getoetst aan de gestelde eisen en wensen met inbegrip van de voor- en nadelen die per concept zijn benoemd. Uit de concepten wordt een keuze gemaakt voor het eindontwerp. Het uiteindelijke eindontwerp wordt vervolgens uitgewerkt.

Bevestigingsmethodes aan de stomp

Op bladzijde 27 worden de deeloplossingen getoond voor de *bevestiging aan de stomp*.

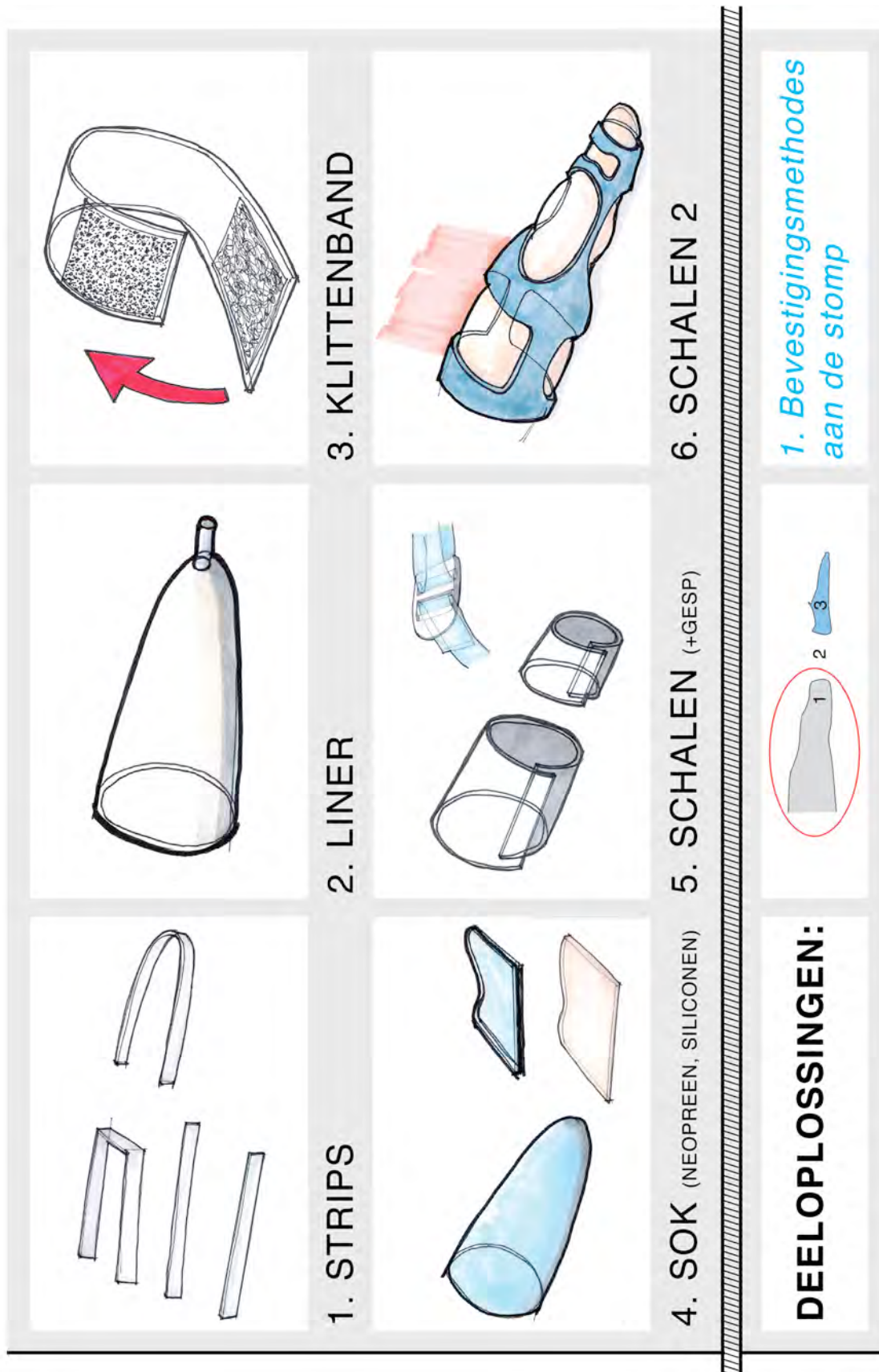
1. Strips: (b.v. van aluminium of kunststof) kunnen gevormd worden om het been of langs het been worden geplaatst.
2. Liner: In de orthopedie toegepaste methode om een prothese te bevestigen aan de stomp.
3. Klittenband: Algemene oplossing voor bevestiging.
4. Sok (b.v. Van neopreen of siliconen): Kan de stomp beschermen, een goede bevestiging mogelijk maken en toegepast worden als voering.
5. Schalen 1: Universele schaaldelen die langs elkaar schuiven om maatvoering mogelijk te maken. Hierop kunnen verschillende bevestigingsmiddelen geplaatst worden, bijvoorbeeld een gesp.
6. Schalen 2: Deze schalen worden op maat gemaakt (gevormd om een positief van de stomp).

Koppeling tussen stomp en vin

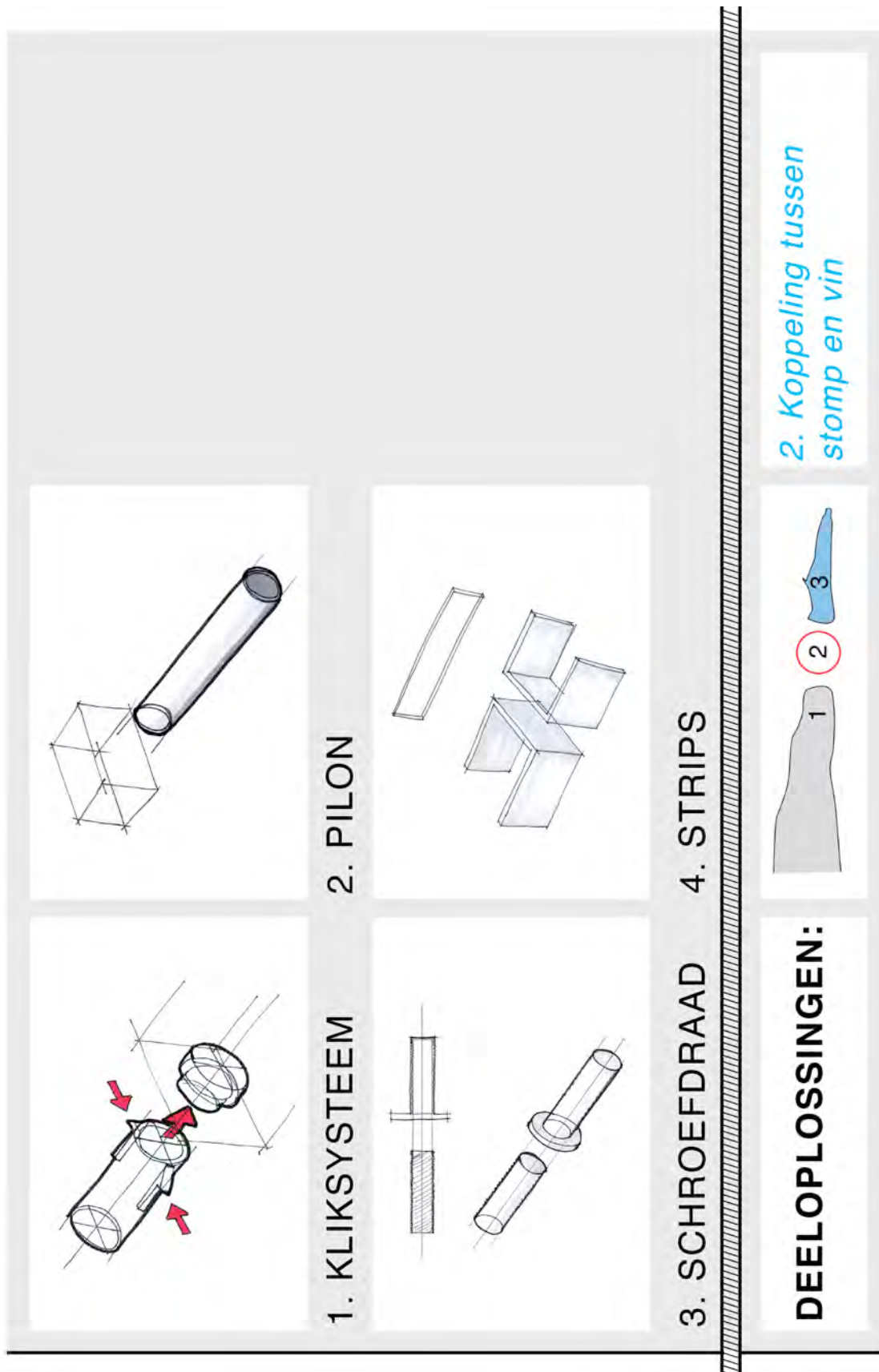
1. Kliksysteem: Hierdoor kan de vin losgekoppeld worden van de bevestiging op de stomp.
2. Pilon: Toegepaste methode in de orthopedie om een voet te koppelen aan een schaaldeel voor op de stomp.
3. Schroefdraad: Algemene oplossing voor koppeling.
4. Strips (b.v. van aluminium of kunststof): U-profielen kunnen gebruikt worden voor de koppeling.

Bevestiging van de trainingsvin

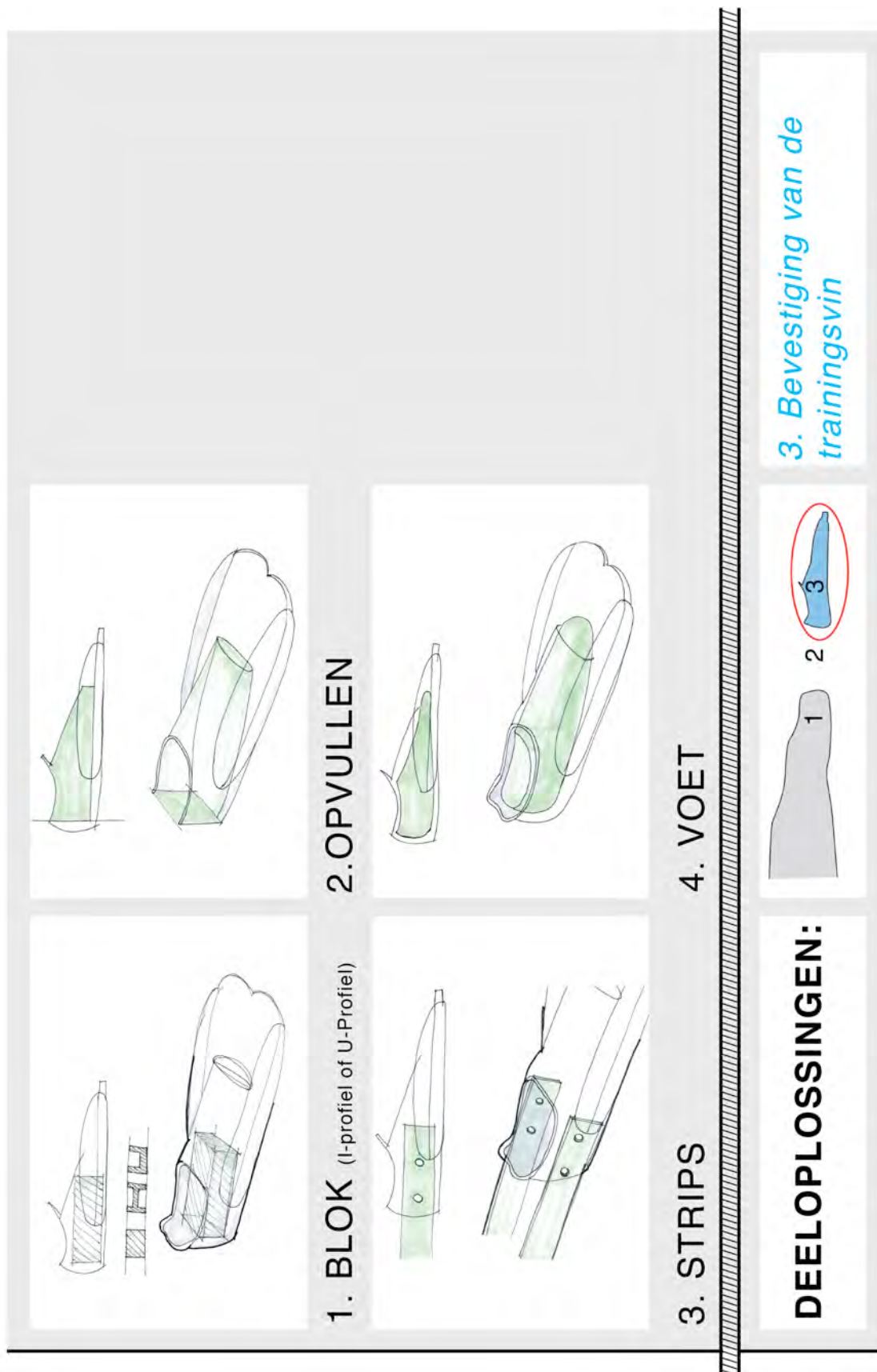
1. Blok (u-profiel of i-profiel): Maakt bevestiging mogelijk.
2. Opvullen (b.v. gieten): Maakt bevestiging mogelijk
3. Strips: Kunnen langs de trainingsvin bevestigd worden. Mogelijk in combinatie met andere deeloplossingen
4. Voet (b.v. van plastic): Maakt bevestiging mogelijk.



Afbeelding 19: Deeloplossingen van de bevestigingsmethodes aan de stomp.



Afbeelding 20: Deeloplossingen van de koppeling tussen stomp en vin.



Afbeelding 21: Deeloplossingen van de bevestiging van de trainingssvin.

4.2 Concepten

In de conceptfase zijn de verschillende deeloplossingen samengevoegd tot concepten. Van elk concept zijn de voor- en nadelen opgesteld. Toetsing aan de volgende belangrijkste eisen en wensen bepaalt de conceptkeuze.

Gewicht

1. Het trainingshulpmiddel mag niet meer wegen dan 4.8 kg (gewicht onderbeen)
4. Het trainingshulpmiddel moet zo licht mogelijk zijn. (wens)

Gebruiksgemak

8. Het trainingshulpmiddel moet in maximaal 4 handelingen aan te trekken zijn.
9. Het trainingshulpmiddel moet gemakkelijk los te koppelen zijn wanneer de zwemster het water wil verlaten.

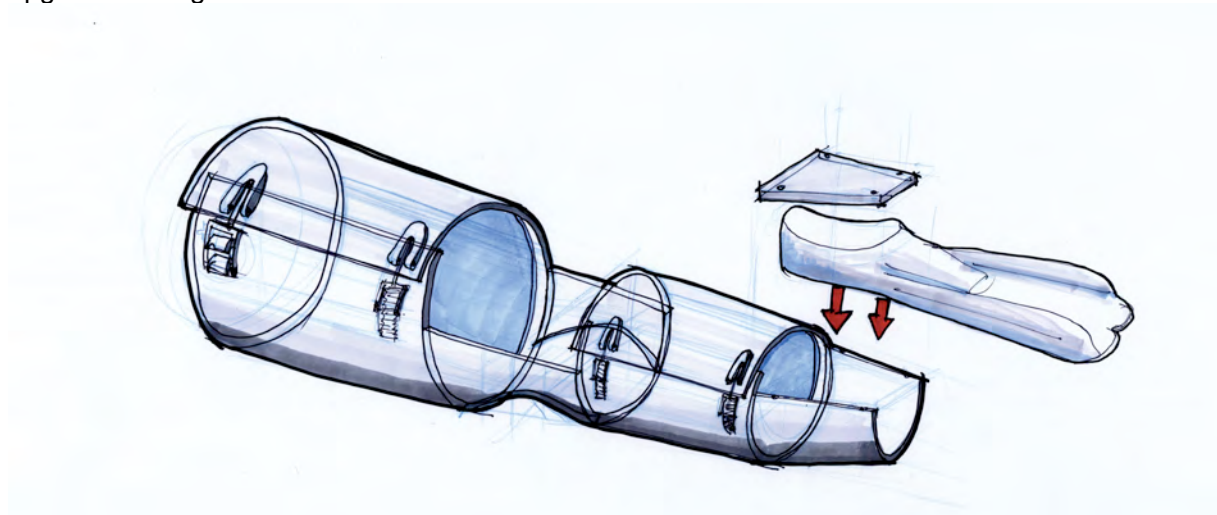
Koppeling aan de stomp

13. Er moet een goede koppeling zijn tussen de trainingsvin en de stomp.

Aan de hand van een 5 schalige kardinale methode wordt er een conceptkeuze gemaakt, dit wordt uitgewerkt in 4.2.1 conceptkeuze.

Concept 1

In concept één is er gekozen voor schalen die gevoerd zijn met neopreen. De bevestiging komt tot stand door een systeem dat ook wordt toegepast in skischoenen. De trainingsvin wordt opgevuld en ingesloten.



Afbeelding 22: Concept 1

Voordelen:

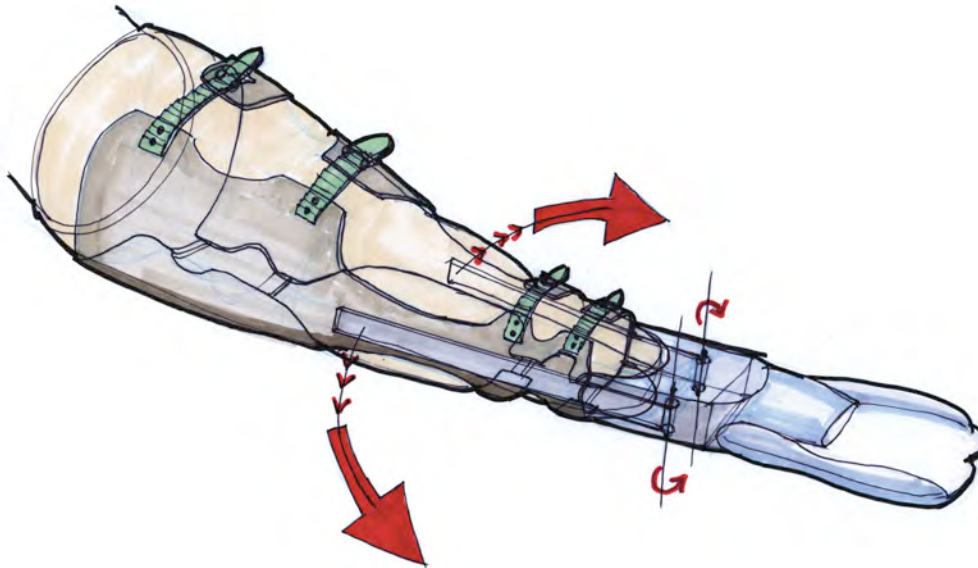
- Goede koppeling tussen de stomp en het trainingshulpmiddel
- De bevestiging is stapsgewijs instelbaar
- Universeel

Nadelen:

- Het trainingshulpmiddel / trainingsvin kan niet gemakkelijk losgekoppeld worden als de zwemster in het water is en het zwembad wil verlaten.
- Meer dan vier handelingen nodig om het trainingshulpmiddel aan te trekken.

Concept 2

In concept twee wordt er gebruik gemaakt van een liner (siliconen sok) waarover schalen worden bevestigd. Het bevestigingssysteem is vergelijkbaar met die van snowboardbindingen. Aan de schalen wordt een koppelingsstuk bevestigd waaraan de trainingsvin wordt vastgemaakt. De schaaldelen kunnen na het losmaken van de bevestiging weg gedraaid worden met een scharnier in het koppelstuk.



Afbeelding 23: Concept 2

Voordelen:

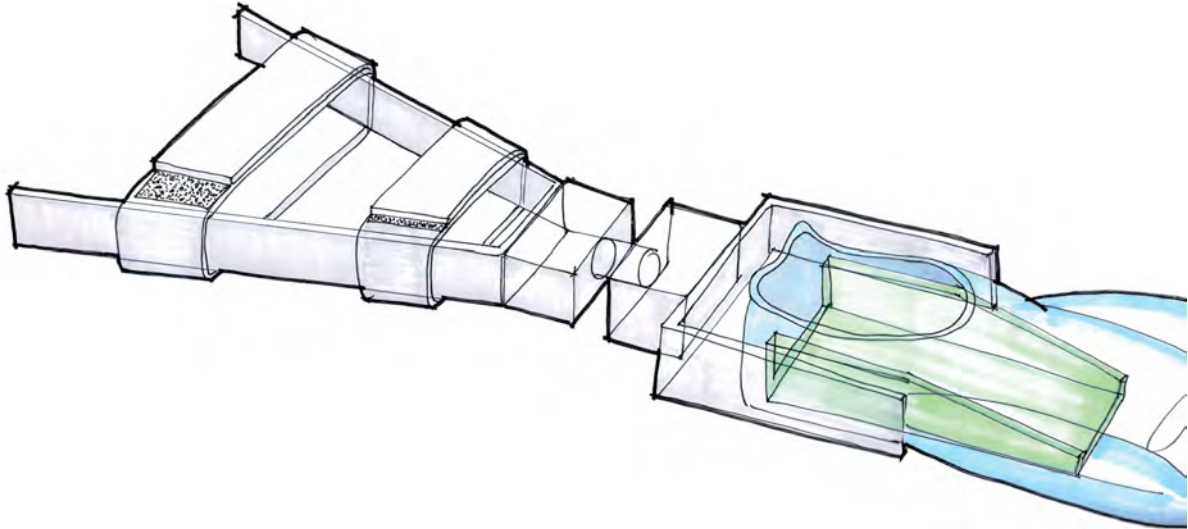
- Goede koppeling tussen de stomp en het trainingshulpmiddel
- Het lichtste ontwerp
- De bevestiging is stapsgewijs instelbaar
- Schaaldelen sluiten perfect aan op het been. (vervaardigd d.m.v. gipsmodel)

Nadelen:

- Het trainingshulpmiddel / trainingsvin kan niet gemakkelijk losgekoppeld worden als de zwemster in het water is en het zwembad wil verlaten.
- Meer dan vier handelingen nodig om het trainingshulpmiddel los te koppelen

Concept 3: Testmodel

In concept drie is er gekozen voor strips die met behulp van klittenband op het been worden bevestigd. Voor de koppeling met het trainingshulpmiddel is er gekozen voor een pilon. Door middel van een u-profiel wordt er een koppeling gemaakt met de trainingsvin die opgevuld is met een u-profiel.



Afbeelding 24: Concept 3

Voordelen:

- Gemakkelijk te vervaardigen
- Goedkoop
- Instelbaar op verschillende lengtes
- Instelbare bevestiging

Nadelen:

- De koppeling tussen stomp en trainingshulpmiddel is niet goed.
- Het trainingshulpmiddel / trainingsvin kan niet gemakkelijk losgekoppeld worden als de zwemster in het water is en het zwembad wil verlaten.

Concept 3 bleek uitermate geschikt als testmodel omdat deze gemakkelijk te vervaardigen is. Allereerst wordt de afstand bepaald waarop de trainingsvin achter het been van de zwemster zit. Dit wordt verder toegelicht in 5.1.1.

4.2.1 Conceptkeuze

De conceptkeuze wordt gebaseerd op de drie belangrijkste punten van het trainingshulpmiddel:

- Geschat gewicht
- Gebruiksgemak
- Koppeling aan de stomp

Via een kardinale methode op 5 puntsschaal wordt er een keuze gemaakt uit de drie concepten, zie hiervoor tabel 2.

1 = voldoet niet

2 = voldoet matig

3 = voldoet

4 = voldoet goed

5 = voldoet heel goed

	Concept 1	Concept 2	Concept 3
Geschat gewicht	4	5	4
Gebruiksgemak	2	2	3
Koppeling	4	5	1
Totaal:	10	12	8

Tabel 2: Kardinale methode op 5 puntschaal: conceptkeuze.

Concept 2 voldoet het beste aan de opgestelde eisen. Concept 1 en 3 voldoen minder goed aan de eisen. Aangezien concept 2 op gebruikersgemak te laag scoort, wordt tijdens de detailleringfase het concept verder ontwikkeld zodat deze wel voldoet aan de eisen.

4.2.2 Detailleringfase concept 2

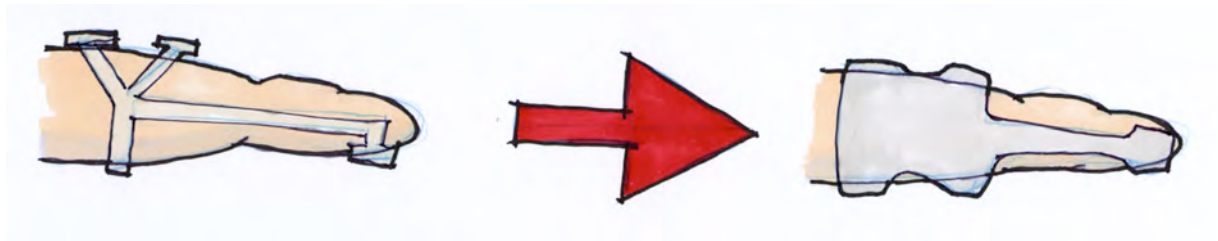
Concept 2 voldoet niet aan de volgende gebruiksgemak eisen:

- Het trainingshulpmiddel moet in maximaal 4 handelingen aan te trekken zijn.
- Het trainingshulpmiddel moet gemakkelijk los te koppelen zijn wanneer de zwemster het water wil verlaten.

Om deze punten te kunnen verbeteren wordt er een aantal ideeën ontwikkeld:

Driepunt steun

De driepunt steun is een oplossing die vaak wordt toegepast in de orthopedie voor bijvoorbeeld een hyperextensie orthese van de rug. In afbeelding 25 is te zien hoe dit toegepast kan worden in het trainingshulpmiddel.



Afbeelding 25: Driepunt steun toegepast op het schaaldeel van het trainingshulpmiddel.

Voordelen:

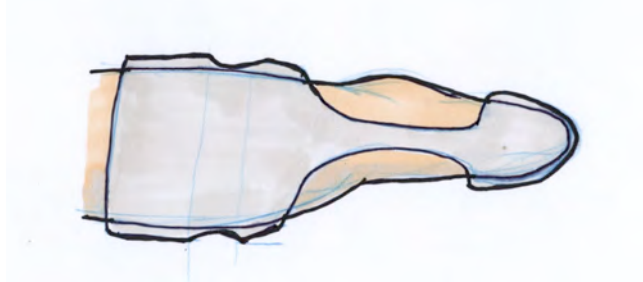
- Gewicht besparend

Nadelen:

- Doordat de trainingsvin aan het trainingshulpmiddel bevestigd zit is het moeilijk om het trainingshulpmiddel met driepunt steun goed op de stomp te laten aansluiten. De bevestiging onder de stomp kan er een stukje onder komen te hangen.

Passing

Bij een passing omsluit het schaaldeel de stomp volledig. In afbeelding 26 is dit te zien.



Afbeelding 26: Passing toegepast op de schaaldelen van het trainingshulpmiddel.

Voordelen:

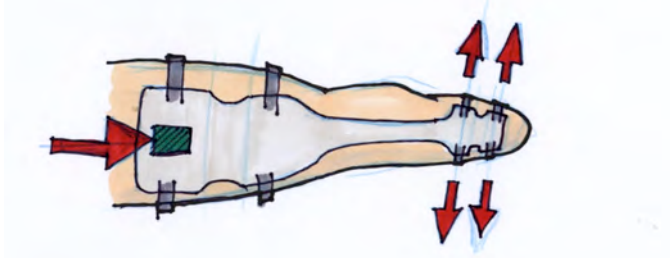
- Goede bevestiging op de stomp.
- Stomp wordt beschermd.

Nadelen:

- Extra gewicht

Knop

Door het indrukken van de knop wordt de bevestiging ontkoppeld zodat het trainingshulpmiddel gemakkelijk afgedaan kan worden. Dit is te zien in afbeelding 27.



Afbeelding 27: Knop toegepast op het ontkoppelen van de bevestiging.

Voordelen:

- Bevestiging om de stomp blijft instelbaar.

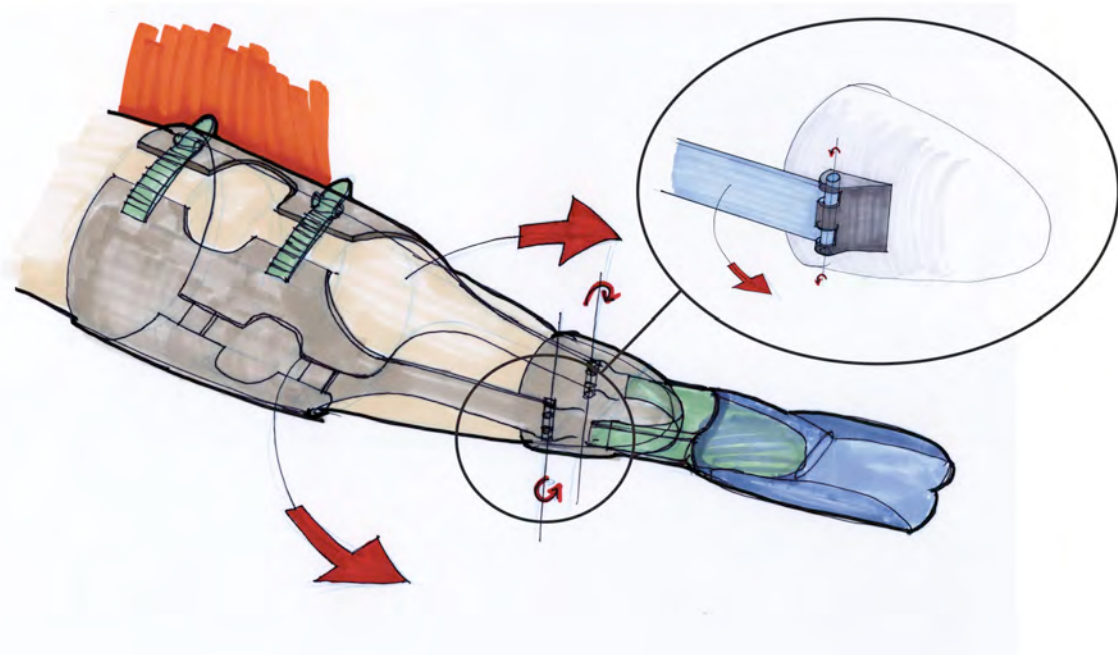
Nadelen:

- Ontkoppelsysteem kan kapot gaan.
- Aantal handelingen om het trainingshulpmiddel aan te trekken blijft meer dan 4.

Uit de verschillende deeloplossingen is er gekozen voor deeloplossing 2: passing. Deze oplossing heeft geen nadelen die het gebruik van het trainingshulpmiddel onmogelijk maken.

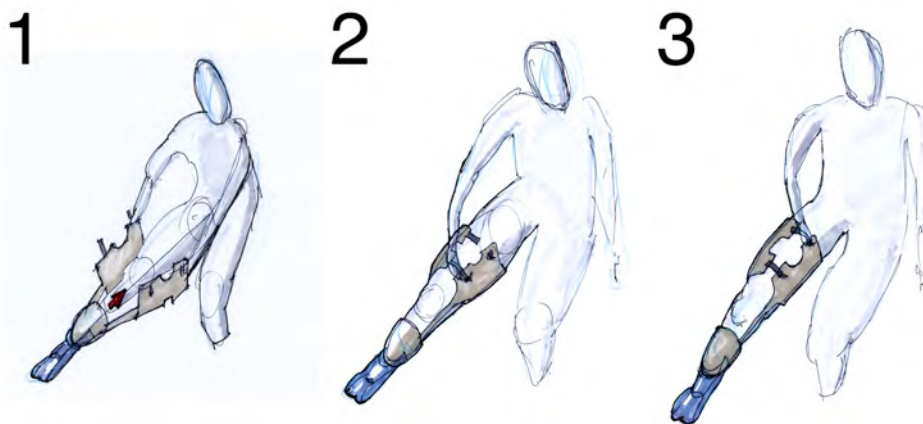
4.2.3 Eindontwerp

Het eindontwerp bestaat uit schaaldelen die op de stomp worden gevormd voor een goede aansluiting op het been. Om de stomp zit een passing met hierop een scharniersysteem waarmee de schaaldelen op het bovenbeen weggedraaid kunnen worden, zoals in de detailtekening in afbeelding 28 is te zien. Dit bevordert het gebruiksgemak tijdens het aan- en uittrekken van het trainingshulpmiddel. De bevestiging van de schaaldelen op het bovenbeen zijn stapsgewijs instelbaar door middel van 'strap bindingen' (deze bindingen worden ook toegepast in het snowboarden). De schaaldelen zijn gevoerd met siliconen om de koppeling met de huid te verbeteren. De trainingsvin wordt verlijmd aan een voetstuk dat bevestigd wordt aan de passing. In afbeelding 28 wordt het eindontwerp van het trainingshulpmiddel getoond.



Afbeelding 28: Eindontwerp.

In afbeelding 29 wordt het aantrekken van het trainingshulpmiddel getoond. In drie stappen is het trainingshulpmiddel aan- en uit te trekken. Tevens bevinden de bevestigingen zich op een gemakkelijk bereikbare plek zodat het trainingshulpmiddel uit te trekken is wanneer de zwemster zich in het water bevindt. Het eindontwerp voldoet aan de eisen voor het gebruiksgemak.



Afbeelding 29: Gebruik van het trainingshulpmiddel; aantrekken

1. Aantrekken van het trainingshulpmiddel
2. Bevestiging van de onderste strap-binding
3. Bevestiging van de bovenste strap-binding

Toetsing van de eisen en wensen

In tabel 3 hieronder wordt nagegaan of het eindontwerp voldoet aan de eisen.

Eis:	Voldoet	Commentaar
1. De snelheid van de zwemster moet verhoogd worden.	-	Dit moet blijken uit de testfase
2. De zwemster moet propulsie kunnen leveren met haar benen.	-	Dit moet blijken uit de testfase
3. Het trainingshulpmiddel moet het zwempatroon veranderen: - De translatie van de heup moet minder worden. - De zwemster moet minder met haar hoofd bewegen.	-	Dit moet blijken uit de testfase
4. Het trainingshulpmiddel mag niet meer wegen dan 4.8 kg	Ja	
5. Wanneer de massa gedeeld wordt door het volume moet dit net onder de 1 uitkomen.	Ja	Door het toegepaste materiaal kan dit gerealiseerd worden
6. Het toegepaste materiaal mag geen water opnemen.	Ja	
8. Het gedeelte onder de knie moet goed gefixeerd worden zodat dit niet kan roteren.	Ja	
9. Het trainingshulpmiddel mag niet afzakken.	Ja	
10. Het trainingshulpmiddel mag geen scherpe kanten of randen bevatten.	Ja	
11. Het trainingshulpmiddel moet in maximaal 4 handelingen aan te trekken zijn.	Ja	
12. Het trainingshulpmiddel moet gemakkelijk los te koppelen zijn wanneer de zwemster het water wil verlaten.	Ja	
14. Het trainingshulpmiddel moet onder een hoek van 6 graden komen te staan wanneer deze aan het been wordt bevestigd.	Ja	
15. De trainingsvin moet direct achter de stomp worden bevestigd.	Ja	
16. Er moet een goede koppeling zijn tussen de trainingsvin en de stomp.	Ja	

Tabel 3: Toetsing van het eindontwerp aan de eisen.

*7 en 13 ontbreken omdat dit wensen zijn waaraan niet het label voldoet gekoppeld kan worden.

Uit de tabel blijkt dat het eindontwerp voldoet aan de eisen. Het is nog onduidelijk of het eindontwerp voldoet aan de eisen die zijn opgesteld vanuit de analyse (1 t/m 3) omdat dit eerst getest moet worden.

Wensen

7. Het trainingshulpmiddel moet zo licht mogelijk zijn.

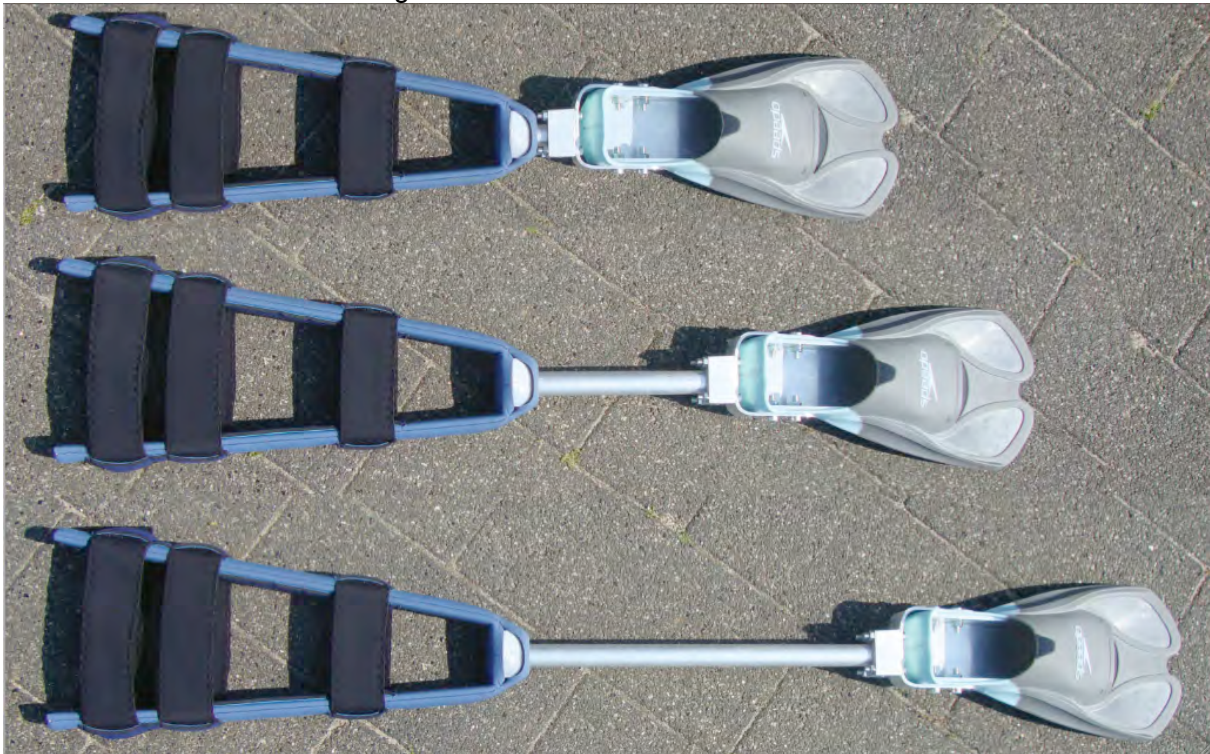
13. Het trainingshulpmiddel moet in zo min mogelijk handelingen aan te trekken zijn.

Het eindontwerp voldoet goed aan de opgestelde wensen. Het eindontwerp is in drie handelingen aan te trekken. Het eindontwerp kan licht worden vervaardigd. De op het been gevormde schaaldelen reduceren het benodigde materiaal. Het gewicht van het materiaal waarmee de trainingsvin wordt opgevuld moet laag zijn omdat deze een goed drijfvermogen moet bezitten.

5. TESTFASE

5.1 Inleiding

De testen zijn uitgevoerd in het sportfondsenbad te Amersfoort. Voor deze test is een testmodel ontwikkeld dat is gebaseerd op concept 3. Het testmodel kan ingesteld worden op drie verschillende lengtes; direct achter de stomp, op 15 cm en op 30 cm achter de stomp. Deze laatste twee afstanden komen respectievelijk overeen met een half en een heel onderbeen. Het testmodel is te zien in afbeelding 30.



Afbeelding 30: Testmodel in drie verschillende lengtes.

5.1.1 De eerste test

Tijdens het testen van de invloed van het trainingshulpmiddel op het zwempatroon bleek dat de kortste afstand van de vin tot de stomp het best voldeed. Door het trainingshulpmiddel kan de zwemster propulsie met haar benen leveren. Zij heeft tijd nodig om hier aan te wennen.

Bij het vergroten van de afstand van de trainingsvin achter de stomp verslechterde de lichaamscontrole. Samen met de coach is besloten verder te testen met de trainingsvin direct achter de stomp. De coach verwacht dat de toevoeging van propulsie bij deze afstand tot de stomp voldoende is voor het gewenste trainingsdoel.

Na de eerste test is het trainingshulpmiddel dusdanig verbeterd dat de zwemster over een langere periode met het trainingshulpmiddel kan trainen. Pas daarna kan er meer gezegd worden over de invloed van het trainingshulpmiddel op het zwempatroon. Deze resultaten worden behandeld in 5.1.2.

Uit de eerste test kunnen de volgende conclusies worden getrokken:

- De zwemster merkte dat ze (veel meer) snelheid uit haar benen kan halen en dus sneller kon zwemmen
- De zwemster was onwennig met het trainingshulpmiddel en kon hieraan niet in het beschikbare uur wennen.

De trainingsvin zat aanvankelijk in het verlengde van de stomp, in overleg met de bondscoach is besloten om het trainingshulpmiddel onder een hoek te plaatsen zodat de zwemster sneller de weerstand met het water ondervindt wanneer de benen worden bewogen. De hoek die hiervoor is bepaald, is gebaseerd op de hoek van een voet ten opzichte van het bovenbeen. Voor de bepaling van de toegepaste hoek wordt verwezen naar bijlage 2.

Uit de test was niet te concluderen of de zwemster hoger in het water komt te liggen.

Het trainingshulpmiddel zinkt in het water doordat de trainingsvin samen met de opvulling te zwaar is en voldoet dus niet aan eis 5.

Uit de eerste test komen de volgende eisen naar voren:

- De trainingsvin moet direct achter de stomp bevestigd worden.
- De trainingsvin moet onder een hoek van 6 graden komen te staan.

5.1.2 De tweede test

Vooraf aan de tweede test zijn er wat aanpassingen gedaan aan het testmodel van het trainingshulpmiddel.:

- De binnenzijde is gevoerd met een elastieken strook voorzien van een siliconen coating.
- Het klittenband is op een betere manier en op een betere locatie aan het hulpmiddel bevestigd.
- Bij de stomp bevinden zich nu twee stroken klittenband.
- De trainingsvin is onder een hoek van 6 graden bevestigd.

In afbeelding 31 zijn de aanpassingen te zien.

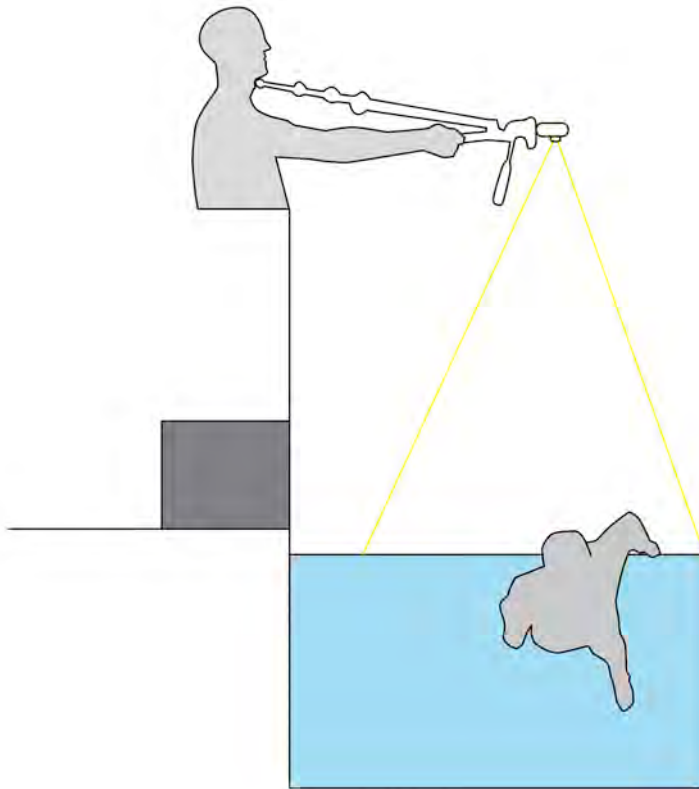


Afbeelding 31: Aanpassingen van het testmodel.

In de tweede test wordt gekeken naar de translatie van de heup van de zwemster. Het trainingshulpmiddel moet deze translatie verminderen. Om deze vermindering aan te tonen zijn er twee videoregistraties van bovenaf uitgevoerd, één van het zwemmen met en één van het zwemmer zonder het trainingshulpmiddel.

Meetopstelling

Vanaf de kant van het zwembad worden met gebruik van een statief video-opnamen gemaakt. Hierbij wordt het statief met camera horizontaal, op borsthoogte boven het water gehouden. In afbeelding 32 is een illustratie te zien van de meetopstelling.



Afbeelding 32: Illustratie van de meetopstelling.

Resultaten

Uit de videoregistratie zijn 2 x 20 frames gehaald van de momenten waarop de heup zijn maximale uitslag naar links en naar rechts behaalt. In het programma 'Adobe illustrator' is de afstand tussen deze maximale uitslagen gemeten. Een voorbeeld van de meetmethode in illustrator is te zien in afbeelding 33.



Afbeelding 33: Verwerking van de videoframes in Illustrator.

Uit de 'Illustratormetingen' van de videoframes komen de volgende waarden. De meetwaarden zijn in centimeter. In tabel .. Staan de gemeten waarden.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Met	33,6	35,3	35,1	32,6	34,2	32,9	30,7	33	34,5	34,7
Zonder	39,5	39,7	40,2	40,2	41,8	38,6	38,3	40,6	40,7	38,6

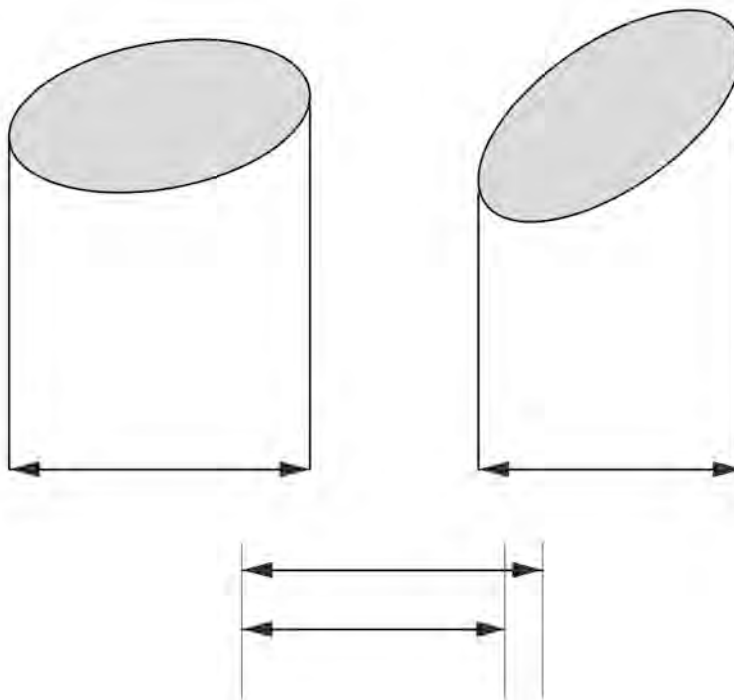
Tabel 4: Gemeten waarden van de heupuitslag met en zonder trainingshulpmiddel in Illustrator.

	Waarde
Totaal Met	33,66
Totaal zonder	39,82

Tabel 5: Gemiddelde waarde van de heupuitslag met en zonder het trainingshulpmiddel.

De gemeten uitslag van de heup bij het gebruik van het trainingshulpmiddel is minder dan bij het zwemmen zonder het trainingshulpmiddel. Wanneer het gemiddelde wordt genomen over de metingen tijdens 10 heupbewegingen is de heupuitslag met het trainingshulpmiddel 6,2 cm minder dan wanneer er geen gebruik wordt gemaakt van het trainingshulpmiddel.

Naast de door het hulpmiddel afgenomen heuptranslatie is in de videobeelden duidelijk te zien dat ook de rotatie van de heup (om een longitudinale as) tijdens het gebruik van het trainingshulpmiddel geringer is. Dit komt doordat de benen in combinatie met het trainingshulpmiddel meer weerstand bieden aan de optredende rotatie. De translatie van de heup is in werkelijkheid groter dan waarneembaar is vanuit het bovenaanzicht. Deze onnauwkeurigheid komt voort uit de optische verkorting van de werkelijke breedte van de heup door de rotatie hiervan tijdens het zwemmen. De heuprotatie is bij zwemmen zonder hulpmiddel groter. Doordat deze rotatie groter is en dit de gemeten translatie verkleint, is de daadwerkelijk optredende translatie groter. Zodoende is het verschil in heuptranslatie tussen zwemmen met en zonder hulpmiddel nog groter dan we hebben kunnen waarnemen. De afgenomen waarneembare breedte van de heup door de heuprotatie wordt in afbeelding 34 schematisch weergegeven



Afbeelding 34: Schematische weergave van de afgenomen breedte door de rotatie van de heup.

6. CONCLUSIE

In dit project is een trainingshulpmiddel ontwikkeld voor een paralympische zwemster met een dubbele onderbeenamputatie. Het doel is het verbeteren van haar prestaties – specifiek voor de borstcrawl. Er is na een aantal gedane aanpassingen een testmodel vervaardigd waarmee momenteel getraind wordt. Helaas blijkt er onvoldoende tijd om het eindontwerp te vervaardigen. De oorzaak hiervan is erin gelegen dat om te kunnen achterhalen of het beoogde trainingsdoel daadwerkelijk met het hulpmiddel behaald kan worden, hiermee een lange tijd getraind dient te worden. Het gaat niet alleen om verbeteren van techniek maar ook om het aanleren van een enigszins andere techniek. Daar komt bij dat de training erop is gericht om bij het zwemmen zonder hulpmiddel de nieuw geleerde techniek toe te passen. Dus niet alleen het inslijpen van een andere techniek maar ook leren deze te kunnen toepassen in een andere setting. Dit alles vergt flink wat tijd.

Het gebruik van het testmodel bij de training heeft de volgende invloeden:

- De zwemster kan propulsie leveren met haar benen.
- Het trainingshulpmiddel verhoogt de snelheid.
- De propulsie met de armen krijgt meer ondersteuning van de benen.
- Het trainingshulpmiddel reduceert de translatie van de heup.
- Het trainingshulpmiddel verminderd de rotatie van de heup.
- De zwemster krijgt meer 'feedback' van het water.
- De zwemster is zich hierdoor bewuster van haar waterligging.

Uit de testfase was niet te concluderen of de waterligging van de zwemster daadwerkelijk verhoogd wordt. Dit ligt wel in de lijn van verwachting maar kon door meting niet aangetoond worden.

Het trainingshulpmiddel geeft de zwemster ook feedback over de locatie van haar benen omdat de benen een functie hebben gekregen. Het verschil dat ondervonden wordt door het gebruik van het trainingshulpmiddel geeft de zwemster veel informatie. Door verschillen te ervaren kan de zwemster tot nieuwe inzichten komen die een positieve uitwerking kunnen hebben op haar prestatievermogen.

7. DISCUSSIE

Analyse

Wanneer de beelden in de waterstroom worden vergeleken met de beelden die tijdens de testfase zijn gemaakt, is duidelijk te zien dat de waterstroom invloed heeft op de techniek van de zwemster. In de waterstroom is geen duidelijke heuptranslatie te zien. In de video-opnamen die in de testfase zijn gemaakt van de zwemster zonder trainingshulpmiddel is deze translatie wel duidelijk te zien. Vermoedelijk heeft de voorkeurrecht van het water hier een aandeel in. Wanneer de heup uitwijkt wordt deze 'terug geduwd' door de waterstroom.

Dit project is een eerste stap naar het ontwikkelen van een trainingshulpmiddel voor een zwemster met een dubbele onderbeenamputatie. Tijdens dit project is het specifieke trainingsdoel voor gebruik van dit trainingshulpmiddel geformuleerd. Dit aan de hand van de eisen en wensen van de bondscoach. Deze bleken aanvankelijk onvolledig: pas na 8 weken vernam ik dat reductie van de heuptranslatie een belangrijk trainingsdoel is. Achteraf heb ik geleerd dat we beter een schriftelijke doelomschrijving hadden kunnen opstellen. Het belang van de aanvullende trainingseis is uit voortschrijdend inzicht voortgekomen.

In deze scriptie ligt de focus op de translatie van de heup die een grotere weerstand van het water veroorzaakt. Er is niet gekeken naar de bewegingen van het hoofd die ook een grotere weerstand tot gevolg heeft. Het is interessant om de oorzaak van het druk bewegen van het hoofd te onderzoeken. Zou dit bijvoorbeeld verband houden met de heuptranslatie? Of ligt de oorzaak in de volume verdeling van het lichaam in het water? Zou er door middel van training verbetering van deze lichaamscoördinatie kunnen ontstaan?

Testfase

In de testfase is niet aangetoond dat de zwemster door het gebruik van het trainingshulpmiddel hoger in het water komt te liggen. De zwemster verbleef regelmatig voor haar sport in het buitenland. Dit heeft voortgang van het project vertraagd. Op cruciale momenten was zij niet voor metingen beschikbaar. Tijdens het testen is er niet meer gekeken naar de bewegingen van het hoofd en of het trainingshulpmiddel ervoor zorgt dat deze bewegingen constanter worden. Zonder hulp van de coach kan ik dit niet waarnemen en de videoregistratie geeft hier ook voor hem geen uitsluitsel over.

In de testfase is er geen onderzoek meer gedaan naar de verhoogde snelheid door het gebruik van het trainingshulpmiddel. Dat er extra propulsie geleverd wordt is heel duidelijk te zien aan de waterverplaatsing die wordt veroorzaakt door het trainingshulpmiddel. Over de mate van toegevoegde propulsie kan echter niks gezegd worden. In de eerste test is er wel globaal gekeken naar de mate van propulsie die toegevoegd moet worden om het trainingsdoel te kunnen bereiken.

De meetopstelling die is toegepast om de heuptranslatie te meten kan nauwkeuriger. Wanneer de camera aan een vast punt wordt bevestigd is met zekerheid te zeggen dat de camera een constante afstand heeft tot het gemeten beeld

Ontwerp

In het ontwerp is een bewuste keuze gemaakt om het been te fixeren zodat er geen flexie meer in de knie plaats kan vinden. Na de laatste test is door de bondscoach verzocht deze knieflexie toch mogelijk te maken om tot een goede voortstuwing te komen. Door middel van deze knieflexie kan er sneller bewogen worden met de benen. In het testmodel was het flecteren van de knie wel mogelijk maar was de uitslag die gehaald kon worden te klein.

9. AANBEVELINGEN

Ontwerp

Aan het trainingshulpmiddel is nog veel te ontwikkelen. Er moet een nieuw ontwerp worden gemaakt waarbij de knie wel geflecteerd kan worden. Hiervoor moet er onderzocht worden hoever de knie moet kunnen flecteren tijdens het gebruik van de trainingsvinnen.

De trainingsvin moet net onder de waterspiegel blijven drijven. Om dit te kunnen realiseren moet de trainingsvin opgevuld worden (zoals in het eindontwerp) met materiaal dat het juiste drijfvermogen bezit. De gebruikte siliconen trainingsvin zinkt. Er moet onderzocht worden wat hiervoor het beste materiaal is.

Testmodel

Met het testmodel van de trainingsvin kan meer onderzoek worden gedaan. Met een onderwater registratie vanaf sagitaal kan de hoogte van de waterligging in kaart worden gebracht. Ook is het interessant om na een langere trainingsperiode, waarin er wordt getraind met het trainingshulpmiddel, te kijken of de heuptranslatie minder is geworden wanneer er wordt gezwommen zonder het trainingshulpmiddel. Onderzoek naar de snelheid van de zwemster met en zonder het trainingshulpmiddel kan uitwijzen wat de toegevoegde propulsie is van het trainingshulpmiddel.

De hoek waaronder de trainingsvin staat is 6 graden. Dit is gebaseerd op de hoek van de voet ten opzichte van het bovenbeen. Er kan verder onderzoek worden gedaan naar de invloed van deze hoek om te bepalen wanneer deze optimaal is voor het verbeteren van de coördinatie van de zwemster.

Een ander soort trainingshulpmiddel

In deze scriptie is gekeken naar een trainingsvin waarmee onder andere propulsie geleverd moet kunnen worden. De translatie van de heup kan waarschijnlijk ook op andere manieren worden gereduceerd. Het is interessant om een vin te ontwikkelen die verticaal georiënteerd is om te bezien of ook hiermee de heuptranslatie te reduceren is. Bij een verticale vin wordt alleen het effect van extra oppervlakte toegevoegd. Dit levert weerstand in het water en zal vermoedelijk de heuptranslatie reduceren. Hierbij wordt geen propulsie toegevoegd. Een vin rond de heup of een andere plek van het lichaam kan ook dit effect tot gevolg hebben.

BRONNEN

Boeken:

1. Berger, M. (2001), in: 'Sport voor mensen met een beperking', Houten/Diegem: Bohn Stafleu Van Loghum blz. 187 t/m 202

Artikelen:

2. Toussaint, Huub M. Beek, Peter J. (1992), Biomechanics of Competitive Front Crawl Swimming. *Sport Medicine*, 1992 13 (1), 8-24
3. Yanai, Toshimasa. Wilson, Barry D. (2008) How does buoyancy influence front-crawl performance? Exploring the assumptions. *Sports technology*, 2008 (1), No. 2-3, 89-99
4. Yanai, Toshimasa. (2001) Rotational effect of buoyancy in frontcrawl: does it really cause the legs to sink? *Journal of Biomechanics*, 2001 (34), 235-243
5. Lagerberg, A. (2008) Over drijven. *Versus, Tijdschrift voor Fysiotherapie*, 2008 (26), No. 4, 161-180
6. Yanai, Toshimasa. (2004) Buoyancy is the primary source of generating bodyroll in front crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 2004 (37), 605-612
7. Nakashima, Motomu. (2007) Mechanical study of standard six beat front crawl swimming by using swimming human simulation model. *Journal of Fluid Science and Technology*, 2007 (2), No 1, 290-301
8. Prins, J. Murata N. (2008), Kinematic analysis of swimmers with permanent physical disabilities. *International Journal of Aquatic Research and Education*, 2008 (2) No. 1, 330-345
9. Toussaint, Huub M. (1985) Bewegingsanalyse toegepast op het zwemmen. 1-20

Bv magazine biomechanics

Personen:

10. Mark Faber, Bondscoach paralympisch zwemteam.

Internet:

11. http://nl.wikipedia.org/wiki/Paralympische_Spelen, Bekeken in Juni 2011

BIJLAGE

Bijlage 1: Bespreking Mark Faber, 5 April 2011

De verwachting is dat het gebruik van het trainingshulpmiddel:

- Propulsie toevoegt aan de benen
- De snelheid van de zwemster doet toenemen
- De waterligging van de zwemster doet verhogen
- De translatie van de heup doet verminderen

Vragen

HOOFDVRAAG:

- Hoe kunnen deze verwachtingen leiden tot een positief trainingseffect?

-> Ik denk dat het verschil dat door de zwemster wordt ervaren wanneer er wordt gezwommen met en zonder het trainingshulpmiddel kan leiden tot een besef waarbij de positieve veranderingen die het trainingshulpmiddel teweeg brengt kunnen worden toegepast op het zwemmen zonder het trainingshulpmiddel.

DEELVRAGEN:

- Welke deel van de coördinatie/waterligging willen we verbeteren? Is dit bijvoorbeeld het aandeel van de opwaartse kracht op de lichaamsrotatie?

-> Ik wil het zijdelings bewegen van de heup (vanaf boven bekeken) in het water verminderen.

- Kan het verhogen van de snelheid de zwemster meer feedback geven over haar waterligging?

-> Ja hier geloof ik in, het gebruik van trainingsvinnen is in de zwemsport gebruikelijk ook om deze reden.

- Zal door het toevoegen van het trainingshulpmiddel de zwemster meer feedback krijgen over de locatie van haar benen in het water? En is deze terugkoppeling bij doelgericht trainen zinvol?

-> Ja ik verwacht van wel, tijdens het zwemmen zonder trainingshulpmiddel ondervindt de zwemster weinig nut van haar benen. Door de benen een functie te geven met behulp van het trainingshulpmiddel weet de zwemster waar haar benen zijn en kan zij deze ondervindingen toepassen op een situatie waarin er niet gebruik wordt gemaakt van het trainingshulpmiddel.

- Kan het toevoegen van propulsie de zwemster bewuster maken van de functie van haar benen op de waterligging tijdens het zwemmen?

Ja, zie vorige antwoord. Het verschil is heel belangrijk tussen het gebruik en het zwemmen zonder. De bondscoach denkt dit verschil bij deze zwemster nodig te hebben om verder te kunnen komen met het verbeteren van de coördinatie.

- Moet bij het gebruik van het trainingshulpmiddel de knie kunnen flecteren?

Nee, die is niet nodig het gaat om de beweging vanuit de heup.

Bijlage 2: Hoek van de voet

Hoek van de voet ten opzichten van het bovenbeen:
De hoek van A ten opzichten van C.
Gemeten waarde in Illustrator: 5,85 graden.

