

Innovatief meetsysteem voor de zwemsport

Ontwikkeling van een draagbare krachtsensor



Opleiding: Mens & Techniek | Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

Datum: 14 juni 2017

Auteur: Nicole Beeloo (13022237)

Innovatief meetsysteem voor de zwemsport

Ontwikkeling van een draagbare krachtsensor



Interne begeleiders: David Vergouw

Bert Broeren

Externe begeleider: A.L.H. de Lange

Opleiding: Mens & Techniek | Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

Datum: 14 juni 2017

Auteur: Nicole Beeloo

Voorwoord

Voor u ligt mijn afstudeerscriptie geschreven in het kader van de opleiding Mens en Techniek | Bewegingstechnologie. Dit document beschrijft het verloop van het afstudeerproject waarin een nieuw meetsysteem voor de zwemsport is ontwikkeld. Het verloop van dit project alsmede het ontwikkelde theoretische model zijn in deze scriptie vastgelegd. In eerste instantie is dit werk ter beoordeling geschreven voor de examencommissie van de opleiding, daarnaast is het ook bedoeld voor de opdrachtgever en externe begeleider, Ton de Lange. Uiteraard is het ook geschikt voor derden met interesse voor nieuwe ontwikkelingen binnen de zwemsport.

Graag wil ik Ton de Lange hartelijk bedanken voor het begeleiden van deze opdracht vanuit het Fieldlab Aangepast Sporten. Daarnaast gaat mijn dank uit naar David Vergouw, eerste afstudeerbegeleider vanuit de Haagse Hogeschool. Gedurende het afstuderen heb ik wekelijks contact gehad met David. Daarnaast wil ik ook Bert Broeren bedanken als tweede afstudeerbegeleider vanuit de Haagse Hogeschool. Ook de paralympische zwemcoach Sander Nijhuis wil ik bedanken voor het voorleggen van zijn wensen voor een innovatief product. En als laatste wil ik Martijn Smit bedanken voor het meedenken van een geschikte sensor voor dit meetsysteem en vooral voor de technische uitleg.

Nicole Beeloo

Eindhoven, juni 2017

Inhoudsopgave

Voorwoord	2
Inhoudsopgave	3
Samenvatting.....	4
1. Inleiding	5
2. Plan van aanpak.....	6
3. Analyse	8
3.1 Bewegingsanalyse van het zwemmen.....	8
3.2 Voortbeweging in het water	11
3.3 Literatuuronderzoek.....	14
3.4 Marktonderzoek	17
3.5 Antropometrie.....	19
4. Pakket van eisen en wensen	22
5. Ontwerpfase.....	23
5.1 Ideefase	23
5.2 Eindontwerp	25
6. Discussie	27
7. Conclusie en aanbevelingen	29
Conclusie	29
Aanbevelingen.....	29
Literatuurlijst	30
Bijlagen	31
1. Bouwtekeningen SolidWorks	31

Samenvatting

Nederland is een echt waterland en dat uit zich onder andere in de vele zwemsuccessen die Nederlandse sporters behalen. Het is belangrijk om de prestaties van de zwemmers te kunnen monitoren om zo effectief mogelijk te trainen. Binnen het paralympisch zwemmen rijst de vraag naar een meetinstrument dat een maat geeft voor de voortstuwingskracht die een zwemmer met zijn hand/onderarm genereert. De zwemstaf is op zoek gegaan naar een partij die deze wens zou kunnen verwezenlijken en is zo bij het Fieldlab Aangepast Sporten terecht gekomen. Het Fieldlab Aangepast Sporten heeft deze vraag uitgezet voor een afstudeeropdracht. Het doel van dit afstudeerproject is om een oriëntatie te maken voor de ontwikkeling van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestatie.

In de analysefase wordt beschreven via welke stappen het ontwerp van een feedback systeem voor de zwemprestatie ontwikkeld is. Zo wordt eerst een bewegingsanalyse van het zwemmen en de voortbeweging in het water besproken. Vervolgens is er een literatuuronderzoek gedaan naar de bestaande mogelijkheden om de voortstuwing van een zwemmer in water te meten. Hierop volgend is een marktonderzoek gedaan naar bestaande meetinstrumenten die geschikt zijn in water en welke sensoren mogelijk toepasbaar zijn in het ontwerp. Ten slotte zijn met behulp van de antropometrische data, omvangsmaten berekend van zowel mannen als vrouwen van hand, pols en elleboog.

Uit de uitgebreide analyse zijn eisen en wensen voor het te ontwikkelen systeem voortgekomen. Aan het begin van de ontwerpfase worden vragen gesteld als: Hoe ziet het meetsysteem eruit? En hoe kan het meetsysteem bevestigd worden aan de zwemmer? Op basis van deze vragen wordt er gebrainstormd over de mogelijkheden per deelvraag. Verschillende deeloplossingen worden in een morfologische kaart met elkaar gecombineerd om tot een hoeveelheid concepten te komen. Deze concepten zijn op basis van voor- en nadelen tegen elkaar afgewogen om tot een eindontwerp te komen, welke tenslotte in SolidWorks uitgewerkt is. Omdat er geen fysiek product vervaardigd is, is het ontwerp niet in de praktijk getest of aan de eisen en wensen getoetst.

Terugkijkend op het gestelde ontwerpdoel kan geconcludeerd worden dat dit doel is behaald. Er is namelijk een eerste aanzet geleverd van het te ontwerpen meetsysteem en met name een goede oriëntatie gemaakt voor het ontwikkelen van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestaties. Daaruit is vooral gebleken welke kracht meetbaar gemaakt moet worden, welke sensoren mogelijk toepasbaar zijn in het ontwerp en hoe dit ontwerp eruit komt te zien.

Ondanks dat dit ontwerpdoel is behaald zal een verdere ontwikkeling uitgevoerd moeten worden om een goed werkend meetsysteem te vervaardigen. Allereerst zal er nog verdieping nodig zijn voor de technische uitvoer van het meetsysteem, zoals de plaatsing van de sensor. Daarnaast moet deze druksensor in contact zijn met het water waardoor er in het meetsysteem een opening gemaakt moet worden. Naast het plaatsen van de druksensor moet nagegaan worden hoe deze druksensor aangesloten moet worden op een printplaat. Ook zal er een oriëntatie nodig zijn voor een Bluetooth chip om de gegevens te kunnen verzenden. Echter zal deze druksensor ook van voeding moeten worden voorzien met behulp van een accu of batterij. Hiervoor is ook nog een goede oriëntatie gewenst.

1. Inleiding

Nederland is een echt waterland en dat uit zich onder andere in de vele zwemsuccessen die Nederlandse sporters behalen. Zowel de Nederlandse valide als paralympische zwemmers behoren tot de top van de wereld. Zo vaardigde Nederland maar liefst achttien zwemmers met een verstandelijke, motorische of visuele beperking af naar de Paralympische Spelen in Rio de Janeiro 2016. Een prestatie waar bondscoach Mark Faber trots op is: *“In Rio staan we met achttien zwemmers aan de start, dat is meer dan in London. We hebben veel jong talent en een aantal ervaren zwemmers. Het is een professionele ploeg, die serieus met de sport bezig is. In Rio willen we het ‘grootste kleine landje’ zijn.”* Dat Paralympische zwemmers volledige topsporters zijn, blijkt wel uit hun trainingsaanpak: dertig trainingsuren per week waarvan tweemaal per dag in het water, driemaal per week landtraining en driemaal per week krachttraining.

Het is belangrijk om de prestaties van de zwemmers te kunnen monitoren om zo effectief mogelijk te trainen. Om dit te kunnen doen zijn de zogeheten wearables een uitstekend trainingsmiddel. Deze wearables houden parameters bij zoals de gezwommen afstand, het aantal gezwommen banen, aantal gemaakte slagen en de ontwikkelde snelheid. Dit is van groot belang om de zwemmers zo optimaal mogelijk te kunnen laten presteren. Hoewel er steeds meer innovatieve meetinstrumenten worden ontwikkeld, is het terugkoppelen van data door de huidige wearables nog redelijk beperkt.. Binnen het paralympisch zwemmen rijst de vraag naar een meetinstrument dat een maat geeft voor de voortstuwingskracht van de hand/onderarm van de zwemmer. Een meetinstrument dat informatie verschaft over hoe een zwemmer voortstuwing genereert zou ideaal zijn, maar een dergelijk systeem is nog niet op de markt. De wens om deze gegevens te kunnen gebruiken is groot. De zwemstaf is op zoek gegaan naar een partij die deze wens zou kunnen verwezenlijken en is zo bij het Fieldlab Aangepast Sporten terecht gekomen. Via mijn stage in Eindhoven ben ik met deze vraag in aanraking gekomen. Vanwege de grote overlap met de kennis van een Bewegingstechnoloog heb ik ervoor gekozen om van deze vraag mijn afstudeerproject te maken.

Het doel van dit afstudeerproject is om een oriëntatie te maken voor de ontwikkeling van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestatie. In deze scriptie zal er op basis van een uitgebreide analyse een theoretisch model voor een dergelijk systeem vervaardigd worden. In deze scriptie worden achtereenvolgens een analyse van de zwemslag, het krachten spel bij het voortbewegen in het water, literatuuronderzoek en marktonderzoek naar bestaande systemen beschreven. Hieruit volgen eisen en wensen voor het te ontwerpen meetsysteem. Aan de hand van deze eisen en wensen wordt een meetsysteem ontworpen dat zo compleet mogelijk zal worden beschreven van de afmetingen, het type sensor, het bevestigingsmechanisme tot het gewenste materiaal. Echter is dit een ontwerp op papier en zal dus niet vervaardigd en getest worden. Uiteindelijk wordt het model geëvalueerd en volgt er een discussie waarin besproken wordt in hoeverre het eindproduct geslaagd is en welke vervolgstappen er genomen dienen te worden om het ontwerp tot een volwaardig prototype te ontwikkelen.

2. Plan van aanpak

Dit hoofdstuk beschrijft via welke stappen het theoretisch model van een meetsysteem voor de zwemprestatie ontwikkeld is. Het presenteert de praktische werkwijze en licht de genomen besluiten toe. Hiermee biedt dit hoofdstuk een achtergrond voor de opvolgende hoofdstukken waarin de resultaten van de uitgevoerde handelingen worden gepresenteerd. Achtereenvolgens zijn de volgende stappen uitgevoerd:

Analysefase

Om een meetsysteem van een sensor te ontwikkelen waarmee feedback over de voortstuwing van de hand en/of onderarm tijdens het zwemmen kan worden verkregen, zal eerst informatie over het zwemmen bekend moeten zijn. Daarbij worden de volgende vragen gesteld: Hoe beweegt een zwemmer in het water? Hoe komt de voortbeweging in het water tot stand? Hoe kun je de zwemprestatie in het water meten? Welke systemen om feedback te verkrijgen zijn er al op de markt? Waar moet een meetsysteem voor het meten van de zwemprestaties aan voldoen?

Bewegingsanalyse van het zwemmen

In hoofdstuk 3.1 wordt de bewegingsanalyse van het zwemmen besproken. De zwemslag wordt per fase beschreven om te achterhalen wanneer en hoe de meeste voortstuwing wordt geleverd. Dit zal gebeuren aan de hand van gegevens uit de literatuur. Zowel de arm- als beenslag zal worden beschreven.

Voortbeweging in het water

Om erachter te komen hoe de voortbeweging in het water tot stand komt, wordt hier verder op ingegaan in hoofdstuk 3.2. Daarbij wordt beschreven hoe een zwemmer zich voortstuwt tijdens het zwemmen. Daarnaast worden wetten besproken die van invloed zijn op het voortbewegen in het water en er wordt verder ingezoomd op de invloed van de verschillende componenten van de propulsiekracht. Hiermee geeft dit hoofdstuk antwoord op de vraag wat voor krachten er precies op het lichaam van een zwemmer werken. Waarmee duidelijk wordt hoe er een uiteindelijk feedback signaal te verkrijgen is gedurende het zwemmen.

Literatuuronderzoek

In hoofdstuk 3.3 wordt beschreven welke mogelijkheden in de wetenschappelijke literatuur worden benoemd om de voortstuwing van een zwemmer te meten in water. Hierbij wordt gebruikt gemaakt van 'HHS Simultaan zoeken' in de volgende databases: Google Scholar, MEDLINE, PubMed, SPORTDiscus en Web of Science. De zoekstring is: "*hand force swimming*" or "*hand pressure swimming*" or "*hydrodynamic force swimming*". Van de gevonden studies wordt eerst zowel de titel als samenvatting zorgvuldig gelezen om de relevantie te bepalen. Als niet duidelijk is of het artikel moet worden opgenomen of niet, wordt het complete artikel opgehaald. Indien deze niet verkrijgbaar is vanuit de bibliotheek van de Haagse Hogeschool, wordt de naam van het artikel ingevoerd op Google Scholar. Er zal ook naar gerefereerde bronnen van artikelen worden gekeken.

Marktonderzoek

Hoofdstuk 3.4 beschrijft het marktonderzoek naar de bestaande meetinstrumenten geschikt om in water de zwemprestatie te meten. Daarbij wordt gebruik gemaakt van Google. Er wordt gezocht met de zoektermen 'zwemmen parameters wearable' of 'wearables zwemmen'. Daarnaast beschrijft dit hoofdstuk welke sensoren mogelijk toepasbaar zijn in het ontwerp. Hiertoe zullen externe personen die werken in de sensortechnologie ingeschakeld worden om vanuit hun expertise adviezen te geven. Daarbij zal voornamelijk aandacht worden besteed aan het uitgangssignaal en of deze sensor waterbestendig is.

Antropometrische data

Hoofdstuk 3.5 geeft de antropometrische data weer van afmetingen van de hand die berekend worden. Deze data dient om de afmetingen van het meetsysteem te bepalen. Voor het meetsysteem zal bekeken worden om het op verschillende posities van de onderarm en hand te bevestigen. Daarom zullen ook de omvangsmaten mee worden genomen. Men heeft echter te maken met verschillende afmetingen en omvangsmaten van personen, die allen het product dienen te dragen.

Uit deze analysefase komen eisen en wensen. Deze eisen en wensen dienen richting te geven naar het te ontwerpen product, dat echter alleen op papier wordt uitgevoerd.

Ontwerpfase

De ontwerpfase bestaat uit twee onderdelen: 1) de behuizing met bevestigingsmechanisme en 2) de kracht/drukmeetsensor. In het eerste deel worden vragen gesteld als: Hoe ziet het meetsysteem eruit? Hoe kan het meetsysteem worden bevestigen aan het bandje? En hoe kan dit bandje bevestigd worden aan de arm? Op basis van deze vragen wordt gebrainstormd over de mogelijkheden per deelvraag. Verschillende deeloplossingen worden in een morfologische kaart met elkaar gecombineerd om tot een hoeveelheid concepten te komen.

In het tweede deel wordt de kracht/drukmeetsensor besproken. Zowel de theoretische als de praktische werking ervan wordt toegelicht.

Concepten

In paragraaf 5.2.1 worden verschillende concepten besproken. Van deze concepten worden vervolgens de voor- en nadelen besproken. Op basis hiervan wordt een keuze gemaakt in het ontwerp.

Eindontwerp

Paragraaf 5.2 beschrijft het eindontwerp. Daarin zal uitgelegd worden hoe dit ontwerp in theorie werkt, maar daarnaast zal ook de praktische kant van het meetsysteem worden toegelicht.

Uiteindelijk wordt het model geëvalueerd en volgt er een discussie waarin besproken wordt in hoeverre het eindproduct geslaagd is. Bij de conclusie wordt stilgestaan bij het ontwerpdoel en of deze is behaald. Als laatst zullen er aanbevelingen worden gedaan zoals welke vervolgstappen er genomen dienen te worden om het ontwerp tot een volwaardig prototype te ontwikkelen.

3. Analyse

Zoals in het plan van aanpak staat beschreven, zal dit hoofdstuk ingaan op de theorie achter het zwemmen. Om uit te vinden welke fases in de zwemslag het meest van belang zijn voor de voortstuwing zal de zwembeweging worden geanalyseerd. Daarna wordt verder ingegaan op de voortbeweging in het water waarbij wetten worden besproken die van invloed zijn op het zwemmen en wat het krachterspel is tijdens het zwemmen. Daarop volgt een literatuuronderzoek om na te gaan of het mogelijk is om druk of kracht te meten in water. Naar aanleiding hiervan wordt een marktonderzoek gedaan naar de bestaande meetinstrumenten die toepasbaar zijn in water. Ook wordt gezocht naar sensoren die geschikt zijn in water. De analyse eindigt met de antropometrische data. Hiermee worden berekeningen uitgevoerd voor afmetingen van het meetsysteem.

3.1 Bewegingsanalyse van het zwemmen

In dit verslag zal alleen de borstcrawl worden besproken omdat de borstcrawl of vrije slag de meest bekende en populaire slag ter wereld is. Crawl, borstcrawl en vrije slag worden in de omgangstaal meestal door elkaar gebruikt en betekenen hetzelfde. De honderd meter vrije slag wordt als koningsnummer gezien omdat de concurrentie groot is en de afstand vergt kracht, lenigheid, snelheid maar ook veel uithoudingsvermogen. Meer dan 50% van de tijd wordt borstcrawl gezwommen tijdens de trainingen, onafhankelijk van de voorkeursstijl (Bak, 1996).

De borstcrawl kan in verschillende fases worden ingedeeld (Hoekstra & Huis in 't Veld, 2008). Aangenomen wordt dat er zes fases zijn. Er bestaan beschrijvingen met Nederlandse termen, Engelse termen of een twee-fasen-beschrijving (Heinlein & Cosgarea, 2010). In dit verslag wordt de Nederlandse fasebeschrijving gehanteerd: de insteek, de glijfase, de trekfase, de duwfase, uithaalfase en de overhaalfase. Deze fases worden hieronder stap voor stap beschreven.

3.1.1 Faseverloop

Hieronder staat de beschrijving van de borstcrawl zoals deze uitgevoerd wordt op dé perfecte manier. Echter wordt hier de beweging van één arm beschreven per fase.

Fase 1 insteek

De hand wordt recht voor de schouder, op $\frac{3}{4}$ van de armlengte, in het water gestoken, zie Figuur 1 ([Vrije slag], z.j.). De arm wordt ingezet met een licht geflecteerde elleboog van ca. 10 graden. De hand raakt het water daarbij net iets eerder dan de elleboog. De bovenarm is geëndoroteerd waardoor de duim iets omlaag en de pink iets omhoog wijst, zodat bij de insteek de duim eerst het water raakt en daarna pas de vingers ([Borstcrawl], z.j.).



Figuur 1: de insteek

Fase 2 glijfase

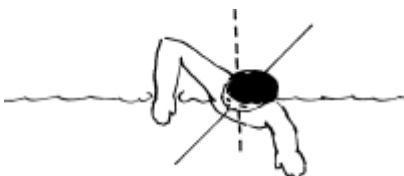
Vervolgens glijdt de hand vlak onder het wateroppervlak naar voren tot volledige extensie van de elleboog, zie Figuur 2. Hierbij beweegt de hand iets naar lateraal tot net buiten de schouderlijn. Op dit moment komt er waterweerstand op de arm waardoor de hand 'grip' krijgt op het water. Dit is te beschouwen als een relatief rustmoment in de armslag omdat dan even op de arm wordt gesteund. Deze steun is belangrijk voor de stabilisatie en het evenwicht bij de inademing. Echter wordt hier nog geen voortstuwing gegenereerd. De arm drukt steeds meer op het water. Op een diepte van ongeveer tien centimeter, gaat de glijfase over in de trekfase ([Borstcrawl], z.j.).



Figuur 2: glijfase

Fase 3 trekfase

Het eerste gedeelte van de trekfase wordt vaak aangeduid met de term 'catch'. Dit is het moment waarop geprobeerd wordt water te 'pakken'. Dat gebeurt door de vingertoppen door het water te laten 'rollen' en naar beneden te laten wijzen. Zo wordt de hand loodrecht op de stuwrichting gepositioneerd en kan het water worden gepakt, zie de linkerarm (vanuit de persoon gezien) in Figuur 3. Het laatste stukje van de trekfase vindt plaats wanneer de elleboog negentig graden geflecteerd is. De hand bevindt zich dan loodrecht onder de elleboog. Zodra de geflecteerde elleboog zich recht onder de schouder bevindt, gaat de trekfase over in de duwfase ([Borstcrawl], z.j.).



Figuur 3: trekfase

Fase 4 duwfase

De arm wordt zo snel mogelijk geëxtendeerd in de lengterichting van het lichaam, waarbij de hand richting de heupen beweegt. De handpalm blijft hierbij zolang mogelijk naar caudaal wijzen, richting de heup, terwijl de elleboog steeds verder wordt geëxtendeerd, zie Figuur 4. Er vindt een versnelde beweging plaats van trekfase naar duwfase ([Borstcrawl], z.j.).



Figuur 4: duwfase

Fase 5 uithaalfase

De hand duwt nog na totdat deze zich bij het bovenbeen bevindt. De hand drukt bewust zo lang mogelijk om de afzetbaan te verlengen. Intussen heeft de bovenarm de overhaal al ingezet ([Borstcrawl], z.j.), waarbij retroflexie in het art. humeri optreedt, terwijl de elleboog geflecteerd en ontspannen is. De handpalm blijft naar dorsaal wijzen, zelfs tijdens het uit het water halen van de hand. De uithaalfase eindigt als de hand het water verlaat: eerst verlaat de elleboog het water en de hand volgt, zie Figuur 5 ([Vrije slag], z.j.).



Figuur 5: uithaalfase

Fase 6 overhaalfase

Deze fase wordt ook vaak aangeduid als de 'contrafase'. Dit is de overhaal buiten het wateroppervlak waarbij de elleboog geflecteerd is en de arm ontspannen. De inzet van de beweging begint in de bovenarm, zodat de elleboog het hoogste punt vormt ([Borstcrawl], z.j.). De onderarm en hand hangen als het ware onder de elleboog ([Vrije slag], z.j.). De arm blijft dicht bij het lichaam.

Uit de faseanalyse kan geconcludeerd worden dat vooral de trek-, de duw -en de uithaalfase van belang zijn voor de voortstuwing.

3.1.2 Beenslag

Naast de armslag, draagt ook de beenslag bij aan het genereren van voortstuwing. Echter is de bijdrage van de armslag en de beenslag niet gelijk. Hoewel de armbeweging verreweg het meeste bijdraagt aan de verplaatsing, dragen de benen voor 20% bij (van Heuveln, 2013). Daarentegen hebben de benen wel degelijk een belangrijke functie. Zij dienen nauwkeurig met de armen samen te werken om een goed lopende slag te kunnen zwemmen. De beenslag heeft een overwegend stabiliserende werking op de ligging in het water.

De beenslag is vanuit het sagittale vlak gezien een soepele op en neer gaande beweging waarbij de benen vlak langs elkaar bewegen. De afstand tussen de voeten is ongeveer een voetlengte ([Borstcrawl], z.j.). De beenslag is ritmisch (twee tot drie beats per arm of vier tot zes per armcyclus) (Huisman, 2012).

3.1.3 Conclusie uit bewegingsanalyse

De armen zijn het belangrijkste tijdens zwemmen en dragen voor het grootste deel bij aan de voortstuwing. Voor het meten van de voortstuwing is het daarom van belang dat het systeem informatie van de armslag tijdens de trek-, duw -en uithaalfase meet. Hoe deze voortstuwing gegenereerd wordt, welke krachten hierbij een rol spelen en hoe afzetten tegen water werkt, wordt uit deze eerste analyse van de zwemslag nog niet duidelijk. Omdat deze kennis van belang is voor het te ontwikkelen meetsysteem, zal hier in de volgende paragraaf verder op ingegaan worden.

3.2 Voortbeweging in het water

In deze paragraaf wordt ingegaan op de voortbeweging in het water. Hoe wordt er gestuurd en welke wetten zijn van invloed op het zwemmen? Hoe ziet de voortstuwingskracht eruit wat betreft de grootte en richting? Hiermee moet duidelijk worden hoe er een uiteindelijk feedback signaal te verkrijgen is gedurende het zwemmen. Waarbij de grootte en richting van de krachten die optreden tijdens zwemmen van belang zijn voor de keuze (de range) van een geschikte sensor.

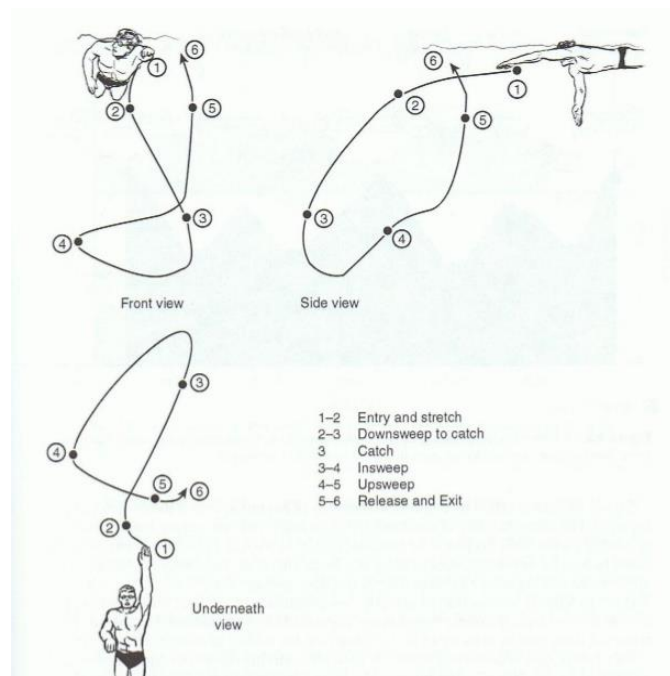
3.2.1 Stuwing

Water is makkelijk te verplaatsen waardoor het afzetten tegen water ingewikkelder is dan tegen een vast voorwerp zoals de grond. Om dit te verduidelijken wordt hier verder ingegaan op het principe om af te zetten tegen water.

Dankzij de weerstand in het water kan een zwemmer zich afduwen en zodoende stuwkracht opwekken om voort te bewegen ([Propulsie of positieve weerstand], z.j.). Deze waterweerstand worden benut door de onderarmen en handen die de stuwvlakken vormen. Voor een wedstrijdzwemmer is het essentieel om optimaal te stuwen. Omdat het water zich aanpast aan de snelheid van het stuwvlak, is het belangrijk om het water niet in een rechte lijn weg te stuwen (Huisman, 2012). Door licht van richting te veranderen, vindt het stuwvlak telkens weer nieuw stilstaand water en houdt het grip, zodat de krachtoverbrenging efficiënt plaats kan blijven vinden. Daarbij kunnen goed getrainde zwemmers aanvoelen of ze efficiënt stuwen. De meest effectieve weg blijkt een S-vormige stuwlijn, die ter optimalisatie versneld wordt afgelegd (Huisman, 2012), zie Figuur 6. In Figuur 7 wordt de voortbeweging van de hand gedurende een slag tijdens verschillende aanzichten weergegeven (Maglischo, 2003). De grootste effectiviteit kan worden behaald uit de laatste dertig cm van de stuwlijn, waarbij de versnelling en duwkracht het grootst zijn (Huisman, 2012). Het is dus belangrijk om de slag zo lang mogelijk te maken: met de hand voorbij de heup.



Figuur 6: De hand beschrijft een S-curve t.o.v. het lichaam(onderaanzicht)



Figuur 7: Analyse van de borstcrawl in een voor-, zij -en onderaanzicht met bijbehorende fasebeschrijving.

3.2.2 Vermogen

Door af te zetten tegen water, krijgt het water een achterwaartse snelheid en zal het lichaam zich naar voren verplaatsen. Dit is de derde wet van Newton: actie = - reactie. Dat betekent dat een deel van de energie die een zwemmer levert, verloren gaat aan het vergroten van de kinetische energie van het water en daarmee niet ten goede komt aan de voortstuwing. Bij zwemmen treden daardoor veel grotere energieverliezen op dan bijvoorbeeld het afzetten tegen de vaste grond.

Het totale uitwendige vermogen (P_o) dat een zwemmer levert kan daarom worden verdeeld in een deel waarmee de weerstand wordt overwonnen (P_d) en een deel dat tijdens de afzet in de vorm van kinetische energie aan het water wordt afgegeven (P_k) (Berger & Hollander, 1997).

$$P_o = P_d + P_k$$

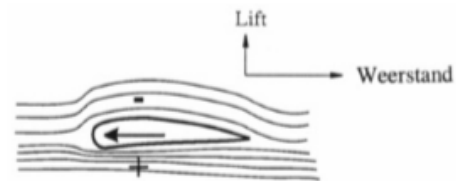
De verhouding tussen het nuttige vermogen (om de weerstand te overwinnen) en het totale geleverde vermogen is gedefinieerd als de voortstuwende efficiëntie (e_p):

$$e_p = \frac{P_d}{P_o} = \frac{P_d}{(P_d + P_k)}$$

(Toussaint & Beek, 1992)

3.2.3 Wet van Bernoulli

Naast de derde wet van Newton, speelt ook de wet van Bernoulli een rol tijdens zwemmen. Deze theorie kan als volgt worden uitgelegd: basis is dat de handen en armen werken als vleugels. De waterstroom over de rugzijde van de hand is sneller dan aan de kant van de handpalm, zie Figuur 8. Dit snelheidsverschil veroorzaakt een drukverschil waardoor een liftkracht ontstaat (Berger & Hollander, 1997). Deze liftkracht staat altijd loodrecht op de weerstandskracht gericht ten gevolge van de waterstroming. Als resultaat van het optreden van de liftkracht (F_l), zal deze in combinatie met de weerstandskracht (F_d) op de hand tot een resultante kracht (F) leiden die voor voortstuwing van de zwemmer zorgt, zie Figuur 9.

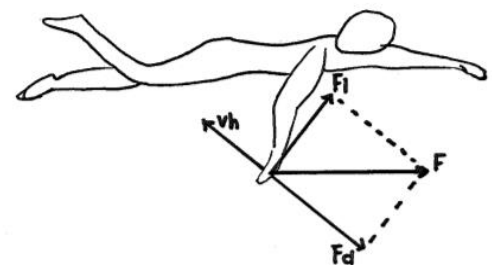


Figuur 8: Vleugelprofiel waarbij de deeltjes aan de bovenkant van het profiel een hogere snelheid hebben dan onder het profiel. Dit resulteert in drukverschillen onder en boven het profiel wat weer resulteert in een liftkracht.

Hierbij worden de twee componenten van de resulterende kracht van elkaar onderscheiden:

- Weerstandskracht: Als men het water naar achter duwt, veroorzaakt dit een reactie naar voren. Deze kracht is tegengesteld aan de bewegingsrichting van de ledematen. Hier is dus sprake van een 'voortstuwende' weerstandskracht.
- Liftkracht: Dit is de kracht die loodrecht staat op de weerstandskracht. Deze kracht staat bekend als liftkracht, maar betekent niet dat deze altijd omhoog gericht is.

De grootte van de weerstandskrachten en liftkrachten, kunnen berekend worden met behulp van onderstaande formules (Berger et al., 1997):



Figuur 9: F_d = weerstandskracht van de hand, F_l = de liftkracht, F = resulterende kracht, v_h = snelheid van de hand

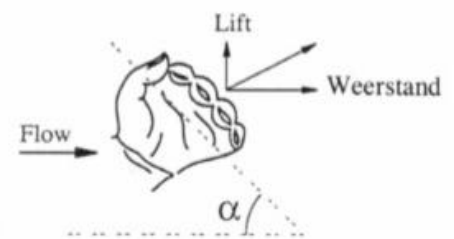
$$F_d = \frac{1}{2} \cdot p \cdot v_h^2 \cdot A \cdot C_d$$

$$F_l = \frac{1}{2} \cdot p \cdot v_h^2 \cdot A \cdot C_l$$

Hierbij is p = dichtheid van water, v_h = snelheid van de hand, A = het natte oppervlak van de hand en arm en C_d en C_l zijn respectievelijk de weerstand -en liftcoëfficiënten.

Op basis van beide theorieën: Newton's actie = - reactie wet en Bernoulli's theorie over de voortstuwing tijdens zwemmen, kan verklaard worden dat het niet Newton versus Bernoulli is maar Newton & Bernoulli. Liftkrachten kunnen immers niet opgewekt worden zonder weerstand (Berger et al., 1997)!

Hoewel het erg waarschijnlijk is wanneer zwemmers een diagonale beweging onder water maken, er lift- en resultante krachten worden geproduceerd, hangt de grootte van deze krachten mogelijk meer samen met de hoek die de hand en onderarm maken met het water, dan met snelheidsverschillen van de waterstroom onder en boven de hand. Zwemmers leveren de grootste krachten bij bepaalde posities van hand en onderarm ten opzichte van het water (b.v. Schleihauß e.a., 1983, Berger e.a., 1995). In de literatuur wordt deze oriëntatie van de hand en arm beschreven als 'angle of attack' of 'angle of pitch' (hoek alpha in Figuur 10).



Figuur 10: Deeltjes aan de dorsale zijde van de hand hebben een hogere snelheid dan aan de palmaire zijde van de hand. Dit resulteert in drukverschillen boven en onder de hand wat weer resulteert in een liftkracht. De hoek alpha is de 'angle of attack'.

3.2.4 Conclusie

Uit hoofdstuk 3.2 kan geconcludeerd worden dat de hand tijdens het stuwten steeds licht van richting verandert dient te worden. Dit om telkens nieuw stilstaand water te pakken zodat krachtoverbrenging kan blijven plaatsvinden.

Om voortstuwing te genereren zet een zwemmer zich af tegen water waardoor het water een achterwaartse snelheid krijgt. Dat betekent dat een deel van de energie die de zwemmer levert, verloren gaat aan het vergroten van de kinetische energie van het water en daarmee niet ten goede komt aan de voortstuwing. Hierdoor treden veel energieverliezen op bij zwemmen.

Naast het principe van de derde wet van Newton: actie = - reactie, speelt ook de wet van Bernoulli een belangrijke rol. Dit heeft er mee te maken dat de handen en armen in het water als vleugels werken. De waterstroom over de rugzijde van de hand is sneller dan aan de kant van de handpalm. Dit snelheidsverschil veroorzaakt een drukverschil waardoor een liftkracht ontstaat. Deze liftkracht (F_l) in combinatie met de weerstandskracht (F_d) produceert een resultante kracht (F) die voor voortstuwing van de zwemmer zorgt. Om de exacte voortstuwingskracht te meten moeten zowel de liftkracht als de dragkracht bekend zijn.

3.3 Literatuuronderzoek

In de literatuur is gezocht naar reeds aanwezige mogelijkheden om de voortstuwing van de hand tijdens borstcrawl zwemmen te meten. De zoekstrategie uit het plan van aanpak leverde 112 zoekresultaten op. Veel artikelen konden weggestreep worden omdat deze niet voldeden aan de gestelde criteria: 1) druk of kracht meten van de hand en 2) gedurende borstcrawl zwemmen. Uiteindelijk bleken twee artikelen het meest bruikbaar. Deze zijn aandachtig doorgenomen en daarbij is ook gekeken naar referenties om meer relevant materiaal te vinden. Als resultaat werden er nog twee gerefereerde bronnen zorgvuldig gelezen. Deze twee bronnen waren meer geschikt dan de artikelen waaruit deze referentie kwam. Het betreft de artikelen van Takagi & Sanders (2002) en Takagi & Wilson (1999).

Bovenstaande benoemde twee artikelen beschrijven éénzelfde methode waarbij gebruik gemaakt wordt van het meten van drukverschillen in het water. Vervolgens kan deze druk vertaald worden naar een kracht in Newton.

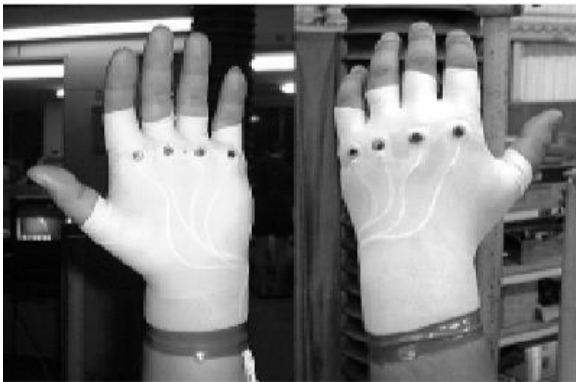
Wat voor sensoren worden er gebruikt? Waar worden deze sensoren geplaatst?

De studie van Takagi & Sanders (2002) geeft inzicht in deze vragen. Op 88 meetpunten, op de handpalm en handrug werden druksensoren geplaatst. Vier waterdichte micro druksensoren (zes mm diameter en één mm dik) werden aan beide zijden op de metacarpophalangeal II, III, IV en V geplaatst, met daaroverheen een nylon handschoen ter bescherming, zie Figuur 11.

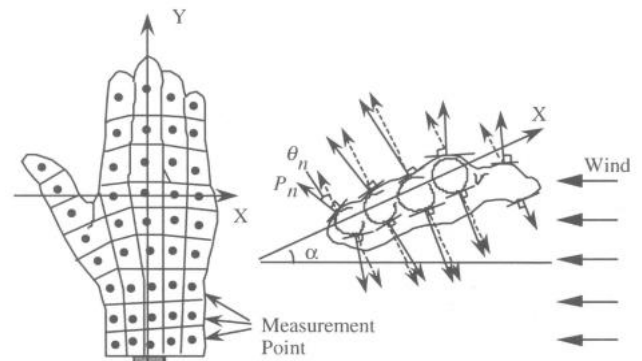
Er werd een lijn gedefinieerd door metacarpophalangeal II, III, IV en V gewrichten als de x-as en een loodrechte lijn door de middelvinger werd gedefinieerd als y-as, zie Figuur 12.

Door de druk van de palmaire zijde af te trekken van de druk aan de dorsale zijde, blijft het effectieve hydrodynamische drukverschil over. De werkelijke P_{mean} van de hand wordt verkregen door drukverschilwaarden van de vier punten, wat de input geeft voor de multiple regressieanalyse:

$P_{mean} = 0.045P_A + 0.186P_B + 0.554P_C + 0.013P_D + 7.558$. Uit deze regressievergelijking blijkt dat sensor P_C de grootste bijdrage aan de gemiddelde druk levert. Het midden van de hand lijkt dus de meest relevante plek om een sensor te plaatsen.



Figuur 11: Druksensoren bevestigd op de MCP gewrichten



Figuur 12: Een definitie van hoeken en de werkwijze voor het analyseren van de drukgegevens

Hoe wordt er propulsie gemeten dan wel berekend?

Door de druk te vermenigvuldigen met het oppervlak kan de kracht loodrecht op het oppervlak worden verkregen. De gemiddelde krachtcomponenten loodrecht op het vlak van de handpalm (F_V) en de achterkant van de handpalm (F_H) over het oppervlak kan beschreven worden met:

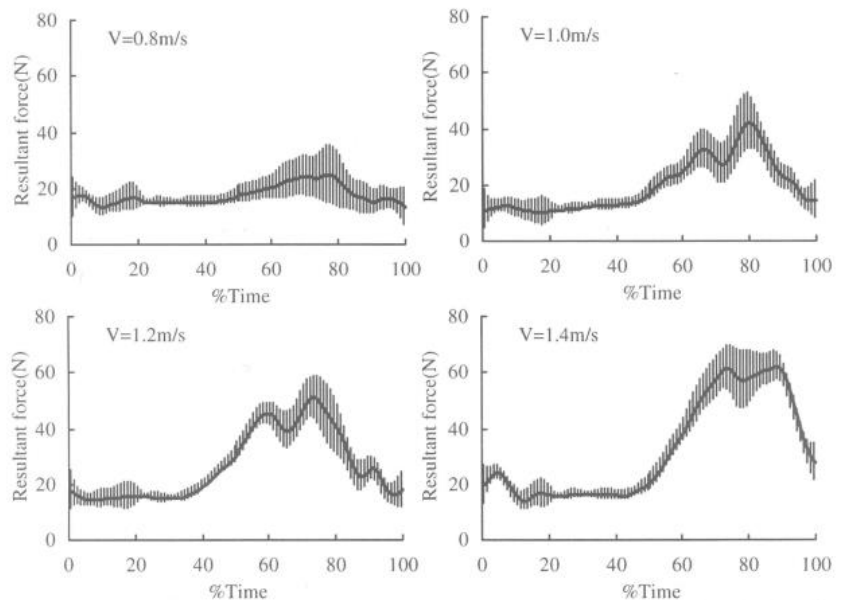
$$F_V = \sum_{n=1}^8 P_n \cos \theta_n \frac{A}{8}$$

$$F_H = \sum_{n=1}^8 P_n \sin \theta_n \frac{A}{8}$$

waarbij P_n de werkelijk gemeten drukwaarde op sensor n is.

Wat voor resultaten geven deze methoden?

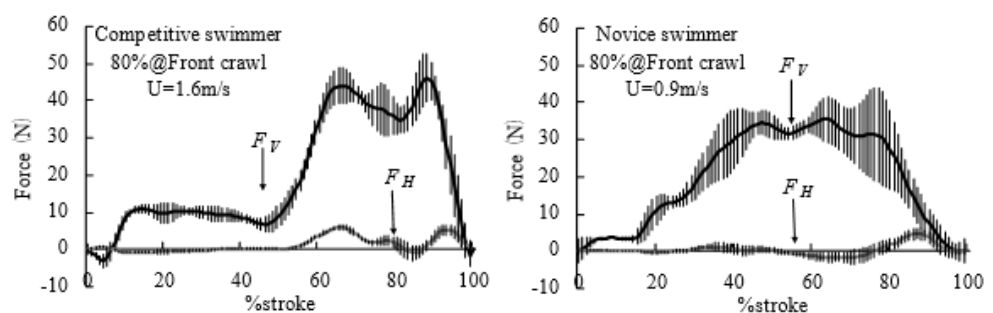
Uit het onderzoek van Takagi & Wilson (1999) werden de resultaten van de vier microdruksensoren bepaald. Deze waarden werden in een regressieanalyse ingevuld waarna er een gemiddelde kracht uit kwam. Deze gemiddelde kracht werd omgerekend naar de loodrechte kracht, door te vermenigvuldigen met het handoppervlak. Het onderzoek werd uitgevoerd in een circulerend waterkanaal waarbij de zwemsnelheden ingesteld werden op 0,8 m/s, 1,0 m/s, 1,2 m/s, 1,4 m/s. Deze resulterende krachten op verschillende snelheden zijn weergegeven in Figuur 13. De duur van de slag werd genormaliseerd door in percentages uit te drukken. Uit dit onderzoek blijkt dat de maximale kracht ongeveer 70 Newton is bij een snelheid van 1,4 m/s. De grootte van de kracht neemt toe met een toenemende snelheid. Dit kan mogelijk verklaard worden doordat een zwemmer een grotere weerstand ondervindt tijdens een hogere zwemsnelheid. Hierdoor moet meer voortstuwing worden geleverd om vooruit te komen.



Figuur 13: De verandering van de resulterende kracht van de hand gerelateerd aan de stroomsnelheid. Overgenomen uit *Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming* (p. 106) door H. Takagi en B.D. Wilson, 1999.

In het onderzoek van Takagi & Sanders (2002) werd in een waterkanaal de waterstroomsnelheid ingesteld op drie relatieve niveaus, bij benadering 70%, 80% en 90% van het beste record in een standaard vijftig meter bad.

In dit onderzoek is aandacht besteed aan alle vier de soorten zwemslagen. Echter zal in deze scriptie alleen naar de borstcrawl worden gekeken. Daarbij wordt gekeken naar de voortstuwingskracht. Ook hierbij werd de duur van de slag genormaliseerd door in percentages uit te drukken. Een voorbeeld van verschillen



Figuur 14: Krachtlevering van een competitieve (links) en een beginnende zwemmer (rechts) tijdens borstcrawl. Overgenomen uit *Measurement of propulsion by the hand during competitive swimming* (p. 635) door H. Takagi en R. Sanders, 2002.

tussen een beginnende zwemmer en een competitieve zwemmer wordt weergegeven in Figuur 14. Een beginnende zwemmer produceert piekkracht in het midden van een slag terwijl een competitieve zwemmer de piekkracht aan het eind van de slag produceert. De variabiliteit van de kracht van de beginnende zwemmer was groter dan die van de competitieve zwemmer. Het meetsysteem geeft aan dat er onderscheid gemaakt kan worden in zwemprestaties tussen verschillende zwimmers.

3.3.1 Conclusie uit literatuuronderzoek

Op basis van dit literatuuronderzoek kan geconcludeerd worden dat er nog relatief weinig onderzoek is gedaan naar het meten van druk of kracht in het water. Echter, bestaat er momenteel nog maar één methode waarmee de druk op de hand in het water gemeten kan worden. Deze methode is gebaseerd op het meten van drukverschillen. Deze druk kan vervolgens worden omgerekend naar kracht. Er worden maximale krachten behaald tussen de 50 en 60 Newton, maar ook krachten van 70 Newton zijn haalbaar. Dit onderzoek is uitgevoerd in een circulerend waterkanaal en de snelheid wordt ingesteld op 70%, 80% en 90% van het best gezwommen record in een 50 meter bad. De grootte van de kracht neemt toe met een toename van de zwemsnelheid. Dit kan mogelijk verklaard worden doordat een zwemmer een grotere weerstand ondervindt tijdens een hogere zwemsnelheid. Hierdoor moet meer voortstuwing worden geleverd om vooruit te komen. Het is dus belangrijk dat een sensor een kracht van 70 Newton kan meten en het liefst tot een maximale waarde van 150 Newton. Uit het onderzoek van Takagi & Sanders (2002) is duidelijk zichtbaar dat er een verschil tussen de zwemsnelheid en de geleverde kracht ontstaat. Het meetsysteem maakt dus ook onderscheid tussen de zwemtechnieken van verschillende zwemmers. Daarnaast is het ook mogelijk om de verschillende zwemslagen (borstcrawl, rugcrawl, schoolslag en vlinderslag) weer te geven en van elkaar te onderscheiden.

3.4 Marktonderzoek

Dit marktonderzoek beschrijft, zoals in het plan van aanpak benoemd, de bestaande meetinstrumenten die geschikt zijn om in water de zwemprestatie te meten. Daarbij wordt gezocht met de zoektermen 'zwemmen parameters wearable' of 'wearables zwemmen'. Daarnaast beschrijft dit hoofdstuk welke druksensoren mogelijk toepasbaar zijn in het ontwerp. Hiertoe zullen externe personen die werken in de sensortechnologie ingeschakeld worden om vanuit hun expertise adviezen te geven. Daarbij zal voornamelijk aandacht worden besteed aan het uitgangssignaal en of deze druksensor waterbestendig is.

3.4.1 Bestaande meetinstrumenten toepasbaar in water

Bestaande in water toepasbare meetinstrumenten zijn voornamelijk wearables. Dit is een soort horloge voorzien van een ingebouwde sensor die parameters bijhoudt zoals afstand, het aantal gezwommen banen, het aantal gemaakte slagen en de zwemsnelheid. Enkele wearables meten daarnaast ook het soort slag waarmee gezwommen wordt en zijn waterbestendig tot een diepte van 50 meter. Echter, geen van deze systemen geeft informatie over de voortstuwingskrachten tijdens een slag of het door de zwemmer geleverde vermogen.

Eén van de meest geavanceerde wearables is de Lode ECG Streamer, zie Figuur 15. Dit systeem, dat op de markt is sinds het eerste kwartaal van 2017, is in samenwerking met de KNZB door Lode BV en 2M Engineering Ltd. ontwikkeld. Met deze zwemsensor kan de hartslagfrequentie gemeten worden en bevat daarnaast ook een accelerometer, een gyroscoop en een magnetometer. De ruwe data wordt opgeslagen en kan na afloop van de training snel uitgelezen worden. In de toekomst zullen de parameters draadloos verstuurd worden en krijgt de coach deze direct te zien op een app (Ganzevles, Daanen, Beek, & Truijens, 2016).

Een zeer recentelijk verschenen systeem is het systeem dat op dit moment door het VTT Technical Research Center of Finland in ontwikkeling is. Om hier meer informatie over in te winnen is er contact opgenomen met het bedrijf Trainesense in Finland. Het in ontwikkeling zijnde systeem, de SmartPaddle, zie Figuur 16, is een product dat parameters als slagfrequentie, slaglengte, vermogen, kracht in drie richtingen, snelheid, impulsratio in voorwaartse richting, impuls per slag weergeeft. Deze parameters worden met behulp van Bluetooth verzonden om vervolgens uitgelezen te kunnen worden. Omdat met dit meetinstrument nog weinig getest is, is er nog niets prijsgegeven over de technische specificaties.



*Figuur 15: Lode ECG Streamer;
Kenmerken: Hartslagfrequentie (ECG met
bemonsteringsfrequentie van 1000 Hz), bevat een
accelerometer, gyroscoop en magnetometer (alle
met een bemonsteringsfrequentie van 250 Hz).*



*Figuur 16: SmartPaddle;
Kenmerken: slagfrequentie, slaglengte, vermogen
(kracht x tijd), snelheid (v), impuls ($E \cdot t$) en impuls
(kracht x tijd)*

3.4.2 Druksensoren

Uit literatuuronderzoek blijkt dat het mogelijk is om druk te meten in water. Daarom wordt in dit marktonderzoek gekeken welke druksensoren hiertoe geschikt zijn. Met verschillende experts van bedrijven is gesproken over krachtsensoren, waaronder promovendus aan de TU Twente Robert Brookhuis en bedrijven die sensoren produceren. Het schijnt dat het meten van kracht in water een complex probleem is omdat men te maken heeft met de waterdruk en daarbovenop de

atmosferische druk die wordt uitgeoefend. Uit literatuur blijkt dat het mogelijk is om een berekening los te laten op de outputparameter om tot de juiste eenheid te komen.

Naar aanleiding van mondelinge communicatie met commercieel directeur Martijn Smit van Keller Holland in Reeuwijk, is een serie uit de collectie van Keller Holland geschikt voor toepassing. In het water heeft men te maken met de waterkolom: op elke meter diepte neemt de waterdruk toe met 0.1 bar. Daar komt nog de atmosferische druk bij. Daarom is een absolute druksensor geschikt. De atmosferische druk is de druk die 'buiten' heerst en is niet constant. Deze druk is afhankelijk van de weersomstandigheden en hoogte. De gemiddelde atmosferische druk is 1013 millibar en staat gelijk aan 1 bar. Het absolute vacuüm is een ruimte zonder materie en daardoor zonder druk (0 bar), zie Figuur 17. De absolute druk is de druk die wordt gemeten vanaf 0 bar en is het drukverschil met het absoluut vacuüm.

Op basis van deze gegevens is een absolute druksensor uit serie 10, wel te verstaan 10 L (zie Figuur 18), geschikt. Deze sensor heeft een drukbereik van 0,1 tot 100 bar. Dit is een druksensor met een afmeting van $\varnothing$ 19 x 15 mm.



Figuur 17: Verschillende begrippen voor druk



Druktransducers met een laser-gelast RVS membraan
 Serie 3 L t/m 9 L – compact ontwerp $\varnothing$ 9,5 tot 19 mm
 Serie 10 L – "the original" $\varnothing$ 19 x 15 mm

- Druk bereiken van 0...-1 tot 0...1000 bar
- Absoluut, relatief en verscheldruk
- Uitgang typ. 200 mV @ 1 mA voeding
- Individueel calibratie certificaat (inclusief compensatie waarden)

- Zeer hoge lange termijn stabiliteit
- Temperatuur bereiken van -55 tot 150 °C
- Geïntegreerde temperatuursensor ("top of bridge")
- Optionele behuizing van Hastelloy® of Titanium
- Mathematische modellering op verzoek mogelijk

Figuur 18: Druksensor 10 L met specificaties

3.4.3 Conclusie marktonderzoek

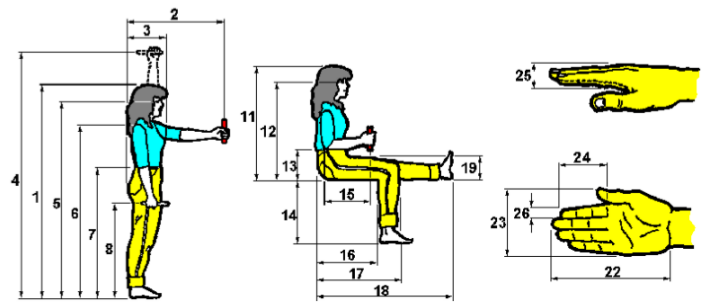
Uit dit marktonderzoek wordt duidelijk dat er veel meetinstrumenten toepasbaar zijn in water. Echter geven deze meetinstrumenten alleen parameters weer, zoals de hartslag, de gezwommen afstand en het aantal gezwommen slagen. Er bestaat dus nog geen meetsysteem dat kan vast leggen hoeveel voortstuwingskracht een zwemmer levert.

Naar aanleiding van communicatie met externe personen die zijn ingeschakeld om vanuit hun expertise adviezen te geven, is er tot een geschikte druksensor gekomen. Voor het ontwerp wordt een absolute druksensor, 10 L, uit serie 10 toegepast.

3.5 Antropometrie

De antropometrische data (Broeren, 2013) wordt gebruikt bij het ontwerpen van producten waarbij lichamelijke afmetingen een rol spelen, zie Figuur 19.

Op basis van deze antropometrische data worden afmetingen van het te ontwerpen product bepaald. Dit zijn de eisen die worden gesteld in het volgende hoofdstuk, hoofdstuk 4, waaraan het product uiteindelijk moet voldoen.



Figuur 19: Antropometrische data

Om een meetinstrument te ontwerpen voor zwemmers die bevestigd moet kunnen worden tussen hand en elleboog, dient rekening gehouden te worden met de kleinste populatie. Er vanuit gaande dat 90% van de populatie deze sensor moet kunnen gebruiken. Dit houdt in dat 5% van de kleinste en 5% van de grootste van de populatie mannen en vrouwen deze sensor niet past.

Er wordt gekeken naar 90% van de populatie, zowel mannen als vrouwen.

$$p_5 = \text{gemiddelde} - z \cdot \text{standaarddeviatie (sd)}$$

$$p_{95} = \text{gemiddelde} + z \cdot \text{standaarddeviatie (sd)}$$

Om de z-waarde te bepalen moet gekeken worden naar de percentielen 5 en 95 met een z-waarde van 1.65, zie Figuur 20.

Deze sensor dient te worden bevestigd aan onder andere de hand.

Daarom zal er gekeken worden naar de handlengte (22) min de lengte van de wijsvinger (24), zie Figuur 21, zodat deze geplaatst kan worden in de handpalm. Omdat deze sensor bevestigd moet kunnen worden op de (op 5% na) kleinste hand van de populatie, wordt er gekeken naar de p5.

$$sd_{22} - sd_{24} = \sqrt{sd_{22}^2 + sd_{24}^2 - 2 \cdot r \cdot sd_{22} \cdot sd_{24}}$$

$$sd_{22} - sd_{24} = \sqrt{12^2 + 6^2 - 2 \cdot 0,65 \cdot 12 \cdot 6} = 9,3 \text{ mm}$$

$$x_{22-24} = x_{22} - x_{24}$$

$$x = 185 - 74 = 111 \text{ mm}$$

$$p_5 = 111 - 1.65 \cdot 9,3$$

$$p_5 = 95,7 \text{ mm}$$

Dit wordt afgerond naar 95 mm.

Men rekent de lengtemaat van de wijsvinger. Echter is dit niet de grootste vinger. Daarom zal nog 10 mm van deze maat afgehaald worden. Het meetinstrument mag dus een maximale lengte van 85 mm hebben.

Percentielen		z-waarde
0.1	99.9	3.09
0.5	99.5	2.58
1	99	2.33
2.5	97.5	1.96
5	95	1.65
10	90	1.28
15	85	1.04

Figuur 20: Percentielen met bijbehorende z-waarde

nr	Variabele	mannen		vrouwen		mannen en vrouwen	
		Gem.	sd	gem.	sd	gem.	sd
22	handlengte	193	9	177	9	185	12
23	handbreedte	111	5	94	6	103	10
24	lengte wijsvinger	78	5	70	4	74	6
25	handdikte	29	2	27	3	28	3
26	breedte wijsv top	19	1	15	1	17	2
27	lichaamsgewicht	76	10	65	10	70.5	11.4

Figuur 21: afmetingen van de hand

Het meetinstrument zal bevestigd worden tussen hand en elleboog waardoor er een schatting kan worden gemaakt van het smalste deel van hand en/of onderarm.

De handbreedte (23) wordt genomen, ook weer voor de kleinsten dus p5.

$$p_5 = 103 - 1.65 \cdot 10$$

$$p_5 = 86,5 \text{ mm}$$

Er wordt een schatting gemaakt dat 50% van deze maat het smalste gedeelte van de onderarm aangeeft (rond de pols).

$$\frac{86,5}{100} \cdot 50\% = 43,25 \text{ mm}$$

Dit wordt afgerond naar 44 mm.

Omdat zowel mannen als vrouwen het product moeten kunnen bevestigen heeft men te maken met verschil in omvangsmaten. Zowel mannen als vrouwen moeten het product op elke willekeurige plaats van elleboog tot en met de hand kunnen bevestigen.

De instelbaarheid per mannen en vrouwen verschilt aanzienlijk. Vandaar dat er wordt gekozen voor een apart mechanisme met mogelijkheid tot instelbaarheid. Dit is vergelijkbaar met een horloge. Onderstaande uitleg geeft aan wat de grootste en kleinste maat mag zijn. Dit wordt berekend op basis van het volgende: De gemiddelde handbreedte van mannen en vrouwen is 103 mm. Wordt dit voor de p5 berekend, dan is de handbreedte 86,5 mm. Dit houdt in dat de kleinste maat 16,5% is van 103 mm. Hieronder worden dus ook de grootste en kleinste maten berekend door rekening te houden met 20% van de gemiddelde maat.

De weergegeven omvangsmaten zijn gemiddelde maten van mannen en vrouwen.

Allereerst wordt gekeken naar de handomvang, maat 14 in Figuur 22, van mannen. Er wordt 20% genomen van deze gemiddelde omvangsmaat: $\frac{234}{100} \cdot 20\% = 47 \text{ mm}$. Dit wordt erbij opgeteld zodat men de grootste omvangsmaat heeft: $234 + 47 = 281 \text{ mm}$. Eenmaal wordt ook 20% van de gemiddelde omvangsmaat afgetrokken om de kleinste omvangsmaat te bepalen: $234 - 47 = 187 \text{ mm}$. Er wordt gekozen voor een instelbaarheid met tussenstappen van 12 mm.

Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat M/L is instelbaar van 182 mm tot 290 mm.

Ditzelfde wordt gedaan bij vrouwen, maar dan wordt 20% van de gemiddelde omvangsmaat, 203 mm, bij vrouwen genomen. De kleinste maat bedraagt 162 mm en de grootste 244 mm.

Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat S/M is instelbaar van 142 tot 250 mm.

Hetzelfde wordt gedaan voor de polsomvang, maat 13 zie Figuur 23, van mannen. Er wordt 20% genomen van deze gemiddelde omvangsmaat 185 mm. De kleinste maat bedraagt 148 mm en de grootste 222 mm. Er wordt gekozen voor een instelbaarheid met tussenstappen van 10 mm.

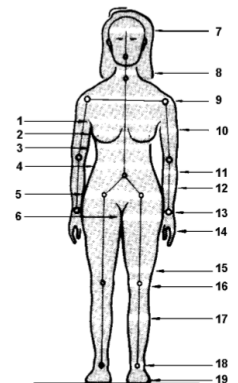
Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat M/L is instelbaar van 145 mm tot 225 mm.

Ditzelfde wordt gedaan bij vrouwen, maar dan wordt 20% van de gemiddelde omvangsmaat, 163 mm, bij vrouwen genomen. De kleinste maat bedraagt 130 mm en de grootste 196 mm.

Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat S/M is instelbaar van 130 mm tot 200 mm.

8. Omvang man-vrouw

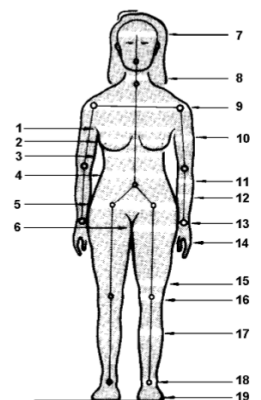
Omvang in mm	Man:	Vrouw:
1. Borst	1087	945
2. Buste	???	1001
3. Borstomvang onder de buste	???	833
4. Taille / Middel	1003	803
5. Heup	1074	1059
6. Dijbeen	660	630
7. Hoofd	587	579
8. Nek	409	378
9. Schouder	1255	1082
10. Bovenarm	358	307
11. Elleboog	348	312
12. Onderarm	320	277
13. Pols	185	163
14. Hand	234	203
15. Onderzijde dijbeen	439	???
16. Knie	432	419
17. Kuit	406	394
18. Enkel	239	236
19. Voet	264	???



Figuur 22: Omvangsmaten man-vrouw: het gaat hierbij expliciet om maat 14: hand

8. Omvang man-vrouw

Omvang in mm	Man:	Vrouw:
1. Borst	1087	945
2. Buste	???	1001
3. Borstomvang onder de buste	???	833
4. Taille / Middel	1003	803
5. Heup	1074	1059
6. Dijbeen	660	630
7. Hoofd	587	579
8. Nek	409	378
9. Schouder	1255	1082
10. Bovenarm	358	307
11. Elleboog	348	312
12. Onderarm	320	277
13. Pols	185	163
14. Hand	234	203
15. Onderzijde dijbeen	439	???
16. Knie	432	419
17. Kuit	406	394
18. Enkel	239	236
19. Voet	264	???



Figuur 23: Omvangsmaten man-vrouw: het gaat hierbij expliciet om maat 13: pols

Tevens wordt hetzelfde gedaan voor de elleboog-omvang, maat 11, zie Figuur 24. Bij mannen geldt een omvang van 348 mm en bij vrouwen een omvang van 312 mm. De uitkomstmaten van mannen staan hieronder berekend.

$$\frac{348}{100} \cdot 20\% = 70 \text{ mm.}$$

$$348 + 70 = 418 \text{ mm.}$$

$$348 - 70 = 278 \text{ mm.}$$

Er wordt gekozen voor een instelbaarheid met tussenstappen van 11 mm.

Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat M/L is instelbaar van 270 mm tot 420 mm.

Dit zelfde wordt gedaan voor vrouwen.

$$\frac{312}{100} \cdot 20\% = 63 \text{ mm.}$$

$$312 + 63 = 375 \text{ mm}$$

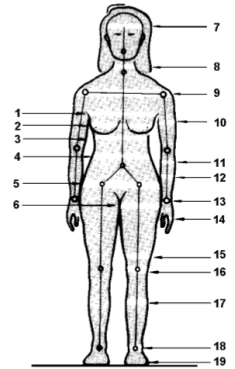
$$312 - 63 = 249 \text{ mm}$$

Hierbij wordt gekozen voor een instelbaarheid met tussenstappen van tien mm.

Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat S/M is instelbaar van 235 mm tot 375 mm.

8. Omvang man-vrouw

Omvang in mm	Man:	Vrouw:
1. Borst	1087	945
2. Buste	???	1001
3. Borstomvang onder de buste	???	833
4. Taille / Middel	1003	803
5. Heup	1074	1059
6. Dijbeen	660	630
7. Hoofd	587	579
8. Nek	409	378
9. Schouder	1255	1082
10. Bovenarm	358	307
11. Elleboog	348	312
12. Onderarm	320	277
13. Pols	185	163
14. Hand	234	203
15. Onderzijde dijbeen	439	???
16. Knie	432	419
17. Kuit	406	394
18. Enkel	239	236
19. Voet	264	???



Figuur 24: Omvangsmaten man-vrouw: het gaat hierbij expliciet om maat 11: elleboog

3.5.1 Conclusie antropometrie

Uit de antropometrische data kan worden gesteld dat er eisen komen voor het te ontwerpen product. Hieronder zullen de eisen benoemd worden die opgesteld zijn uit de antropometrische data.

- De behuizing van het meetsysteem mag niet breder zijn dan 44 mm.
- De maximale lengtemaat van de behuizing van het meetsysteem bedraagt 85 mm.
- De behuizing van het meetsysteem mag niet dikker zijn dan 20 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat M/L is instelbaar van 182 mm tot 290 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat S/M is instelbaar van 142 tot 250 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat M/L is instelbaar van 145 mm tot 225 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat S/M is instelbaar van 130 mm tot 200 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat M/L is instelbaar van 270 mm tot 420 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat S/M is instelbaar van 235 mm tot 375 mm.

4. Pakket van eisen en wensen

Uit de analysefase zijn verschillende eisen en wensen voortgekomen. Hieronder is weergegeven welke eisen en wensen er aan het product worden gesteld. De eisen zijn ingedeeld in de categorie waartoe deze behoren.

Randvoorwaarden

- Het product moet in water toepasbaar zijn.
- Toepassing van elektronische sensortechniek
- De voortstuwing wordt gemeten als functie van de 50 meter baan (tijd).

Uitgangspunt: De zwemmer mag geen hinder ondervinden van het product gedurende de zwemslag.

Eisen meetsysteem

- Voor het meten van de voortstuwing is het van belang dat het systeem informatie van de armslag tijdens de trek-, duw -en uithaalfase meet.
- Het meetsysteem moet de loodrechte kracht, de weerstandskracht, meten.
- Het product moet zo licht mogelijk van gewicht zijn maar tot een maximale waarde van 100 gram om de zwemslag minimaal te beïnvloeden.
- Er zal één druksensor worden geplaatst in het midden van de hand.
- De sensor moet omgerekend een kracht van 70 Newton meten en het liefst tot een maximale waarde van 150 Newton.
- Voor het ontwerp wordt een absolute druksensor, 10 L, uit serie 10 toegepast.

Eisen afmetingen behuizing meetsysteem

- De behuizing van het meetsysteem mag niet breder zijn dan 44 mm.
- De maximale lengtemaat van de behuizing van het meetsysteem bedraagt 85 mm.
- De behuizing van het meetsysteem mag niet dikker zijn dan 20 mm.

Eisen afmetingen bevestigingsmechanisme

- Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat M/L is instelbaar van 182 mm tot 290 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de hand met maat S/M is instelbaar van 142 tot 250 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat M/L is instelbaar van 145 mm tot 225 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de pols met maat S/M is instelbaar van 130 mm tot 200 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat M/L is instelbaar van 270 mm tot 420 mm.
- Het bevestigingsmechanisme voor de elleboog met maat S/M is instelbaar van 235 mm tot 375 mm.

Wensen

- De data moet binnen vijf minuten uit te lezen zijn, het liefst zelfs realtime beschikbaar, om na een zwem-set de data met de zwemmer te bekijken en daarop de volgende set aan te passen.
- De data moet makkelijk en snel te interpreteren zijn, daarom wordt de data weergegeven als een lijndiagram.
- Video koppelen aan de software.
- Slagfrequentie en slaglengte toevoegen als parameters.
- De stand van de hand gedurende de slag.

5. Ontwerpfase

De ontwerpfase bestaat uit twee onderdelen: 1) de behuizing met bevestigingsmechanisme en 2) de kracht/drukmeetsensor. Tijdens het eerste deel van het ontwerpproces wordt aandacht besteed aan de behuizing van het meetsysteem. Hierin wordt weergegeven hoe van verschillende ideeën tot een eindconcept is gekomen. In het tweede deel, in paragraaf 5.2, wordt de kracht/drukmeetsensor besproken.

5.1 Ideefase

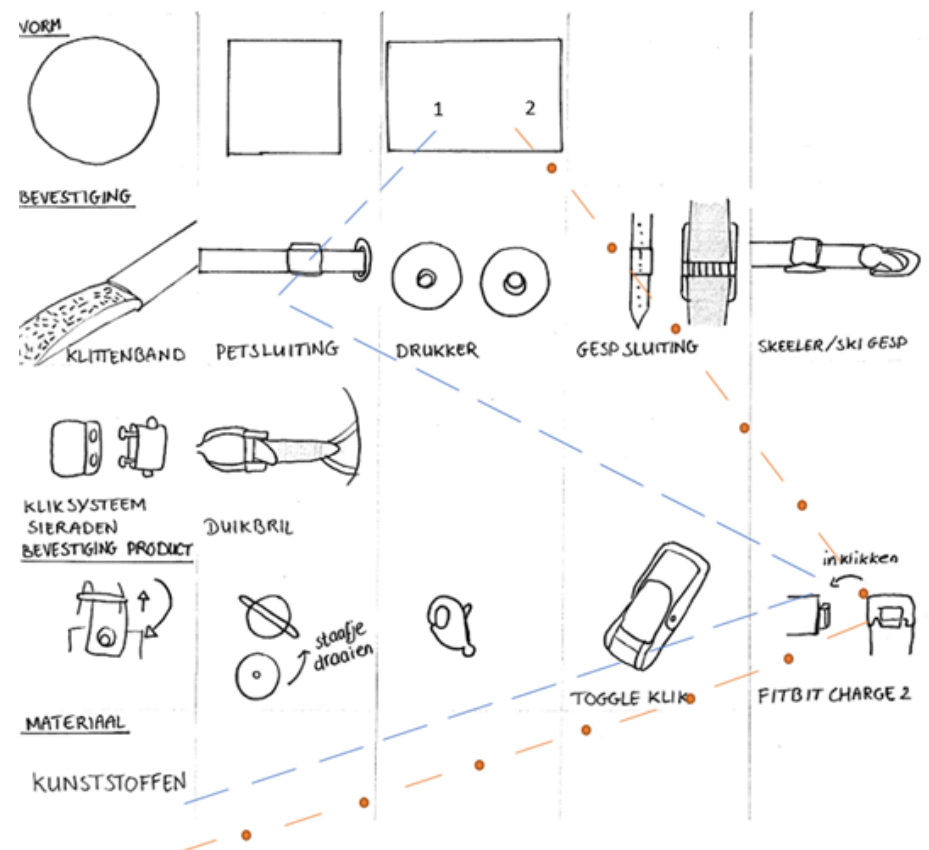
In een morfologische kaart worden de mogelijkheden voor een ontwerp opgenomen, zie Figuur 25. Daarbij worden verschillende deeloplossingen met elkaar gecombineerd om tot een aantal concepten te komen. De deeloplossingen die hier worden gebruikt zijn de vorm van het meetsysteem, de bevestiging van het bandje aan het meetsysteem en de bevestiging van het meetsysteem aan de hand/onderarm. Er is gekozen voor een rechthoekige vorm. Dit is de meest geschikte vorm na het berekenen van de maximale lengte en breedte van het meetsysteem volgens antropometrische data. Bij de vormbepaling is ook rekening gehouden met de geometrie van de hand. Indien de duim naar binnen wordt gebracht, blijft er een driehoek over in de handpalm. Echter blijft de duim altijd naar buiten wijzen tijdens het zwemmen waardoor deze vorm niet meegenomen is in de morfologische kaart.

Personen met verschillende omvangsmaten moeten een passend bandje om kunnen doen. Vandaar dat er is gekeken naar de instelbaarheid. Op deze manier is een keuze gemaakt voor een gespsluiting, zoals een horlogebandje in te stellen is, of voor een petsluiting.

Deze petsluiting is niet met een bepaald aantal stappen instelbaar maar is traploos instelbaar.

Volgens berekeningen uit de antropometrische data is er een S/M-maat en een M/L-maat nodig voor zowel de handomvang, de polsomvang als de elleboogomvang. Vandaar dat dit bevestigingsmechanisme gemakkelijk te verwisselen moet zijn aan het meetsysteem. Het mechanisme van een fitbit charge 2 is de snelste en eenvoudigste manier om dit te doen. In het ontwerp wordt ook rekening gehouden met het plaatsen van de druksensor 10L zoals uit het marktonderzoek komt.

Het product dient waterbestendig te zijn. Om deze reden wordt er gekozen voor kunststof. Daarnaast heeft kunststof het voordeel dat het licht van gewicht is.



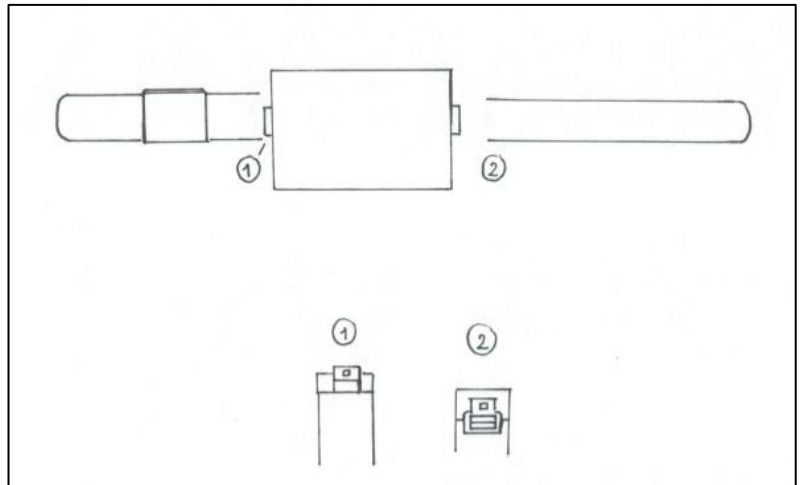
Figuur 25: Morfologische kaart

5.1.2 Totstandkoming concepten

Van de verschillende mogelijkheden, te zien in de morfologische kaart, worden twee conceptschetsen gemaakt. De onderdelen van de conceptschetsen worden in de morfologische kaart met stippellijnen weergegeven. De concepten zijn in onderstaande figuren weergegeven.

Concept 1

Dit concept, Figuur 26, is een rechthoekig model waarin een druksensor met de nodige elektronica kan worden bevestigd. De instelbaarheid van het bandje is gebaseerd op een petsluiting. Hierbij kan traploos worden ingesteld en is niet afhankelijk van bijvoorbeeld een 'gaatjessysteem'. Het bandje dat bevestigd wordt aan het rechthoekige model is gebaseerd op het mechanisme van een fitbit charge 2. Dit is een makkelijk systeem om een bandje snel te verwisselen. Dit is nodig omdat men te maken heeft met een S/M-maat en een M/L-maat op basis van de omvangsmaten berekend voor mannen en vrouwen.



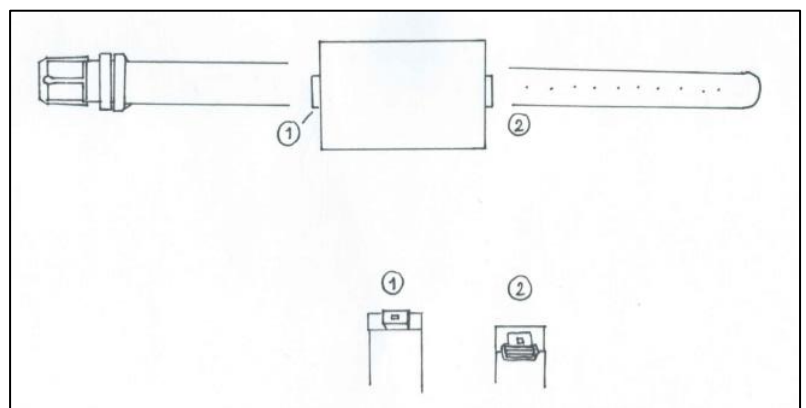
Figuur 26: Concept 1

Concept 2

Dit concept is gebaseerd op concept 1, alleen wordt er in plaats van een petsluiting een gespsluiting gebruikt, zie Figuur 27. Met behulp van de gespsluiting kan het juiste gaatje zorgen voor een goede afstelling van de omvangsmaat.

Het nadeel van de petsluiting is dat deze door de waterstroom open kan schieten en daardoor niet meer op de juiste positie instelbaar is.

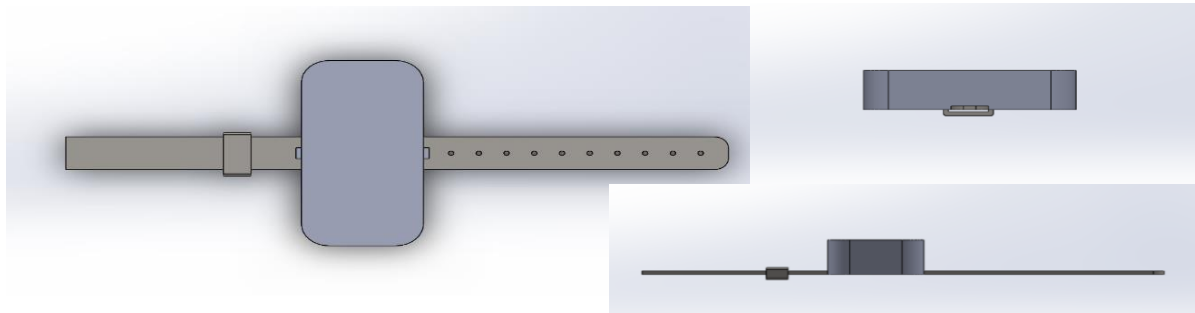
Het nadeel van een gespsluiting is weer dat je afhankelijk bent van het gaatjessysteem en niet tot enkele millimeters kan instellen. Op basis van bovenstaande voor- en nadelen wordt uiteindelijk gekozen voor de gespsluiting omdat men hiervan verzekerd is dat het systeem in ieder geval niet losschiet tijdens het zwemmen.



Figuur 27: Concept 2

5.2 Eindontwerp

Het eindontwerp, Figuur 28, laat de behuizing van het meetsysteem zien met de maximale dimensies zoals berekend volgens de antropometrie: lengte 85 mm, breedte 44 mm en dikte 20 mm.



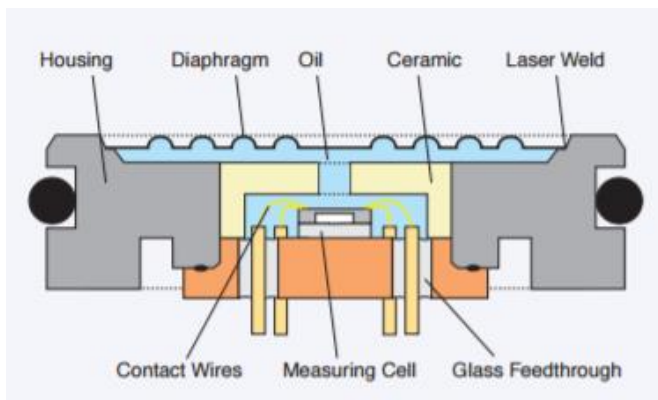
Figuur 28: Eindontwerp in SolidWorks

De bouwtekeningen van dit meetsysteem zijn in Bijlage 1 opgenomen. Het meetsysteem zelf zal gemaakt worden van een kunststof met een grote elasticiteitsmodulus en een hoge slagvastheid. Dit betekent dat het meetsysteem niet direct kapot gaat zodra er bijvoorbeeld tegen de badrand wordt gestoten. Daarnaast zijn de hoeken afgerond, in tegenstelling tot de concepten. Dit heeft ook als voordeel dat de hoeken niet snel beschadigen zodra er met het meetsysteem ergens tegenaan wordt gestoten. Het bandje zal gemaakt worden van siliconen of een ander buigzaam kunststof. Het moet bevestigd worden aan de hand/onderarm waardoor het prettig moet dragen en geen striemen mag veroorzaken.

5.2.1 Theoretische werking

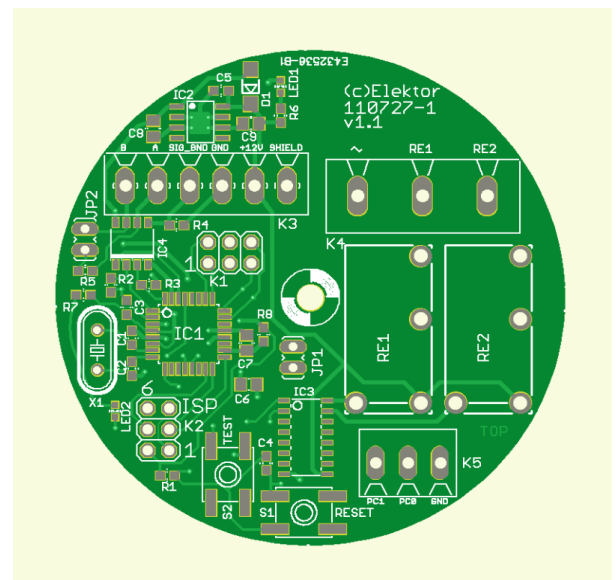
In dit meetinstrument wordt een absolute druksensor: 10L uit serie 10 van de collectie van Keller Holland in Reeuwijk toegepast. De doorsnede van deze druksensor ziet eruit zoals weergegeven in figuur 29.

Daarnaast moet deze sensor aangesloten worden op een printplaat. Bijgeleverde printplaat bij deze druksensor is de RS485, zie figuur 30 .

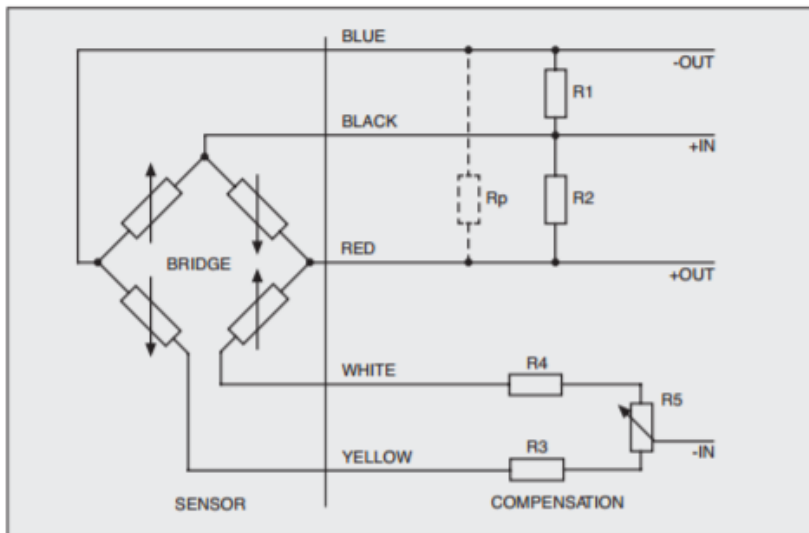


Figuur 29: Doorsnede van druksensor 10L

Voor het aansluiten van de druksensor op de printplaat is een schakeling nodig zoals weergegeven in Figuur 31. Zodra het diafragma van de sensor wordt vervormd, treden er weerstandsveranderingen op. Om de verandering van elektrische weerstand eenvoudig en nauwkeurig om te zetten in een elektrisch signaal, zijn de elektrische geleiders aangebracht in de vorm van een Wheatstone-



brug, in Figuur 31 aangegeven met 'bridge'. Met dit principe kan eenvoudig en nauwkeurig een elektrische weerstandsverandering worden gemeten ([Sick Sensor Intelligence Bilthoven], z.j.).



Figuur 31: Schakeling druksensor 10L

Om de gegevens te kunnen verzenden is een micro BLE (Bluetooth Low Energy) nodig. Een voorbeeld van zo'n micro BLE heeft afmetingen van 4.6 mm x 5.6 mm x 1.0 mm.

5.2.2 Praktische werking

De output van deze sensor is druk weergegeven in bar. Om dit om te rekenen naar kracht is de volgende formule nodig: $p = \frac{F}{A}$.

Druk (p) is de kracht (F) die loodrecht wordt uitgeoefend op een oppervlakte gedeeld door de grootte van het oppervlakte (A). Dit houdt in dat de druk vermenigvuldigd met het oppervlak de kracht weergeeft.

De sensor heeft een afmeting van $\varnothing 19 \times 15$ mm. Dit is een ronde sensor waardoor de oppervlakte van een cirkel wordt gebruikt: $\pi \cdot r^2$

$$druk (Pa) = \frac{kracht (N)}{oppervlakte cirkel (m^2)}$$

$$druk (Pa) = \frac{kracht (N)}{\pi \cdot r^2}$$

$$kracht (N) = druk (Pa) * (\pi \cdot r^2)$$

Daarbij staat 1 bar gelijk aan 100.000 Pascal.

Daarnaast zal de sensor geijkt moeten worden. Doordat men in het water te maken heeft met de waterkolom: op elke meter diepte neemt de waterdruk toe met 0,1 bar met daarbovenop de atmosferische druk, is het noodzakelijk om een 0-waarde te bepalen. De atmosferische druk schommelt omdat dit afhankelijk is van de weersomstandigheden en hoogte. Voor de start van de meting moet de sensor boven water worden gehouden om de 0-waarde te bepalen.

6. Discussie

Het doel van dit afstudeerproject is om een oriëntatie te maken voor de ontwikkeling van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestatie.

De belangrijkste bevinding uit deze oriëntatie is dat het meetsysteem de krachten tijdens de trek-, duw -en uithaalfase moet kunnen meten. De loodrechte kracht, de weerstandskracht, is de component die de grootste voortstuwingskracht levert.

Dit meetinstrument is een ontwerp op papier. Er wordt geen prototype gemaakt en getest waardoor moeilijk te bevestigen is welk concept het beste voldoet aan de gestelde eisen en wensen. Daarom is hier op basis van de voor -en nadelen een keuze gemaakt tussen de concepten. Het uiteindelijke concept beschikt over een gespsluiting. Men is hiervan verzekerd dat deze niet losschiet tijdens het zwemmen. Indien de petsluiting wordt toegepast, zal deze eerst getest moeten worden in het water. Het theoretisch nadeel hiervan is dat de petsluiting mogelijk losschiet door de waterstroomsnelheid. Dit product is nog niet vervaardigd en getest waardoor het niet haalbaar is om na te gaan of het voldoet aan de gestelde eisen en wensen. Het is nu dus nog de vraag of het ontworpen product echt zal voldoen aan de gestelde eisen en wensen. Allereerst zal de hardware ontworpen moeten worden zodat deze passen binnen de dimensies van het ontwerp en daarnaast zal deze werkend moeten zijn. Daarbij zal eerst getest moeten worden hoe de sensor moet worden gebruikt en of het huidige ontwerp praktisch in gebruik is. Daarnaast is de vraag of het meetsysteem betrouwbaar en valide meet. De validiteit, ook wel de geldigheid, van een test is de mate waarin de test meet wat het beoogt te meten. De betrouwbaarheid van het meetsysteem kan worden bepaald door twee of meer testen af te nemen. Of er sprake is van fouten in de uitkomsten die komen door toeval, kan worden onderzocht door een meting te herhalen. Naarmate bij de herhalingen overeenstemming is tussen de metingen is er minder sprake van fouten op basis van toeval. De betrouwbaarheid is dan dus hoog. Tussen deze metingen wordt een correlatie berekend. Deze correlatiecoëfficiënt bepaalt de betrouwbaarheid. Normaal gesproken liggen deze waardes tussen de -1 en +1. Bij +1 is er een positieve samenhang tussen de metingen en bij -1 is er een negatieve samenhang tussen de metingen.

Gedurende de zoektocht naar bestaande, soortgelijke meetsystemen is gestuit op het meetsysteem, de SmartPaddle, uit Finland. Dit meetsysteem was bij de opdrachtgever nog niet bekend. In de toekomst zal duidelijk worden of dit meetsysteem een toegevoegde waarde heeft ten opzichte van de SmartPaddle. Indien dit het geval is, zal verdere ontwikkeling nodig zijn voor dit meetsysteem. Het was lastig om een geschikte sensor te vinden die in het water kan meten. De huidige sensor, zoals in deze afstudeerscriptie wordt omschreven, is aangedragen door een expert. Deze prees zijn eigen sensor aan. Er zal dus nog een inventarisatie gemaakt moeten worden waarin meerdere keuzes tegen elkaar afgewogen kunnen worden.

Dit meetinstrument meet niet de exacte voortstuwingskracht van de hand/onderarm, maar alleen de loodrechte kracht, dus de weerstandskracht. Dit zal geen enorme gevolgen hebben voor de resultaten, omdat de liftkracht voor een (klein) deel bijdraagt aan de resulterende kracht. Als resultaat van het optreden van de liftkracht, zal deze in combinatie met de weerstandskracht tot een resultante kracht leiden die voor voortstuwung van de zwemmer zorgt. Indien men in de toekomst ook de liftkracht meetbaar wil maken, is een 3-assige krachtsensor gewenst. Mogelijk is de extreem platte krachtsensor van promovendus aan TU Twente Robert Brookhuis toepasbaar. Dit is een extreem platte krachtsensor van één mm dik met zes vrijheidsgraden. Deze is tevens voorzien van een accelerometer, gyroscoop en magnetometer. Echter is deze sensor niet waterbestendig. Met behulp van een coating zou deze sensor mogelijk waterdicht gemaakt kunnen worden en toegepast kunnen worden voor dit doeleinde.

Om de 0-waarde te bepalen, wordt het meetinstrument geijkt: voor een meting wordt het meetinstrument boven water gehouden. Deze waarde is de atmosferische druk en wordt aan het eind van het signaal afgetrokken. Dit is een vrij omslachtige manier om een 0-waarde te bepalen. In de toekomst zou dit op een gemakkelijkere manier moeten kunnen.

Het eindontwerp beschrijft echter de maximale afmeting van het meetinstrument. Het is haalbaar om de dimensies van het ontwerp kleiner te maken indien een kleine, platte sensor toegepast kan worden in het ontwerp en de nodige elektronica ook binnen de gestelde dimensies van de behuizing van het meetsysteem passen.

In dit ontwerp is vooral georiënteerd op het ontwikkelen van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestaties. Daaruit is ook een geschikte druksensor gekomen voor toepassing. Echter is nog niet gekeken naar de plaatsing van deze sensor in het meetsysteem. Daarnaast moet ook nog verder aandacht worden besteed aan de nodige elektronica om de druksensor aan te kunnen sluiten en van voeding te kunnen voorzien. Ook moet georiënteerd worden naar de mogelijkheden om de gegevens te kunnen zenden via Bluetooth.

In de zwemsport wordt veelal gekeken naar de bewegingen zoals de slaglengte en naar fysiologische parameters. Echter ontbreekt nog altijd de informatie over krachten bij zwemmers. Daarom is een eerste bijdrage geleverd aan een meetsysteem dat informatie verschaft over de krachten op hand en/of onderarm tijdens het zwemmen.

7. Conclusie en aanbevelingen

Conclusie

In deze afstudeerscriptie is een eerste aanzet geleverd voor het ontwerpen van een meetsysteem en met name een oriëntatie gemaakt voor het ontwikkelen van een feedback systeem dat informatie geeft over de zwemprestaties. Daaruit is vooral gebleken welke kracht meetbaar gemaakt moet worden, welke sensoren mogelijk toepasbaar zijn in het ontwerp en hoe dit ontwerp eruit komt te zien. In de inleiding is het doel gesteld: *Het doel van dit afstudeerproject is om een oriëntatie te maken voor de ontwikkeling van een meetsysteem dat informatie geeft over de zwemprestatie.* Terugkijkend op het ontwerp kan geconcludeerd worden dat dit doel is behaald.

Aanbevelingen

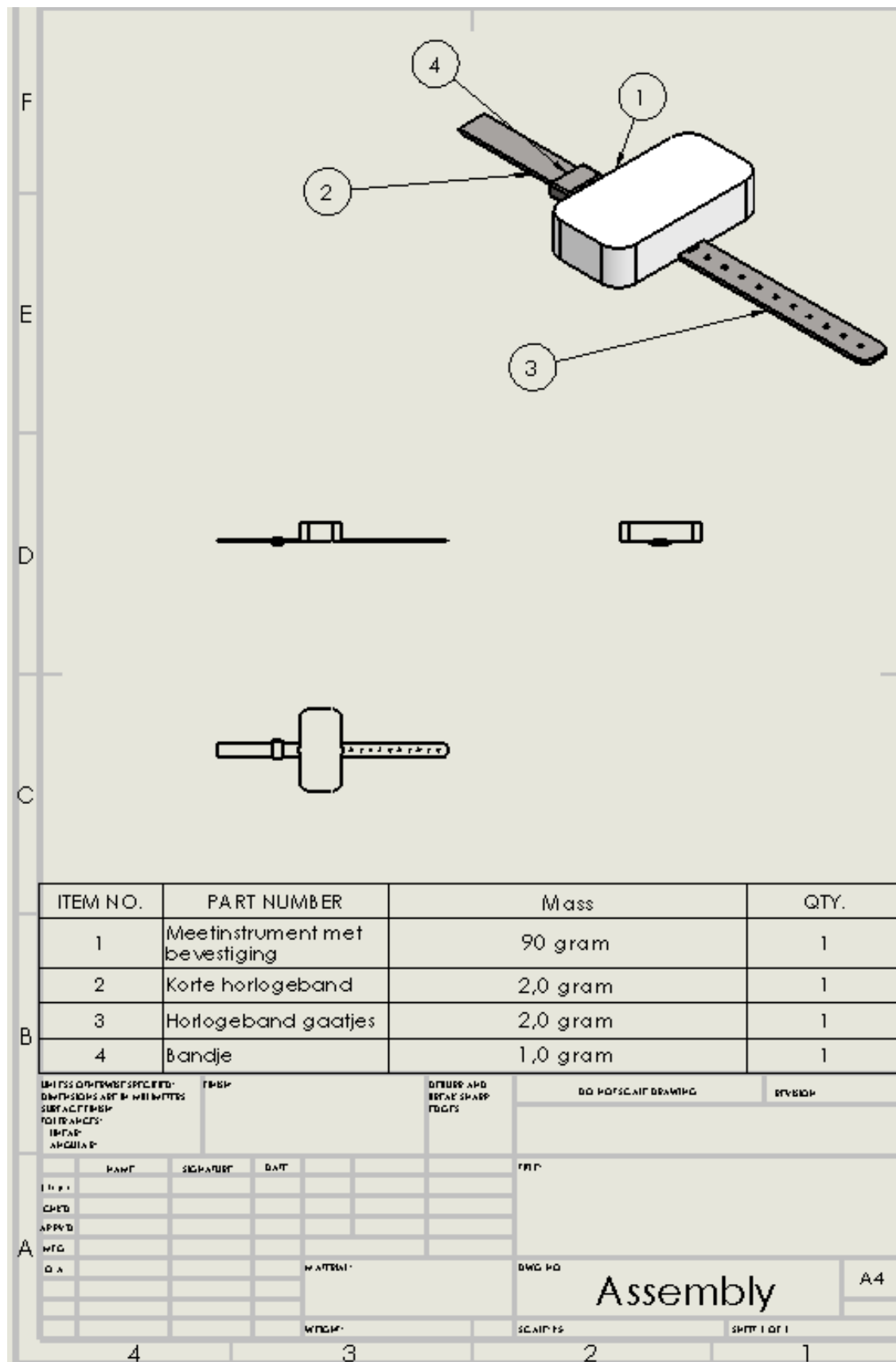
Ondanks dat dit ontwerpdoel is behaald zal een verdere ontwikkeling uitgevoerd moeten worden om een goed werkend meetsysteem te vervaardigen. Allereerst zal er nog verdieping nodig zijn voor de technische uitvoer van het meetsysteem, zoals de plaatsing van de sensor. Daarnaast moet deze druksensor in contact zijn met het water waardoor er in het meetsysteem een opening gemaakt moet worden. Naast het plaatsen van de druksensor moet nagegaan worden hoe deze druksensor aangesloten moet worden op een printplaat. Ook zal er een oriëntatie nodig zijn voor een Bluetooth chip om de gegevens te kunnen verzenden. Echter zal deze druksensor ook van voeding moeten worden voorzien met behulp van een accu of batterij. Hiervoor is ook nog een goede oriëntatie gewenst.

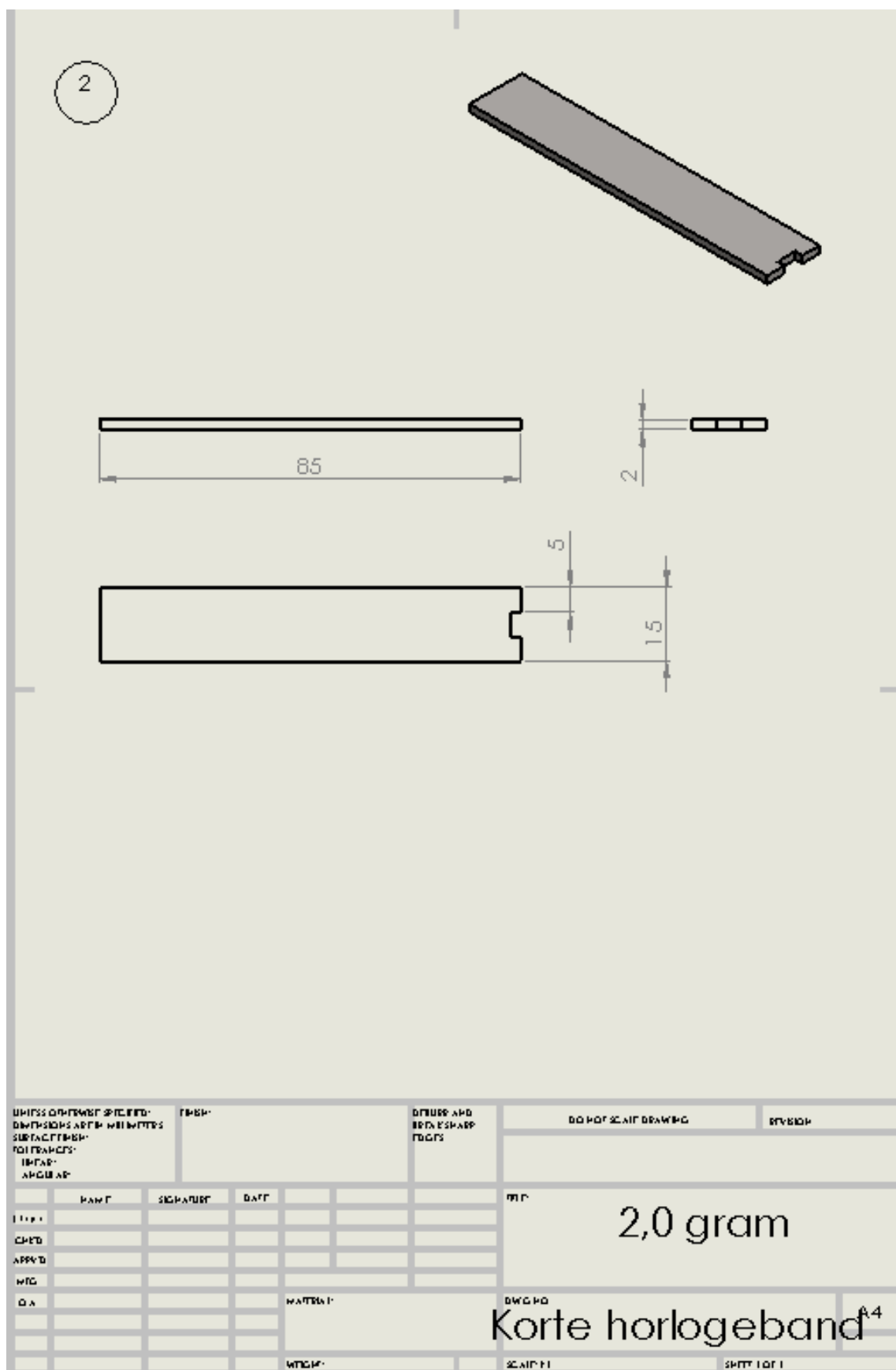
Literatuurlijst

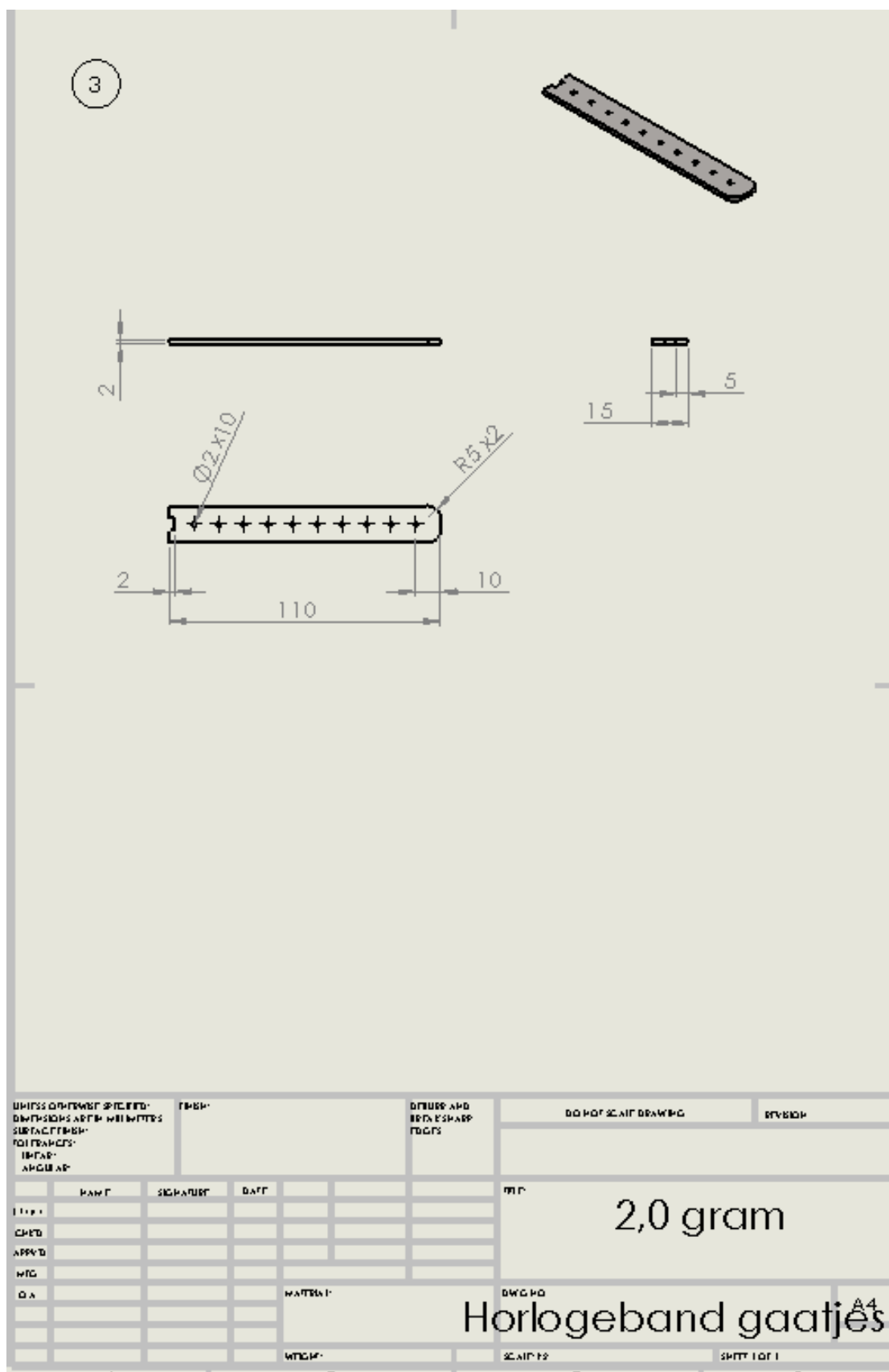
- Bak, K. (1996). Nontraumatic glenohumeral instability and coracoacromial impingement in swimmers. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 6(3), 132-144.
- Berger, M., & Hollander, P. (1997). Voortstuwing tijdens zwemmen. *Versus Tijdschrift voor Fysiotherapie*, 15e jrg 1997, no. 5 (pp. 223 - 233).
- Borstcrawl, z.j. Geraadpleegd op 22 maart 2017 van <https://www.zwemwiki.org/tiki-index.php?page=Borstcrawl>
- Broeren, B. (2013, September). Antropometrische data. Afdeling: Technology, Innovation & Society Den Haag.
- Ganzevles, A., Daanen, H. A. M., Beek, P. J., & Truijens, M. (2016). Een duik in de accelerometrie. *Sportgericht*, 70, 3, 50-55.
- Heinlein, S. A., & Cosgarea, A. J. (2010). Biomechanical considerations in the competitive swimmer's shoulder. *Sports health*, 2(6), 519-525.
- Hoekstra, Niels & Huis in 't Veld, Carien (juni 2008). Inzichten in de zwemmersschouder voor fysiotherapeuten. Geraadpleegd op 22 maart 2017 van <http://kennisbank.hva.nl/document/219057>
- Huisman, Frank (13 januari 2012). De vijf basiselementen van de borstcrawl. Geraadpleegd op 23 maart 2017 van <http://transition.nl/2012/01/de-vijf-basiselementen-van-de-borstcrawl/>
- Maglischo, E. W. (2003). *Swimming fastest*. Human Kinetics.
- Propulsie of positieve weerstand, z.j. Geraadpleegd op 27 maart 2017 van <http://www.schoolzwemmen.be/zwemtechnieken/biomechanica/propulsie.html>
- Sick Sensor Intelligence Bilthoven, z.j. Geraadpleegd op 11 mei 2017 van <https://www.sick.com/medias/Artikel-Welke-druksensor-is-geschikt-voor-uw-applicatie.pdf?context=bWFzdGVyfHJvb3R8MjMyNDkwOHxhcHBsaWNhdGlvbi9wZGZ8aDI0L2gyNy84OTA5NDc0MzY1NDcwLnBkZnwwM2UwMWMYyZm3NjE5YzhINGEzYzQ0ZWZiNWNkMjFiZjhlZTkzZDVmNmVlZDQ5MDBmNWE0Zjc4NjA>
- Takagi, H., & Sanders, R. (2002). Measurement of propulsion by the hand during competitive swimming. *The engineering of sport*, 4, 631-637.
- Takagi, H., & Wilson, B. (1999). Calculating hydrodynamic force by using pressure differences in swimming. *Biomechanics and medicine in swimming*, 8, 101-106.
- Toussaint, H. M., & Beek, P. J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports medicine*, 13(1), 8-24.
- van Heuveln, G. (2013). Paralympisch zwemmen Succesvol. *Sportgericht*, 67, 4, 43-45.
- Vrije slag, z.j. Geraadpleegd op 22 maart 2017 van <http://www.ijsselmeerhuizen.nl/index.php/zwemslagena/vrije-slag>

Bijlagen

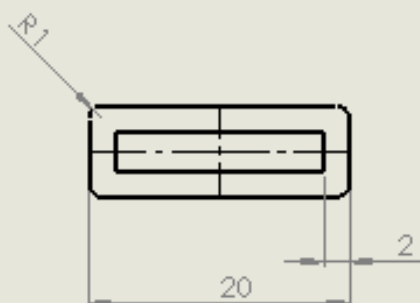
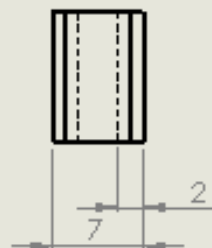
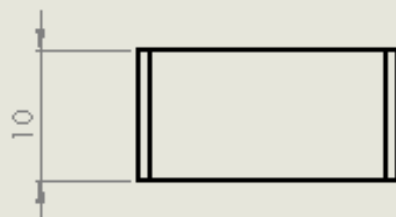
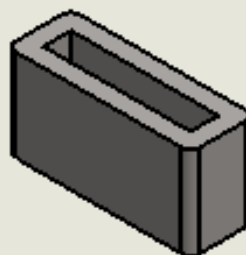
1. Bouwtekeningen SolidWorks







4



ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY.
1	Bandje	1,0 gram	1

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: FOR FINISHES: TEXT: ANGULAR		FINISH		DIMS AND DETAILED FIGS		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DATE		SIGNATURE		DATE		MATERIAL		1,0 gram	
CHECKED		APPROVED		DATE		DRAWING		Bandje	
Q.A.		DATE		SIGNATURE		SCALE		A4	
WEEK		DATE		SIGNATURE		SCALE		SHEET 1 OF 1	