

Het meten van rompbewegingen bij het rolstoelbasketbal met behulp van inertieële sensoren

Afstudeerscriptie

Michelle Hamar de la Brethonière

Opleiding Bewegingstechnologie
De Haagse Hogeschool

Juni 2015

Het meten van rompbewegingen bij het rolstoelbasketbal met behulp van inertieële sensoren

Afstudeerscriptie

Michelle Hamar de la Brethonière

Opleiding Bewegingstechnologie
De Haagse Hogeschool

Juni 2015

In opdracht van:

ECBT

Onderzoeksproject 'De perfecte sportrolstoel'

Eerste begeleider: Annemarie de Witte

Tweede begeleider: Rienk van der Slikke

Voorwoord

Deze scriptie is geschreven naar aanleiding van mijn afstuderen aan de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Tijdens mijn afstudeerperiode heb ik mij in opdracht van het expertisecentrum Bewegingstechnologie (ECBT) en het onderzoeksproject 'De perfecte sportrolstoel' bezig gehouden met het meten van rompbewegingen bij het rolstoelrijden met behulp van inertiaële sensoren.

Ik wil Annemarie de Witte en Rienk van der Slikke bedanken voor de goede begeleiding en alle tips tijdens mijn afstuderen.

Daarnaast wil ik Mark Schrauwen en Thomas Beekhuizen bedanken voor de hulp met het OptiTrack systeem.

Ook wil ik mijn proefpersonen bedanken voor hun medewerking.

Den Haag, juni 2015

Michelle Hamar de la Brethonière

Inhoudsopgave

Voorwoord	2
Samenvatting.....	5
Inleiding.....	6
Introductie.....	6
Performance-doelen en Performance-condities.....	6
Rolweerstand	6
Gewichtsverdeling op een rolstoel.....	7
Propulsie.....	7
Schouderpositie.....	8
Zithouding.....	8
Zitbalans	8
Rompbewegingen meten	8
Het meten van de bewegingen met behulp van inertieële sensoren	9
Algoritmes en filtermethodes	10
Het complementaire filter.....	10
Doelstelling en hypothesen	11
Methode.....	12
Metingen	12
Inertiële sensoren.....	12
3D optisch meetsysteem	12
Testcircuit	12
Synchronisatie	13
Dataverwerking	14
Shimmers.....	14
OptiTrack	14
Splitting in verschillende onderdelen.....	14
Root Mean Square Error (RMSE).....	15
Resultaten	16
Discussie	20
De afwijking.....	20
Positionering IMU.....	22
Grotere snelheden	22
Vervolgonderzoek	23

Conclusie	24
Bibliografie	25
Bijlage 1: Meetprotocol.....	27
Bijlage 2: Projectvoorstel.....	37

Samenvatting

Inleiding

Om de rolstoel en de rolstoelinstellingen beter aan te kunnen passen op rolstoelbasketballers, is het van belang zo veel mogelijk informatie over rolstoelinstellingen en de interactie tussen atleet en rolstoel te verkrijgen. Hierbij is het belangrijk te weten hoe de atleet zijn romp beweegt ten opzichte van de rolstoel. Rompbewegingen kunnen worden gemeten met inertiaële sensoren. Hiervoor moeten de signalen van bijvoorbeeld accelerometers en gyroscopen worden gecombineerd. In dit onderzoek wordt gezocht naar algoritmes die deze signalen zo combineren dat de flexie/extensie en lateroflexie hoeken kunnen worden gemeten. Om te bepalen of het algoritme betrouwbaar de hoeken meet, worden de resultaten vergeleken met een 3D optisch meetsysteem als gouden standaard.

Methode

Acht proefpersonen zijn uitgerust met een IMU op de romp, er is zowel met de IMU op de rug als met de IMU op de rug gemeten. De romp en de rolstoel zijn uitgerust met markers op een romp en rolstoel. De proefpersonen hebben in een rolstoelbasketbalstoel een testcircuit afgelegd waarin de volgende acties aan bod kwamen: naar de grond reiken, sprinten, draaien op de plek, draaien op de plek met romp naar voren geflecteerd, halve cirkel linksom rijden, halve cirkel rechtsom rijden. De twee meetsystemen zijn handmatig gesynchroniseerd.

De hoeken op basis van de IMU zijn berekend aan de hand van een complementaire filter, waarin het geïntegreerde signaal van de gyroscoop en oriëntatie van de accelerometer ten opzichte van de zwaartekracht zijn gestopt. De data is opgesplitst in de verschillende acties.

De afwijking tussen de twee meetsystemen is bepaald met de RMSE.

Discussie

De gemiddelde afwijkingen zijn groter dan in andere literatuur gevonden is. Dit kan voor een deel verklaard worden doordat de bewegingen op hogere snelheid plaatsvinden, maar waarschijnlijk wordt dit voor en groot deel veroorzaakt door fouten in de OptiTrack data. Door deze fouten kan de grootte van de gemiddelde afwijking niet betrouwbaar worden bepaald, ook kan niets worden gezegd over de positie van de IMU op de romp. Wel blijkt uit de resultaten dat de afwijking groter wordt als de snelheid toeneemt. Voor het algoritme geldt in ieder geval dat bij de lateroflexie het gyroscoop zwaarder moet wegen, de accelerometer is voor deze beweging minder betrouwbaar dan de gyroscoop.

Conclusie

Het onderzoek is niet geslaagd. Door fouten in de gouden standaard zijn de resultaten niet betrouwbaar. In vervolg onderzoek moet daarom gezocht worden naar een manier waarbij geen fouten in de gouden standaard zitten.

Inleiding

Introductie

Het onderzoeksproject 'De perfecte sportrolstoel' is een vierjarig project, waarbij onderzoek wordt gedaan naar sportrolstoelen. Het onderzoek wordt toegepast op rolstoelbasketbal. De overkoepelende vraag die uiteindelijk beantwoord dient te worden is, zoals geformuleerd door het Nationaal Regieorgaan Praktijkgericht Onderzoek SIA (z.d.): "Welke rolstoel en rolstoelinstelling past het best bij welke rolstoelbasketbalspeler, afhankelijk van fysieke eigenschappen, vaardigheden en veldpositie?"

Om op deze vraag antwoord te kunnen geven, moet eerst bekend zijn welke rolstoelinstellingen er zijn, hoe de interactie is tussen de atleet en de rolstoel en hoe de atleet presteert met zijn huidige rolstoelinstellingen.

Performance-doelen en Performance-condities

Voor een rolstoelsporter zijn acceleratie/snelheid, wendbaarheid, stabiliteit en reach belangrijke eigenschappen en worden daarom door van Breukelen (z.d.) ook wel Performance-doelen genoemd. De rolstoelinstellingen moeten gericht zijn op het optimaal behalen van deze doelen. Om dit te bereiken heeft van Breukelen (z.d.) drie Performance condities opgesteld.

1. De rolweerstand moet zo laag mogelijk zijn
2. De propulsie moet zo optimaal mogelijk verlopen
3. De zitstabiliteit/zitbalans moet in orde zijn

Van Breukelen heeft per Performance-conditie bepaald welke rolstoelinstellingen bijdragen aan deze condities, de zogenaamde Performance-indicatoren.

Rolweerstand

Een lagere rolweerstand zorgt ervoor dat met dezelfde door de atleet geleverde energie een hogere snelheid haalbaar is (Breukelen, z.d.). De door van Breukelen genoemde Performance-indicatoren voor rolweerstand zijn:

- Gewicht/Stijfheid
- Antitip
- Gewichtsverdeling (zwaartepunt-as-positie)
- Wielbasis
- Banden
- Uitspoor/Toespoor
- Camber
- Voorwielen

De Performance-indicator gewichtsverdeling wordt in grote mate beïnvloed door de interactie van de atleet met de rolstoel.

Gewichtsverdeling op een rolstoel

De positie van het lichaamszwaartepunt van de rolstoel-atleet combinatie ten opzichte van de achterwielen bepaald de gewichtsverdeling op de voor- en achterwielen van de rolstoel. Voor de rolweerstand geldt, hoe groter het wiel, hoe kleiner de rolweerstand (Oonk, 2005). De rolweerstand van de rolstoel is lager als er meer gewicht zit op de achterwielen, aangezien de rolweerstand van de achterwielen lager is dan de rolweerstand van de voorwielen. Bovendien zorgt meer gewicht op het achterwiel voor meer wrijving, waardoor het wiel meer grip heeft op de ondergrond en minder snel gaat slippen. Voor de achterwielen, die aangedreven worden, is dit gunstig. Voor de acceleratie en snelheid van een rolstoelatleet is het dus het best als het lichaamszwaartepunt van de atleet en rolstoel samen net voor de achteras van de rolstoel zit. Als het lichaamszwaartepunt precies boven de achteras zou zitten, zal de rolstoel tijdens het pushen op het tipwieletje kantelen, omdat de atleet dan een achteroverkantelend moment levert.

Daarnaast heeft de gewichtsverdeling ook direct invloed op de wendbaarheid van de rolstoel (Breukelen, z.d.). Hierbij geldt dat het voor de wendbaarheid gunstig is als het lichaamszwaartepunt van de atleet en rolstoel samen boven de achteras van de rolstoel zit. De afstand tussen het lichaamszwaartepunt en de verticale draaiingsas is dan het kleinst. Bij een kleinere momentarm is het massastraagheidsmoment kleiner, waardoor het makkelijker is om te draaien (Hibbeler, 2011).

De gewichtsverdeling wordt voor een groot deel bepaald door de positie van de achteras ten opzichte van de zitting. Tijdens een statische meting is de gewichtsverdeling op voor- en achterwielen eenvoudig te berekenen. Bijvoorbeeld door de achterwielen op een weegschaal te zetten en tegelijkertijd de voorwielen op een andere weegschaal te zetten. Zo kan de verhouding tussen het gewicht op de achterwielen en het gewicht op de voorwielen bepaald worden. Echter, deze gewichtsverdeling is afhankelijk van de positie van de romp en verandert direct als de atleet zijn romp beweegt ten opzichte van de rolstoel.

Propulsie

De mechanische efficiëntie van rolstoelrijden is slechts 11,5% bij getrainde rolstoelatleten (Mason, van der Woude, & Goosey-Tolfrey, 2011). Het grootste deel van de energie die erin wordt gestopt komt dus niet ten goede aan het voortbewegen, de rest van de energie gaat onder andere verloren aan het stabiliseren van het schoudergewricht en het vasthouden van de hoepel (Breukelen, z.d.). Het is dan ook belangrijk dat de instellingen van de rolstoel zo zijn dat de mechanische efficiëntie zo hoog mogelijk is. De door van Breukelen (z.d.) genoemde Performance-indicatoren voor propulsie zijn:

- Gewicht en stijfheid
- Antitip
- Schouderpositie (schouder/hoepel)
- Zithoudingsondersteuning/zithouding
- Achterwielen/hoepels

Hierbij worden de schouderpositie en de zithouding mede beïnvloed door de interactie tussen de atleet en de rolstoel.

Schouderpositie

De positie van de schouder ten opzichte van de hoepel beïnvloedt de mate van een efficiënte propulsie. Een lagere positie van de schouder ten opzichte van de hoepel zorgt ervoor dat er minder spieractiviteit nodig is en dat de hoek waarover de hoepel gepusht wordt, groter is (Masse, Lamontagne, & O'Riain, 1992). Dit geldt met name voor een pusstechniek waarbij alleen gebruik wordt gemaakt van de armkracht. Deze techniek wordt gebruikt door atleten die als gevolg van hun beperking geen of een verminderde rompfunctie hebben. Atleten met volledige rompfunctie brengen tijdens het pushen hun romp naar voren en beneden (Breukelen, z.d.). Hiermee neemt de hoek waarover de hoepel gepusht kan worden toe. Rolstoelbasketbalatleten met rompfunctie kiezen daarom vaak voor een hogere schouderpositie ten opzichte van de hoepel, zodat ze bij bijvoorbeeld het schieten op de basket voordeel hebben ten opzichte van de atleten zonder rompfunctie met een lagere schouderpositie (Breukelen, z.d.).

Zithouding

Voor de zithouding is het belangrijk dat de bekkenstand neutraal is, niet naar voren gekanteld en niet naar achteren gekanteld. De zitting onder het bekken moet hiervoor horizontaal zijn en het laagste deel van de rugleuning verticaal (Breukelen, z.d.). Bij atleten zonder rompfunctie, waarbij de zitting laag zit, gaat de zitting onder de bovenbenen schuin omhoog, waardoor de knie hoger komt te zitten en de massa van de benen zich naar achteren verplaatst.

Bij atleten met rompfunctie, waarbij de zitting hoger zit, zitten de bovenbenen meer horizontaal, de onderbenen worden daarentegen naar achteren geplaatst, zodat ook hier de massa van de benen naar achteren verplaatst.

Zitbalans

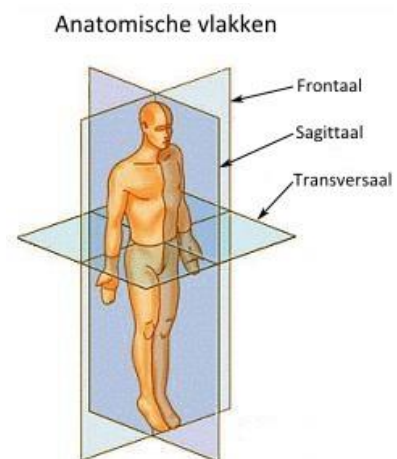
Het vermogen om het deelzwaartepunt van de romp en de bovenste extremiteiten boven het steunvlak te houden, is de zitbalans. De Performance-indicatoren van zitbalans zijn volgens van Breukelen (z.d.):

- Zithoudingsondersteuning/zithouding
- Strapping

Voor zitbalans geldt dat atleten met rompfunctie veel meer deze balans met behulp van hun rompspieren kunnen verkrijgen. Atleten zonder of met beperkte rompfunctie zijn meer afhankelijk van strapping of een zithouding daarin bijvoorbeeld het bekken vastgezet wordt tussen rugleuning en bovenbenen.

Rompbewegingen meten

Voor alle drie de performance-condities is het dus van belang te weten wat een atleet met zijn romp doet. Vooral de mate waarin de atleet zijn romp beweegt in het sagittale vlak, zie *figuur 2*, de flexie en extensie van de romp. Maar tijdens een rolstoelbasketbalwedstrijd wordt ook voor 20 – 30% van de tijd gedraaid (de Witte, 2015). Daarbij wordt de romp ook bewogen in het frontale en het transversale vlak, zie *figuur 2*, de lateroflexie en rotatie van de romp.



Figuur 1. De anatomische vlakken

Voor het meten van bewegingen van lichaamssegmenten in 3D wordt vaak gebruik gemaakt van optische bewegingsanalyse systemen. Het probleem hierbij is dat de systemen duur zijn en er altijd een beperkt meetgebied is (Mayagoitia, Nene, & Veltink, 2002).

Een andere methode om kinematische gegevens van een beweging te kunnen meten is met behulp van een inertial measurement units (IMU's), bestaande uit inertiële sensoren als accelerometers, gyroscopen en magnetometers.

Het is al mogelijk om tijdens een rolstoelbasketbalwedstrijd met behulp van deze IMU's nauwkeurig de bewegingen van een rolstoel te meten (van der Slikke, 2015). IMU's nemen weinig ruimte in beslag en zijn niet gebonden aan een bepaald meetgebied, zoals dit bij veel andere bewegingsregistratie-systemen het geval is. De data wordt opgeslagen op de SD-kaart van de IMU of via bluetooth naar een computer verzonden, het systeem is daardoor draadloos. Het systeem kan daarom zelfs gebruikt worden om tijdens wedstrijden te meten. Ook kunnen met dit meetsysteem meerdere atleten tegelijkertijd worden gemeten.

De vraag is of met inertiële sensoren ook de bewegingen van de romp ten opzichte van de rolstoel nauwkeurig kunnen worden gemeten.

Het meten van de bewegingen met behulp van inertiële sensoren

IMU's bestaan meestal uit een 3-assige accelerometer en een 3-assige gyroscoop voor het meten van bewegingen in 6 vrijheidsgraden en vaak zit er ook een 3-assige magnetometer bij voor bewegingen in 9 vrijheidsgraden. In verschillende onderzoeken, in zowel de revalidatie als de sport, zijn inertiële sensoren gebruikt voor het meten van kinematische variabelen, zoals de kniehoek tijdens verschillende bewegingen (Favre, Jolles, Aissaoui, & Aminian, 2008), de oriëntatie van de romp bij het lopen op een loopband (Mazza, Donati, McCamley, Picerno, & Cappozzo, 2012) en heup, knie en enkel-hoeken en de hoek tussen 2 ski's bij het schansspringen (Chardonens, Favre, Cuendet, Gremion, & Aminian, 2013).

Een accelerometer meet de versnelling van de sensor in de drie richtingen inclusief de zwaartekrachtversnelling. Bij geen of minimale versnellingen door verplaatsing kan een accelerometer gebruikt worden om de oriëntatie van een lichaamssegment ten opzichte van de zwaartekracht te meten (Luinge & Veltink, 2005; Mazza et al., 2012). Echter in dynamische metingen, waarbij de versnellingen groter zijn, is het gebruik van een accelerometer voor het meten van oriëntatie minder nauwkeurig al zal het leiden tot fouten (Luinge & Veltink, 2005). Daarnaast kan een accelerometer niet meten hoe de oriëntatie van een segment is ten opzichte van de verticale as en kan dus nooit een complete beschrijving geven van de oriëntatie (Luinge & Veltink, 2005).

Een gyroscoop meet de hoeksnelheid. Door het signaal van de gyroscoop te integreren kan de verandering in oriëntatie worden bepaald. Echter, wanneer er een fout zit in de gemeten data, wordt deze fout vergroot als het signaal geïntegreerd wordt (Luinge & Veltink, 2005). Daarnaast kan een offset in het gyroscopsignaal leiden tot driftfouten na integratie (Favre, Jolles, Siegrist, & Aminian, 2006). Ook moet voor een absolute oriëntatie op één tijdstip de oriëntatie bekend zijn (Luinge & Veltink, 2005).

Een magnetometer meet de oriëntatie van de sensor ten opzichte van het aardmagnetisch veld, en daarmee dus de oriëntatie om de verticale as. Het nadeel van het gebruik van een magnetometer is, dat het magnetisch veld in een ruimte niet constant is en door de aanwezigheid van magnetische materialen, zoals ijzer, verstoord wordt (Favre et al., 2008; Favre et al., 2006; Luinge & Veltink, 2005; Roetenberg, Baten, & Veltink, 2007). De data van de magnetometer zal bij metingen bij rolstoelbasketbalwedstrijden niet nauwkeurig zijn, door de aanwezigheid van magnetische materialen op de rolstoelen.

Bij een combinatie van een accelerometer en een gyroscoop kan het signaal van de gyroscoop worden gecorrigeerd aan de hand van het signaal van de accelerometer. Deze combinatie is in verschillende onderzoeken gebruikt (Favre et al., 2008; Favre et al., 2006; Luinge & Veltink, 2005; Mazza et al., 2012). Het signaal van de accelerometer kan echter niet corrigeren voor rotaties om de verticale as. De oriëntatie ten opzichte van de verticale as kan daarom waarschijnlijk minder nauwkeurig worden bepaald. In het rolstoelbasketbal zal het gaan om de rotatie beweging van de romp. De belangrijkste beweging van de romp bij rolstoelbasketbal, de flexie en extensie, zou theoretisch wel nauwkeurig kunnen worden bepaald met deze methode.

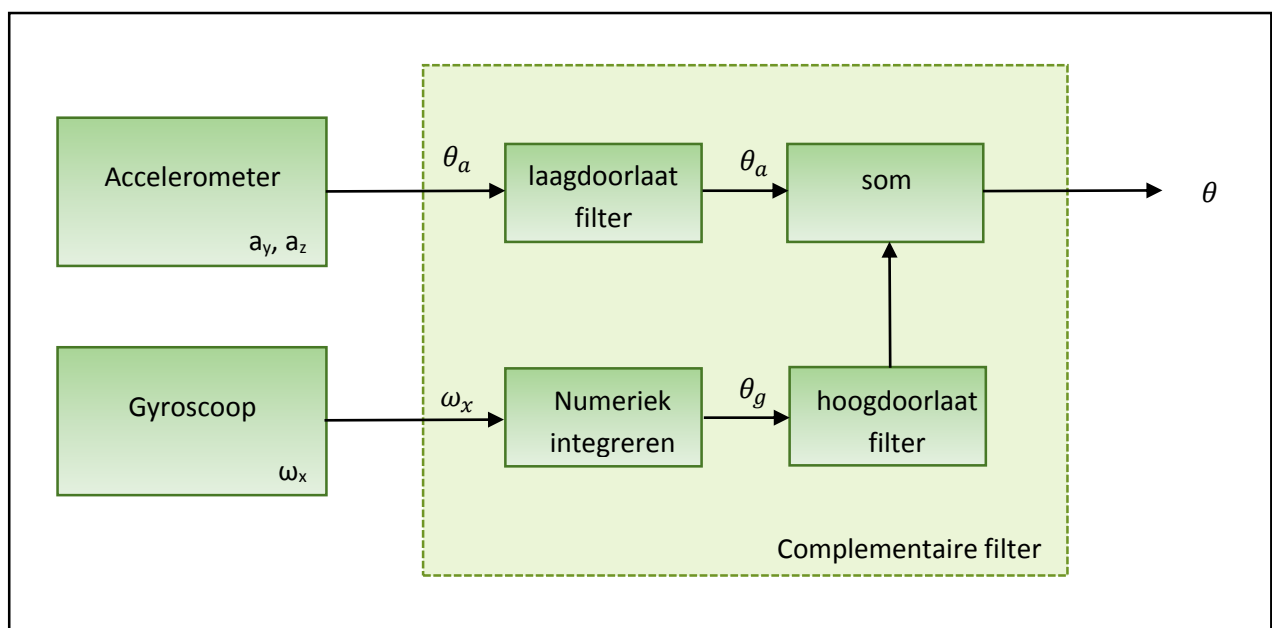
Algoritmes en filtermethodes

Om vanuit de data van de accelerometers en gyroscopen tot betrouwbare hoeken te komen, moet de data van beide signalen worden gecombineerd en moeten de fouten eruit worden gefilterd.

Het complementaire filter

Een makkelijke en snelle methode is een complementair filter. Een complementair filter wordt bijvoorbeeld in de robotica gebruikt om een robot of drone in balans te houden (Esfandyari, De Nuccio, & Xu, 2011).

In *figuur 2* is een blokdiagram van het complementaire filter te zien.



Figuur 2. Blokdiagram complementair filter

In formulevorm ziet een complementair filter er als volgt uit.

$$\theta = A \cdot \theta_g + (1 - A) \cdot \theta_a \quad (1)$$

Hierbij is A de filter constante, deze is altijd tussen 0 en 1. Stel dat A 0,95 is, dan wordt *formule (1)*

$$\theta = 0,95 \cdot \theta_g + 0,05 \cdot \theta_a \quad (2)$$

Bij dit filter wordt een hoek om een bepaalde as bepaald door het gyroscoopsignaal van deze zelfde as en door het accelerometer signaal van de twee assen die loodrecht op deze as staan. Stel dat de flexie/extensie as van de romp in hetzelfde vlak zit als de x-as van de imu. Dan wordt de hoek berekend door het x-signaal van de gyroscoop en het y- en z- signaal van de accelerometer in het filter te stoppen.

Met een complementaire filter kan geen 3D hoek worden berekend, enkel de hoek in één vlak.

Natuurlijk kan wel 2 keer een 1D hoek worden berekend. Zo kunnen zowel de flexie/extensie hoek als de lateroflexiehoek worden berekend. De rotatie van de wervelkolom kan niet worden berekend, omdat de accelerometer geen zwaartekracht kan meten in dit vlak.

Doelstelling en hypotheses

De doelstelling van dit onderzoek is het opstellen van algoritmes waarmee betrouwbaar en valide de flexie/extensie- en lateroflexiebeweging van de romp kunnen worden gemeten. In dit geval zal gezocht worden naar de beste waarde voor A binnen het complementaire filter. De uitkomsten van de IMU zullen vergeleken worden met een gouden standaard. In dit geval is de gouden standaard een optisch 3D meetsysteem, de OptiTrack. Daarnaast zal worden onderzocht wat het effect is van de positionering van de IMU op de romp. Ook zal gekeken worden of de snelheid waarop de bewegingen worden uitgevoerd, invloed heeft.

Verwacht wordt dat de bewegingen van de romp (flexie/extensie en lateroflexie) kunnen worden gemeten met IMU's, er zijn genoeg voorbeelden in de literatuur. De voorbeelden van een complementaire filter in de robotica zijn alleen vaak bewegingen op lage snelheid, of er is bekend wat de snelheden van het voorwerp zijn. Verwacht wordt dat het filter op hogere snelheden met meer optredende versnellingen, minder betrouwbaar wordt. Verwacht wordt dat de positie van de sensor geen invloed heeft op de meting.

Methode

Metingen

In totaal hebben 8 proefpersonen (4 mannen, 4 vrouwen, $22,5 \pm 2,1$ jaar), zonder rolstoelervaring, een serie van testen afgelegd in een basketbalrolstoel. Er is voor proefpersonen zonder rolstoelervaring gekozen, omdat de vraag van het onderzoek is of inertiaële sensoren de bewegingen van de romp nauwkeurig kunnen meten. Zij zullen wel acties uitvoeren die in het rolstoelbasketbal gezien worden (de Witte, 2015).

Inertiële sensoren

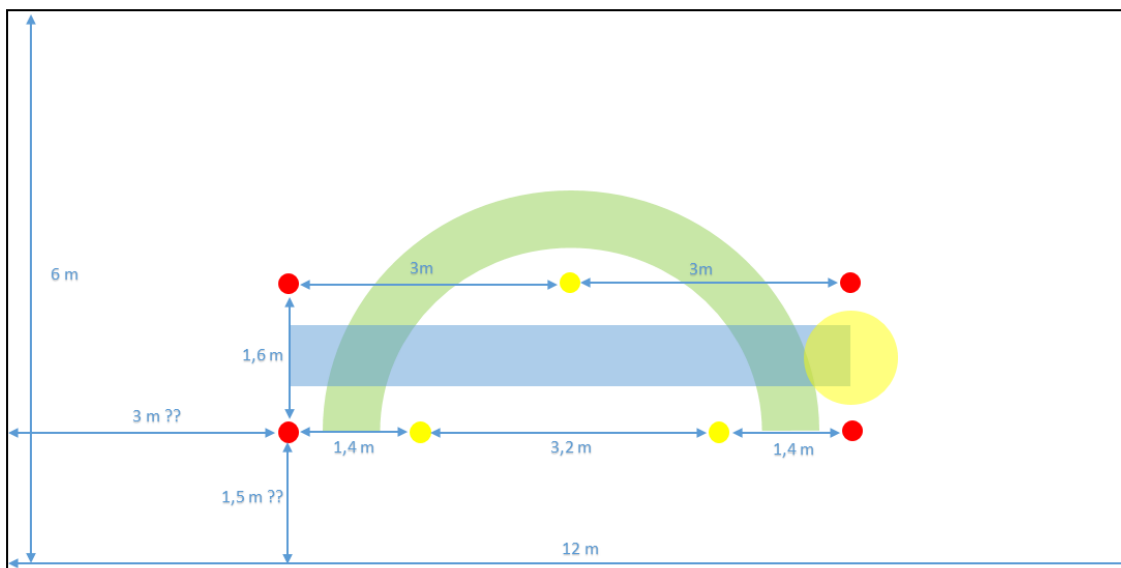
De proefpersoon is uitgerust met een IMU (Shimmer3, ShimmerSensing), de IMU is door middel van een romphesje bevestigd. Er is gemeten met de IMU op de rug, tussen de scapula's ter hoogte van de angulus inferior, en met de IMU op de borst, op het sternum, de bovenkant van de sensor ter hoogte van de incisura jugularis. Er is gemeten met een frequentie van 256 Hz. De data is via bluetooth verzonden naar een laptop.

3D optisch meetsysteem

De proefpersonen en de rolstoel zijn uitgerust met reflectieve markers. Er is gebruik gemaakt van 2 rigid body's, op elke rigid body zijn 3 markers geplaatst, zodat 2 unieke driehoeken ontstonden. De eerste rigid body is op de achterkant van de rolstoel geplaatst. De tweede rigid body is op de Shimmers voor de romp geplaatst. De 24 OptiTrack camera's zijn opgesteld in een rechthoek van 12 x 6 meter. Er is gemeten met een frequentie van 120 Hz.

Testcircuit

Op basis van bewegingen die tijdens het rolstoelbasketbal voorkomen en waarbij de rompbeweging belangrijk is, is een testcircuit opgesteld. Binnen het gebied waar de OptiTrack meet is het testcircuit uitgezet, zoals te zien is in *figuur 3*



Figuur 3. Het testcircuit van de metingen

Het testcircuit bestond uit de volgende onderdelen.

- In stilstand tussen de linker rode dopjes met beide handen richting de grond voor het linkerwiel reiken.
- In stilstand tussen de linker rode dopjes met beide handen richting de grond voor het rechterwiel reiken
- Sprint van 6 meter, starten tussen de rode dopjes links, stoppen tussen de rode dopjes rechts.
- Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes rechts met lichaam rechtop
- Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes rechts met lichaam zo ver mogelijk naar voren gebogen
- Halve cirkel linksom rijden om de gele dopjes
- Halve cirkel rechtsom rijden om de gele dopjes

Elke proefpersoon heeft in totaal zes keer het testcircuit afgelegd. Daarbij was de rompsensor drie keer bevestigd op de rug en drie keer op de borst. Voor beide posities van de sensor is het testcircuit onder drie condities uitgevoerd. De eerste conditie was een voor de proefpersoon comfortabele snelheid. De tweede conditie was een zo snel mogelijke snelheid. De derde conditie was een zo snel mogelijke snelheid met een beperkte rompfunctie als gevolg van buikstrapping.

Synchronisatie

Om de twee meetsystemen met elkaar te kunnen synchroniseren is zowel aan zowel het begin als het eind van de meting een synchronisatieprocedure uitgevoerd. De onderzoeker hield hierbij de IMU voor de romp met daarop een rigid body vast. Vervolgens is de IMU met rigid body drie keer naar voren, drie keer omhoog en drie keer naar rechts bewogen. Deze momenten zijn als pieken te zien in de data van de accelerometer en de OptiTrack. De data van beide systemen kan zo handmatig worden gesynchroniseerd.

Dataverwerking

De data van de metingen is verwerkt in Matlab R2013a.

Shimmers

Het signaal van de Shimmer is gemeten met een frequentie van 256 Hz, dat van de OptiTrack met 120 Hz. Omdat de OptiTrack de gouden standaard is, is er voor gekozen de data van de Shimmers te interpoleren op 120 Hz.

Flexie/extensie- en lateroflexiehoek

Om de flexie/extensie hoek van de romp te berekenen, wordt het x-signaal van de gyroscoop en het y- en z-signaal van de accelerometer gebruikt. Op elk moment i kan de hoek θ worden bepaald met het complementaire filter door *formule (1)* als volgt in te vullen:

$$\theta_i = A \cdot \left(\theta_{i-1} + \omega_{x_i} \cdot \frac{1}{fs} \right) + (A - 1) \cdot \tan^{-1} \left(\frac{a_{z_i}}{a_{y_i}} \right) \quad (3)$$

Waarbij A de filterconstante, ω_{x_i} de hoeksnelheid op moment i , fs de samplefrequentie en $\tan^{-1} \left(\frac{a_{z_i}}{a_{y_i}} \right)$ de hoek berekend aan de hand van het accelerometersignaal is.

De lateroflexiehoek kan berekend worden met behulp van het z-signaal van de gyroscoop en het x- en y-signaal van de accelerometer. Dat levert de volgende formule op

$$\theta_i = A \cdot \left(\theta_{i-1} + \omega_{z_i} \cdot \frac{1}{fs} \right) + (A - 1) \cdot \tan^{-1} \left(\frac{a_{x_i}}{a_{y_i}} \right) \quad (4)$$

Constante A

Vervolgens is zowel de flexie/extensie- als de lateroflexiehoek berekend met de volgende waarden van A : $A = 0,71$, $A = 0,74$, $A = 0,77$, $A = 0,80$, $A = 0,83$, $A = 0,86$, $A = 0,89$, $A = 0,92$, $A = 0,95$ en $A = 0,98$.

OptiTrack

Voor elke rigid body is een transformatiematrix berekend ten opzichte van het referentiefraam. Vervolgens is berekend hoe de rigid body's ten opzichte van elkaar stonden. Met behulp van Eulerhoeken is de hoek tussen de rigid body's berekend. De hoek tussen de rigid body op de rolstoel en de rigid body op de romp was de romphoek.

Splitsing in verschillende onderdelen

De metingen zijn opgesplitst in de verschillende onderdelen van het testcircuit. De verschillende onderdelen van het testcircuit waren:

- In stilstand tussen de linker rode dopjes met beide handen richting de grond voor het linkerwiel reiken.
- In stilstand tussen de linker rode dopjes met beide handen richting de grond voor het rechterwiel reiken
- Sprint van 6 meter, starten tussen de rode dopjes links, stoppen tussen de rode dopjes rechts.
- Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes rechts met lichaam rechtop

- Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes rechts met lichaam zo ver mogelijk naar voren gebogen
- Halve cirkel linksom rijden om de gele dopjes
- Halve cirkel rechtsom rijden om de gele dopjes

De eerste twee onderdelen zijn samengevoegd tot de actie 'reiken'. Het derde onderdeel is de actie 'sprint' genoemd. Het vierde onderdeel is de actie 'draaien rechtop' geworden. Het vijfde onderdeel is 'draaien voorover' geworden. Het zesde onderdeel is 'halve cirkel linksom' en het zevende onderdeel is 'halve cirkel rechtsom' geworden. In het vervolg zullen deze acties worden genoemd.

Root Mean Square Error (RMSE)

De betrouwbaarheid van het algoritme wordt getest door de Root Mean Square Error (de wortel van de gemiddelde kwadratische afwijking) tussen de twee meetsystemen te bepalen. De afwijking wordt gekwadrateerd, omdat wanneer de gemiddelde afwijking wordt genomen, negatieve en positieve fouten elkaar opheffen, waardoor de fout kleiner lijkt dan hij in werkelijkheid is. De formule ziet er als volgt uit:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left(\theta_{OptiTrack_i} - \theta_{Shimmer_i} \right)^2} \quad (5)$$

Resultaten

Bij het uitwerken van de data van de Shimmers bleek, dat de metingen waren gestopt, zodra de sensor de bluetooth verbinding met de laptop kwijt was. Uiteindelijk waren van 3 proefpersonen alle metingen volledig gemeten door de Shimmers. Er is daarom alleen met de data van deze proefpersonen verder gewerkt. Van elke proefpersoon zijn er 6 metingen, 3 met de IMU op de borst, 3 met IMU op de rug.

Bij het uitwerken van de OptiTrack data bleek dat op bepaalde tijdstippen de markers niet zijn geregistreerd. Er is daarom voor gekozen om alleen de samples waarbij alle markers zichtbaar waren mee te nemen. Per meting is bepaald welke samples per actie geen data miste. Deze data is geselecteerd. De data is niet geïnterpoleerd en niet gefilterd.

Voor alle metingen met de IMU op de rug (3 proefpersonen, 3 condities in totaal 9 metingen) is met behulp van *formule (3)* de flexie extensie hoek berekend voor de tien verschillende waarden van A. Daarna is de RMSE berekend met *formule (5)*. Dit is voor alle verschillende acties apart berekend, maar ook voor de gehele metingen, waar alle acties in voorkomen. Als laatst staat nog het gemiddelde van de 6 verschillende actie's. De RMSE's in ° staan in *tabel 1*. De laagste afwijking per actie is gearceerd.

Tabel 1: RMSE in graden van de flexie/extensiehoek bij de metingen met de IMU op de rug. De gearceerde waarden zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0,71	A = 0,74	A = 0,77	A = 0,80	A = 0,83	A = 0,86	A = 0,89	A = 0,92	A = 0,95	A = 0,98
Alle acties	14.4495	14.4049	14.3693	14.3508	14.3645	14.4416	14.6371	15.1956	16.7522	23.4600
Reiken	6.1225	6.0889	6.0839	6.1309	6.2750	6.6091	7.3396	8.9800	13.1103	27.5665
Sprint	23.7587	23.6544	23.5554	23.4673	23.3999	23.3719	23.4254	23.6703	24.4640	27.6371
Draai rechttop	19.7830	19.7826	19.7831	19.7853	19.7913	19.8056	19.8379	19.9104	20.0744	20.5493
Draai voorover	21.0980	21.0857	21.0790	21.0828	21.1068	21.1718	21.3259	21.7030	22.8082	28.8241
Halve cirkel linksom	10.1989	10.1720	10.1623	10.1819	10.2525	10.4149	10.7513	11.4455	12.9888	17.3029
Halve cirkel rechtsom	8.9381	8.8642	8.7993	8.7549	8.7516	8.8298	9.0723	9.6669	11.1185	15.6048
Gemiddelde fout	14.9832	17.3421	17.3054	17.2923	17,3236	17.4408	17.7316	18.4286	20,2194	26,8241

De kleinste afwijking over alle acties is verkregen met een waarde van 0,80 van A en is 14,4°. Binnen de acties is wel een duidelijk verschil te zien in de grootte van de afwijking. Bij het reiken is de kleinste afwijking (6,1°) en bij de sprint de grootste afwijking (23,4°).

Met behulp van *formule (4)* is de lateroflexiehoek berekend voor alle metingen met de IMU op de rug voor de tien verschillende waarden van A. Dit zijn dus dezelfde metingen die meegenomen zijn voor de RMSE's in *tabel 1*, alleen is er een andere hoek berekend. In *tabel 2* staan de RMSE's in ° voor deze hoeken. Ook hier is steeds de kleinste afwijking per actie gearceerd. Bij 'alle acties' zijn de gehele metingen meegenomen, er is geen onderscheid gemaakt tussen de verschillende acties. Als laatst staat nog het gemiddelde van de 6 verschillende actie's.

Tabel 2: RMSE in graden van de lateroflexiehoek bij de metingen met de IMU op de rug. De gearceerde waarden zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0,71	A = 0,74	A = 0,77	A = 0,80	A = 0,83	A = 0,86	A = 0,89	A = 0,92	A = 0,95	A = 0,98
Alle acties	11.3046	11.0799	10.8212	10.5215	10.1739	9.7764	9.4048	9.0787	9.9634	19.4422
Reiken	10.6717	10.6018	10.5250	10.4393	10.3420	10.2295	10.0977	9.9464	9.8160	10.2837
Sprint	8.4260	8.2543	8.0717	7.8774	7.6704	7.4501	7.2167	6.9719	6.7276	6.6350
Draai rechttop	11.3589	11.1784	10.9741	10.7463	10.5013	10.2634	10.1181	10.3827	12.3872	23.5191
Draai voorover	19.1122	18.6895	18.1925	17.6052	16.9143	16.1332	15.4125	15.5785	20.6456	52.5409
Halve cirkel linksom	10.7250	10.4130	10.0449	9.6052	9.0720	8.4131	7.5799	6.5064	5.2072	5.7647
Halve cirkel rechtsom	8.9764	8.6988	8.3737	7.9902	7.5346	6.9897	6.3346	5.5574	4.8000	6.4779
Gemiddelde fout	11.5450	11.3060	11.0303	10.7106	10.3391	9.9132	9.4599	9.1572	9.9306	17.5369

De afwijking is bij lateroflexie kleiner dan de afwijking bij flexie/extensie, respectievelijk 9,1° en 14,4°. Ook valt op dat de kleinste afwijking bij flexie/extensie bij een lagere waarde voor A wordt gevonden dan bij lateroflexie, respectievelijk 0,74 tot 0,86 en 0,89 tot 0,98. Ook bij de lateroflexie verschilt de grootte van de afwijking per actie. De kleinste afwijking wordt gevonden bij de halve cirkel rechtsom (4,8°) en de grootste bij de draai voorover (15,4°).

In *tabel 3* is voor de flexie/extensiehoek bij alle metingen met de IMU op de borst de RMSE in ° weergegeven voor de verschillende waarden van constante A. Hierbij zijn de 3 proefpersonen en de 3 condities meegenomen, dus 9 metingen in totaal. De hoek is eerst berekend met *formule (3)* en de RMSE's zijn berekend met *formule (5)*. Als laatst staat nog het gemiddelde van de 6 verschillende actie's. De kleinste afwijking per actie is gearceerd.

Tabel 3: RMSE in graden van de flexie/extensiehoek bij de metingen met de IMU op de borst. De gearceerde waardes zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0,71	A = 0,74	A = 0,77	A = 0,80	A = 0,83	A = 0,86	A = 0,89	A = 0,92	A = 0,95	A = 0,98
Alle acties	9.6899	9.6965	9.7216	9.7770	9.8832	10.0789	10.4285	11.1768	12.8838	18.8849
Reiken	3.5278	3.6999	3.9276	4.2379	4.6765	5.3279	6.3643	8.1994	12.1091	24.0794
Sprint	10.8429	10.8574	10.9040	11.0021	11.1842	11.5081	12.0822	13.1221	15.1199	20.0315
Draai rechtop	9.3111	9.2787	9.2447	9.2103	9.1791	9.1606	9.1837	9.3506	10.1389	15.3846
Draai voorover	9.9249	9.9204	9.9299	9.9643	10.0439	10.2100	10.5566	11.3334	13.3821	21.1761
Halve cirkel linksom	13.1742	13.1672	13.1730	13.1992	13.2582	13.3707	13.5741	13.9419	14.6553	16.6320
Halve cirkel rechtsom	8.0146	8.0223	8.0550	8.1264	8.2592	8.4927	8.8998	9.6294	11.0453	14.8240
Gemiddelde fout	9.1326	9.1577	9.2057	9.2900	9.4335	9.6783	10.1265	10.9295	12.7418	18.6880

Ten opzichte van de flexie/extensiehoek met de IMU op de rug, zijn de afwijkingen met de IMU op de borst kleiner, 14,4° ten opzichte van 9,7° voor de RMSE van de gehele metingen. De kleinste afwijking wordt gevonden bij een waarde van 0,71 voor A. De waarde voor A bij de draai rechtop valt op, deze is 0,86 terwijl bij alle andere actie de kleinste afwijking wordt gevonden bij een waarde van 0,71 en 0,74.

In tabel 4 is voor de lateroflexiehoek bij alle metingen met de IMU op de borst de RMSE in ° weergegeven voor de verschillende waardes van constante A. De hoek is eerst berekend met formule (4) en de RMSE's zijn berekend met formule (5). Als laatst staat nog het gemiddelde van de 6 verschillende actie's. Ook hier is steeds de kleinste afwijking per actie gearceerd.

Tabel 4: RMSE in graden van de lateroflexiehoek bij de metingen met de IMU op de borst. De gearceerde waardes zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0,71	A = 0,74	A = 0,77	A = 0,80	A = 0,83	A = 0,86	A = 0,89	A = 0,92	A = 0,95	A = 0,98
Alle acties	6.9646	6.7724	6.5539	6.3059	6.0271	5.7224	5.4148	5.2623	5.9475	12.8325
Reiken	2.1769	2.1626	2.1468	2.1300	2.1140	2.1034	2.1117	2.1803	2.4711	3.9706
Sprint	5.8106	5.5601	5.2811	4.9704	4.6243	4.2398	3.8150	3.3527	2.8788	2.5641
Draai rechtop	6.6148	6.5051	6.3854	6.2581	6.1297	6.0173	5.9694	6.1381	7.1165	12.7981
Draai voorover	7.9349	7.6583	7.3364	6.9616	6.5307	6.0651	5.6919	5.9890	9.2156	27.6035

Halve cirkel linksom	8.8444	8.6487	8.4264	8.1747	7.8915	7.5762	7.2309	6.8612	6.4764	6.2573
Halve cirkel rechtsom	7.7194	7.4871	7.2188	6.9070	6.5421	6.1114	5.5977	4.9794	4.2555	4.2583
Gemiddelde fout	6.5168	6.3370	6.1325	5.9003	5.6387	5.3526	5.0694	4.9168	5.4023	9.5753

Ook bij de lateroflexie zijn de afwijkingen met de sensor op de borst kleiner, $5,3^\circ$ ten opzichte van $9,1^\circ$ bij de IMU op de rug, als gekeken wordt naar de waardes achter alle acties. De waarde voor A bij het reiken valt op, deze is $0,86$ ten opzichte van $0,95$ bij de IMU op de rug.

Voor één proefpersoon zijn de RMSE's berekend voor drie metingen met drie verschillende condities, één op normale snelheid, één zo snel mogelijk en één gestrapt. Bij deze meting zijn de RMSE's bepaald over de gehele meting, er is geen onderscheid gemaakt in de verschillende acties. Bij alle drie de metingen zat de IMU op de borst. Deze metingen zijn uitgekozen omdat bij veel metingen in het OptiTrack signaal uitschieters te zien waren. Bij de metingen van deze proefpersoon waren deze bijna niet te zien. In *tabel 5* staan de RMSE's voor de flexie/extensiehoek. In *tabel 6* staan de RMSE's voor de lateroflexiehoek.

Tabel 5: RMSE in graden van de flexie/extensiehoek van één proefpersoon met verschillende condities. De gearceerde waardes zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0.71	A = 0.74	A = 0.77	A = 0.80	A = 0.83	A = 0.86	A = 0.89	A = 0.92	A = 0.95	A = 0.98
Normaal	6.2833	6.3117	6.3646	6.4568	6.6146	6.8882	7.3841	8.3612	10.6203	18.2468
Snel	12.9002	12.8739	12.8834	12.9494	13.1053	13.4083	13.9657	15.0152	17.2672	24.0931
Gestrap	8.5323	8.5186	8.5217	8.5526	8.6300	8.7880	9.0948	9.7089	11.1160	15.8261

Tabel 6: RMSE in graden van de lateroflexiehoek van één proefpersoon met verschillende condities. De gearceerde waardes zijn de kleinste afwijkingen per actie.

	A = 0.71	A = 0.74	A = 0.77	A = 0.80	A = 0.83	A = 0.86	A = 0.89	A = 0.92	A = 0.95	A = 0.98
Normaal	6.3244	6.1336	5.9123	5.6537	5.3500	4.9937	4.5901	4.2313	4.6036	11.4499
Snel	12.2959	11.8208	11.2779	10.6554	9.9428	9.1408	8.3062	7.7585	9.1098	21.6359
Gestrap	6.7270	6.4629	6.1639	5.8273	5.4519	5.0410	4.6113	4.2361	4.3170	8.1844

De afwijking in zowel flexie/extensie als lateroflexie is het grootst op de zo snel mogelijke snelheid, respectievelijk $12,9^\circ$ en $7,8^\circ$. De waarde van A voor de kleinst mogelijke afwijking is bij de lateroflexie drie keer hetzelfde (0,92), bij de flexie/extensie zitten deze dicht bij elkaar in de buurt (één keer 0,71 en twee keer 0,74).

Discussie

De doelstelling van het onderzoek was het opstellen van algoritmes waarmee betrouwbaar en valide de flexie/extensie- en lateroflexiebeweging van de romp konden worden gemeten. Er is gekeken naar de gemiddelde afwijking (RMSE) tussen de hoek berekend met het complementaire filter en de hoek berekend met de gouden standaard, de OptiTrack. Ook is er gekeken naar het effect van de positionering van de IMU op de romp. Daarnaast is er gekeken of de snelheid van de bewegingen invloed heeft op de betrouwbaarheid.

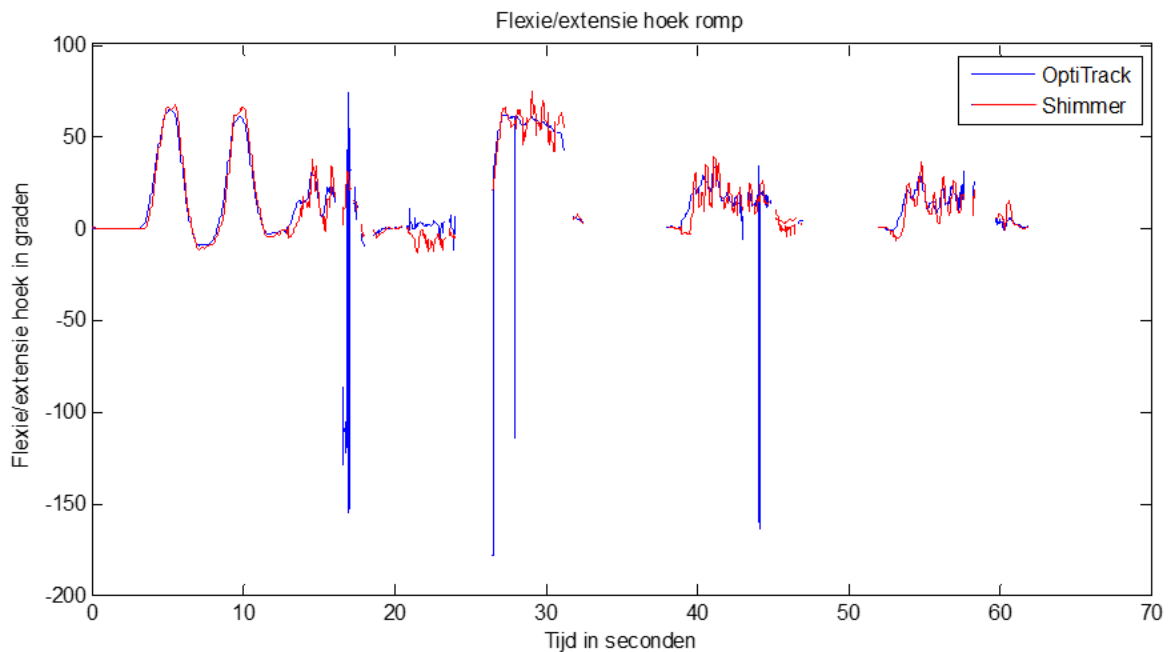
De afwijking

In andere vergelijkbare onderzoeken, waar ook lichaamsbewegingen zijn gemeten met inertieële sensoren en zijn vergeleken met een 3D optisch meetsysteem, is een gemiddelde afwijking gevonden tussen de 2° en 5° (Cutti, Giovanardi, Rocchi, Davalli, & Sacchetti, 2008; Favre et al., 2008; Luinge & Veltink, 2005; Mazza et al., 2012). Gebruikte algoritmes om de data van de verschillende inertieële sensoren te combineren, waren hier onder andere het Kalman filter en een methode waarbij met behulp van quaternionen de hoeksnelheidsvector wordt geïntegreerd en gecorrigeerd door de oriëntatie van de accelerometer. De kleinste afwijking verkregen met het algoritme dat is toegepast in dit onderzoek is 14,4° voor de flexie/extensiehoek wanneer de IMU op de rug zit en 9,7° wanneer de IMU op de borst zit. De totale range of motion die gezien is bij de flexie/extensie, is ongeveer van -20° tot 70°, waarbij 0° de startpositie met de rug recht was.

De afwijking bij de lateroflexiehoek was 9,1° bij de metingen waarbij de IMU op de rug zat en 5,3° bij de metingen waarbij de IMU op de borst zit. De totale range of motion die gezien is bij de lateroflexie is ongeveer van -25° tot 25°, vanuit de beginpositie, waarbij de lateroflexie zo goed als 0° is.

De afwijking van het gebruikte algoritme ligt dus hoger dan wat in de literatuur te vinden is. De bewegingen die gemeten zijn in de genoemde literatuur zijn langzame bewegingen, onder andere rompbewegingen bij het tillen van een krat en armbewegingen bij het eten van een maaltijd. Bij de bewegingen die gemeten zijn in dit onderzoek is het aannemelijk dat de snelheden en versnellingen die optreden, hoger zijn. Dit zou er voor kunnen zorgen dat een grotere afwijking ontstaat.

Daarnaast kan de grotere afwijking worden verklaard door de uitschieters die in de OptiTrack data te zien zijn. In *figuur 4* is de flexie/extensiehoek geplot voor één meting. In blauw is de hoek geplot, die is berekend met de OptiTrack data. In rood is de hoek geplot berekend met de IMU, als waarde voor A is 0,80 gebruikt. Enkel de data waarbij de OptiTrack geen missende data had, is geplot, vandaar dat er gaten in de plot te zien zijn.



Figuur 4. Geplote flexie/extensie hoek van zowel IMU als OptiTrack signaal met de uitschieters in het OptiTrack signaal

In het signaal van de OptiTrack zijn heel duidelijk uitschieters te zien van meer dan 100° . Deze uitschieters waren in bijna alle metingen te zien. In de metingen waarbij de IMU op de borst zat waren minder uitschieters te zien. Deze uitschieters zijn fouten in de data van de OptiTrack, de romp kan niet in minder dan 0,1 seconden meer dan 100° flecteren of extenderen. Deze fouten zorgen ervoor dat daar de afwijking tussen de hoek berekend met de IMU en de hoek berekend met de OptiTrack groot is. Met de RMSE wordt deze grote afwijking ook nog gekwadraterd, wat er nog eens extra voor zorgt dat de gemiddelde afwijking groter wordt.

In de resultaten is deze theorie ook terug te zien. Bij de metingen met de IMU op de borst zijn minder uitschieters gezien dan bij de metingen met de IMU op de rug. In *tabel 1* en *tabel 3* is te zien dat de gemiddelde afwijkingen bij de metingen met de IMU op de rug groter zijn dan de gemiddelde afwijkingen bij de metingen met de IMU op de borst, bij alle acties behalve bij de halve cirkel linksom, daar is de afwijking in *tabel 1* kleiner dan in *tabel 3*, respectievelijk $10,2^\circ$ en $13,2^\circ$.

Ook is de gemiddelde afwijking van de flexie/extensiehoek bij het reiken bij zowel de metingen met de IMU op de rug als op de borst het kleinst ten opzichte van alle andere acties. In geen enkele meting is een uitschieter in de OptiTrack gezien bij het reiken. Deze afwijking is $6,1^\circ$ voor de metingen met de IMU op de rug en $3,5^\circ$ voor de metingen met de IMU op de rug. Deze afwijkingen komen dus in de buurt van de waardes gevonden in de literatuur. Het reiken is daarnaast ook een langzame beweging, vergeleken met alle andere acties, waar veel hogere snelheden en versnellingen optreden, dit zou ook kunnen verklaren waarom de gemiddelde afwijking bij het reiken kleiner is dan bij andere acties.

Van één proefpersoon waren bij de metingen met de IMU op de buik de minste uitschieters te zien. De resultaten van deze proefpersoon zijn te zien in *tabel 5* en *tabel 6*. De gemiddelde afwijking over de gehele meting is bij deze proefpersoon voor de verschillende condities bepaald. De kleinste

afwijkingen bij flexie/extensie zijn voor de meting op normale snelheid, de meting zo snel mogelijk en voor de meting gestrapt respectievelijk $6,3^\circ$, $12,9^\circ$ en $8,5^\circ$. Voor lateroflexie zijn de kleinste afwijkingen voor deze condities respectievelijk $4,2^\circ$, $7,8^\circ$ en $4,2^\circ$. Afgezien van de $12,9^\circ$ zijn dit allemaal redelijk kleine afwijkingen.

Hoewel de uitschieters in de OptiTrack data hoogstwaarschijnlijk zorgen voor grotere gemiddelde afwijkingen, hebben deze uitschieters theoretisch geen invloed op de beste waarde voor A. De waarde van A heeft alleen invloed op het signaal van de IMU. De met verschillende waardes van A berekende hoeken zijn allemaal vergeleken met dezelfde hoek van de OptiTrack en dus vergeleken met dezelfde fout. In principe is de afwijking veroorzaakt door deze uitschieters bij elke waarde van A zo goed als gelijk. Het zou wel kunnen dat het signaal van de IMU door een bepaalde waarde van A net iets meer in de buurt van de uitschieter komt, waardoor de afwijking minder groot is. Maar de uitschieters zijn zo kort qua tijd en groot qua fout dat de invloed hiervan minimaal is. Er kan daarom vanuit worden gegaan dat de waarde van A waarbij de laagste afwijking optreedt hetzelfde is als er geen uitschieters in de data van de OptiTrack zitten.

Positionering IMU

Afgaande op de resultaten kun je zeggen dat de positie van de IMU in tegenstelling tot wat werd verwacht wel degelijk van belang is. Bij de metingen met de IMU op de borst zijn de gemiddelde afwijkingen voor zowel de gehele meting als de verschillende acties allemaal kleiner dan de gemiddelde afwijkingen met de IMU op de rug voor zowel flexie/extensie als lateroflexie, behalve bij de halve cirkel linksom.

Echter, zoals hier boven genoemd, zaten er in de metingen met de sensor op de borst minder uitschieters in de OptiTrack. Er is niet bekend of dit probleem de kleinere afwijkingen volledig verklaren of, dat dit voor een deel ook komt doordat de positie op de borst beter de bewegingen kan meten.

Grotere snelheden

Als nu nog eens gekeken wordt naar *tabel 5* en *tabel 6* is te zien dat de gemiddelde afwijking voor zowel flexie/extensie als lateroflexie groter is bij de conditie zo snel mogelijk dan bij de conditie op normale snelheid, namelijk $12,9^\circ$ ten opzichte van $6,9^\circ$ bij flexie/extensie en $7,8^\circ$ ten opzichte van $4,2^\circ$ bij lateroflexie. Hieruit kan geconcludeerd worden dat de gemiddelde afwijking toeneemt als de snelheid toeneemt. Bij deze data is niet bekend hoe snel de bewegingen werden uitgevoerd. Het verschil zit enkel in de opdracht die de proefpersoon heeft gekregen. Hierdoor kan er geen waarde aan de afwijking worden gehangen. Er kan niet worden gezegd hoe groot de afwijking is bij een bepaalde snelheid.

Daarnaast hadden de gebruikte proefpersonen geen rolstoelervaring. Wat voor hen zo snel mogelijk is, is voor een getrainde rolstoelbasketbalatleet waarschijnlijk langzaam. Als de afwijking met dit algoritme toeneemt als de snelheid toeneemt, levert dit waarschijnlijk grote fouten op als er gemeten wordt met rolstoelbasketbalatleten.

Ondanks de fouten in de gouden standaard, waardoor de resultaten niet betrouwbaar zijn, kunnen er een aantal conclusies worden getrokken.

Bij de lateroflexie is de beste waarde voor A voor zowel de metingen met de sensor op de borst als de metingen met de sensor op de rug lager dan bij de flexie/extensie, respectievelijk 0,74 tot 0,86 en 0,89 tot 0,98. Het gyroscoop signaal weegt bij de lateroflexie dus zwaarder dan bij de flexie/extensie. Dit kan verklaart worden doordat het de lateroflexie hoek wordt berekend met behulp van het y-signaal van de accelerometer, zie *formule (4)*. Dit signaal zit ook in de formule voor de flexie/extensie, *formule (3)*, en deze waarde verandert dan ook als er wordt geflecteerd. Als er zuiver wordt geflecteerd verandert de waarde van het y-signaal van de accelerometer en verandert daarmee ook de berekende lateroflexiehoek, terwijl er in werkelijkheid geen lateroflexie plaatsvindt. Bij het rolstoelrijden wordt de romp veel geflecteerd en het accelerometersignaal is dan ook minder betrouwbaar voor de lateroflexiehoek, vandaar dat de gyroscoop zwaarder weegt. Bij het draaien op de plek is het gyroscoop signaal echter ook minder betrouwbaar. Als de romp wordt geflecteerd gaat de as voor lateroflexie, iets meer richting de verticale as waarom wordt gedraaid bij het draaien op de plek. Hoe verder de romp naar voren flecteerd, hoe meer de gyroscoop de draai als een lateroflexie gaat zien.

In de *tabellen 1 t/m 4* is te zien dat wanneer het de gemiddelde afwijking wordt bepaald aan de hand van het gemiddelde van alle acties bij elkaar opgeteld, hier een andere afwijking uitkomt dan wanneer de afwijking wordt bepaald aan de hand van een gehele meting waar alle acties in zitten. Het is dus van invloed wat de verhouding van de verschillende acties in de meting is. Voordat er met dit algoritme kan worden gemeten bij rolstoelbasketbal wedstrijden, moet eerst worden bepaald hoe vaak bepaalde acties voorkomen en wat hun invloed is op de waarde van A.

Vervolgonderzoek

Door de fouten in de gouden standaard, kan er nu niet bepaald worden hoe groot de afwijking is. Daardoor is het ook lastig om te zeggen wat de verschillende acties voor invloed hebben op de afwijking en er kan geen conclusie worden getrokken welke positie de hoeken beter meet. In het vervolg van dit onderzoek zullen de metingen opnieuw uitgevoerd moeten worden, totdat de data van de OptiTrack geen uitschieters vertoont. Daarnaast zou er in een vervolgonderzoek kunnen worden gekeken naar gestandaardiseerde snelheden waarop de acties moeten worden uitgevoerd, om zo de invloed van de snelheid op het algoritme ook in waarden kan worden uitgedrukt. Hierbij kan gebruik worden gemaakt van rolstoelbasketbalatleten, zodat de snelheden vergelijkbaar zijn met wat in een wedstrijd terug komt.

Daarnaast kan in het vervolg van het onderzoek ook naar andere algoritmes worden gekeken, zodat de hoeken in 3D kunnen worden gemeten, bijvoorbeeld met behulp van Euler hoeken of quaternionen. Als er ook een IMU op de rolstoel wordt geplaatst, zou de oriëntatie van de romp ten opzichte van de rolstoel kunnen worden berekend.

Conclusie

Aan de hand van de resultaten kan niet worden bepaald wat de afwijking en daarmee de betrouwbaarheid van het algoritme is, omdat de data verkregen met de gouden standaard niet betrouwbaar is. Ook kan daardoor geen uitspraak worden gedaan over de positie van de IMU. De afwijking wordt groter als de snelheid groter wordt, echter is niet bekend hoeveel de afwijking is bij bepaalde snelheden.

In vervolg onderzoek moet daarom gezocht worden naar een manier waarbij geen fouten in de gouden standaard zitten. Bovendien moet er worden gemeten met gestandaardiseerde snelheden voor de bewegingen.

Bibliografie

- Breukelen, K. (z.d.). *(Sport) Rolstoel Performance*. Opgeroepen op april 28, 2015, van <http://www.doubleperformance.nl/downloads.html>
- Chardonens, J., Favre, J., Cuendet, F., Gremion, G., & Aminian, K. (2013). A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. *Journal of Biomechanics* 46, 56-62.
- Cutti, A. G., Giovanardi, A., Rocchi, L., Davalli, A., & Sacchetti, R. (2008). Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(2), 169-178.
- Esfandyari, J., De Nuccio, R., & Xu, G. (2011). Solutions for MEMS sensor fusion. *Solid State Technology*, 54(7), 18-21.
- Favre, J., Jolles, B., Aissaoui, R., & Aminian, K. (2008). Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics* 41, 1029-1035.
- Favre, J., Jolles, B., Siegrist, O., & Aminian, K. (2006). Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters* 42, 11, 612-614.
- Hibbeler, R. C. (2011). *Dynamica*. Amsterdam: Pearson Benelux B.V.
- Luinge, H., & Veltink, P. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing* 43, 273-282.
- Mason, B., van der Woude, L., & Goosey-Tolfrey, V. (2011). *The ergonomics of wheelchair configuration for optimal sport performance*
- Masse, L. C., Lamontagne, M., & O'Riain, M. D. (1992). Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 29(3), 12-28.
- Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., & Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 537-542.
- Mazzà, C., Donati, M., McCamley, J., Picerno, P., & Cappozzo, A. (2012). An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. *Gait & Posture* 35, 138-142.
- Nationaal Regieorgaan Praktijkgericht Onderzoek SIA. (z.d.). Opgeroepen op mei 20, 2015, van <http://www.sia-projecten.nl/projectenbank/project/de-perfecte-sportrolstoel>
- Oonk, H. H. N. (2005). *BioStatica*. Den Haag: henric graaff van ijssel.

- Roetenberg, D., Baten, C., & Veltink, P. (2007). Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 15 (3), 469-471.
- van der Slikke, R. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of three inertial sensor configuration. *Manuscript submitted*.
- de Witte, A. M. H. (2015) Do field position and playing standard influence athlete performance in wheelchair basketball? *Manuscript submitted*.

Bijlage 1: Meetprotocol

1. Benodigdheden

Optitrack benodigdheden

- ☐ Lokaal RZ 2.19
- ☐ OptiTrack PC
- ☐ Railsysteem in RZ 2.19
- ☐ 24 Flex 13 camera's
- ☐ 24 USB Camera kabels
- ☐ 4 OptiHubs
- ☐ 4 USB Uplink kabels
- ☐ 4 Stroomkabels
- ☐ 4 Sync Kabels
- ☐ 1 OptiWand Kit
- ☐ 1 Calibration Square
- ☐ 4 Rigid Bodys met Markers

Shimmer benodigdheden

- ☐ 2 shimmers
- ☐ Laptop met software Multi Shimmer Sync for Windows
- ☐ Romphesje + shimmer houder
- ☐ Shimme houder + bevestiging rolstoelframe

Overige benodigdheden

- ☐ Meetlint
- ☐ Dopjes
- ☐ Klittenband
- ☐ Rolstoel
- ☐ Klittenbandstrapping
- ☐ Tape

2. OptiTrack voorbereiden

Hieronder staan in korte stappen de voorbereidingen voor de OptiTrack voordat er kan worden gemeten. Voor een uitgebreidere uitleg kan de OptiTrack Systeem handleiding worden geraadpleegd. Deze is te vinden op <http://www.bewegingstechnologie.com/handleiding>.

- 2.1 Verduister alle ramen in het lokaal, er mag geen daglicht naar binnen komen.
- 2.2 Plaats de camera's in de grootste mogelijke opstelling 12 x 6 meter.
- 2.3 Verbindt de OptiHub's met de Optitrack PC door middel van de USB Uplink kabels.
- 2.4 Zet de OptiTrack computer aan. Login als student. Start het programma 'Motive'.
- 2.5 Selecteer 'Perform Camera Calibration'.
- 2.6 Verwijder zoveel mogelijk reflecterende objecten. Zorg dat er geen markers in beeld zijn.

Als het goed is zijn nu alleen de camera's in beeld die als marker worden gezien. Deze moeten eerste geblokt worden voordat de meting wordt gestart omdat deze anders als markers worden meegenomen.

- 2.7 Klik op 'Block Visible' in het menu 'Camera Calibration'.
- 2.8 Controleer de OptiWand instellingen met de OptiWand die gebruikt wordt.
- 2.9 Klik op 'Start Wandering' in het menu 'Camera Calibration'. Beweeg met de OptiWand overal in het meetgebied. Ga door tot er 'Very High' achter 'Sufficient for Quality' in het menu 'Calibration Engine' staat. Kijk welke camera's achterblijven in de kolom spread, beweeg de OptiTrack voor de camera's die achter blijven.
- 2.10 Klik op 'Calculate' en vervolgens wanneer de berekeningen klaar zijn op 'Apply result'.
- 2.11 De "Overall Result" moet uitkomen op minimaal 'Excellent', maar 'Exceptional' is nog beter. Is dit niet het geval dan moet opnieuw gewand worden.
- 2.12 Als 'Overall Result' op 'Excellent' uitkomt, sla je de kalibratie op. Maak hiervoor een nieuwe map aan op de OptiTrack PC.

De camera's zijn nu gekalibreerd en er is berekend waar de camera's zich ten opzichte van elkaar bevinden.

- 2.13 Leg de Ground Plane in het midden van het te meten gebied. Zorg dat hij waterpas ligt.
- 2.14 Klik op 'Ground Plane' in het menu 'Camera Calibration'. Klik op 'Set Ground Plane' en sla deze op in dezelfde map als de calibration.
- 2.15 Controleer of de markers op de Rigid Body zo geplaatst zijn, dat er 4 unieke Rigid Body's zijn!**

Voordat verder kan worden gegaan met de volgende stappen, moeten eerst de hoofstukken 3 t/m 6 worden uitgevoerd.

- 2.16 Zet de proefpersoon in de rolstoel in het midden van het meetgebied.
- 2.17 Op het scherm van de OptiTrack PC zijn nu alle markers van de Rigid Bodies te zien.
- 2.18 De markers kunnen nu geselecteerd worden door naast de markers te klikken en een rechthoek om de markers te slepen.

- 2.19 Zorg dat alle markers van de Rigid Body achter op de rolstoel geselecteerd zijn. Klik in het menu 'Rigid Body' op 'Create From Selected Markers'. In het menu 'Rigid Body Setting' kan onder 'General Properties' achter 'Name' de naam van de Rigid Body worden aangepast. Geef de Rigid Body de naam 'Wheelchair'.
- 2.20 Zorg dat alle markers van de Rigid Body aan de zijkant van de rolstoel geselecteerd zijn. Klik in het menu 'Rigid Body' op 'Create From Selected Markers'. In het menu 'Rigid Body Setting' kan onder 'General Properties' achter 'Name' de naam van de Rigid Body worden aangepast. Geef de Rigid Body de naam 'Trochantor'.
- 2.21 Zorg dat alle markers van de Rigid Body op de Shimmer op de romp geselecteerd zijn. Klik in het menu 'Rigid Body' op 'Create From Selected Markers'. In het menu 'Rigid Body Setting' kan onder 'General Properties' achter 'Name' de naam van de Rigid Body worden aangepast. Geef de Rigid Body de naam 'Trunk'.
- 2.22 Zorg dat alle markers van de Rigid Body op de schouder geselecteerd zijn. Klik in het menu 'Rigid Body' op 'Create From Selected Markers'. In het menu 'Rigid Body Setting' kan onder 'General Properties' achter 'Name' de naam van de Rigid Body worden aangepast. Geef de Rigid Body de naam 'Acromion'.
- 2.23 Klik op 'Capture' in het menu 'Layout'. De OptiTrack is nu klaar om te beginnen met de meting.

3. Voorbereiding Shimmers

Als de een Shimmer voor het eerst worden gebruikt in combinatie met de Laptop die gebruikt wordt voor de meting, moet de Shimmer eerst worden gekoppeld met de laptop. Als beide Shimmers al eerder gekoppeld zijn met de laptop kan stap ... t/m stap ... worden overgeslagen.

- 3.1 Zet de Shimmers aan, door het schuifje naar in de richting te schuiven zoals aangegeven in figuur ...
- 3.2 Ga naar het 'Configuratiescherm' van de laptop en kies onder het kopje Hardware en geluiden voor 'Een apparaat toevoegen'.
- 3.3 Kies de Shimmer die gekoppeld moet worden uit de lijst met apparaten die gekoppeld kunnen worden. De Shimmer heeft de naam Shimmer3-XXXX. De symbolen die op de plaats van de XXXX moeten komen staan achter op de Shimmer achter 'BT RADIO ID'.
- 3.4 De wachtwoordcode die moet worden ingevoerd is: 1234.

De Shimmer is nu gekoppeld met de Laptop.

- 3.5 Open het programma 'Multi Shimmer Sync for Windows'.
- 3.6 Klik op 'Connect'.

In dit menu wordt er connectie gemaakt met de Shimmers, hiervoor moet wel bekend zijn met welke COM-poort de Shimmers gekoppeld zijn.

- 3.7 Open het venster 'Apparaten en printers' in het 'Configuratiescherm' van de laptop. De gekoppelde Shimmers zijn hier te zien. Dubbele klik op de Shimmer opent het menu 'Eigenschappen'.
- 3.8 Onder het kopje 'Hardware' is te zien van welke COM-poort de Shimmer gebruik maakt.
- 3.9 Ga terug naar het programma 'Multi Shimmer Sync for Windows', het venster 'Connect Settings' is geopend.
- 3.10 Onder 'Shimmer Selector' kan een Shimmer worden gekozen waarmee connectie moet worden gemaakt. Welk nummer wordt gekozen is niet van belang, als bij de volgende Shimmer maar niet hetzelfde nummer wordt gekozen.
- 3.11 Bij 'Shimmer Name' kan een naam worden gegeven aan de Shimmer, als hier niets wordt ingevuld, krijgt de Shimmer de naam die bij Shimmer Selector wordt weergegeven.
- 3.12 Bij 'COM port' wordt de COM-poort geselecteerd waarmee de Shimmer gekoppeld is.
- 3.13 Klik op 'OK'
- 3.14 Het programma zoekt nu connectie met de Shimmers, dit kan wel enkele seconden duren.
- 3.15 Voer stap 3.6 t/m 3.14 ook uit voor de 2^e Shimmer.
- 3.16 Als het goed is staan beide Shimmers nu in het menu 'Shimmer Status'. Het hokje achter de naam is groen.

De Shimmers hebben nu allebei connectie gemaakt met het programma. Nu moet nog aan worden gegeven met welke instellingen moet worden gemeten.

- 3.17 Klik op 'Shimmer Settings'. Het menu 'Shimmer Settings' is nu geopend.
- 3.18 Onder 'Shimmer Selector' kan de Shimmer worden geselecteerd waarvoor de instellingen moeten worden bepaald.

- 3.19 Selecteer onder het kopje 'Sensor Enable Settings' 'Low Noise Accel' en 'Gyro'.
- 3.20 Onder het kopje 'Algorithm Settings' moet 'Sync Timestamps' niet geselecteerd zijn.
- 3.21 Onder het kopje 'Sensor Settings' moet bij de 'Sampling Rate (Hz)' '256' worden ingevuld. De 'WR Accel Range' moet op '2g' staan en de 'Gyroscope Range' op '500°/s'.
- 3.22 Klik op 'OK'.

Nu moet nog worden aangegeven hoe de data moet worden weggeschreven.

- 3.23 Klik op 'Write To File Settings'
- 3.24 Klik bij 'Base File Path' op het mapje en selecteer de map waar de data moet worden opgeslagen. Geef een naam aan de databestanden, bijvoorbeeld Meting ddmj.dat.
- 3.25 Selecteer bij 'File Delimiter' 'Tab (\t)'.
- 3.26 In de tabel eronder kan worden aangegeven welke data moeten worden weggeschreven. Selecteer alles waarvan het 'Format' 'CAL' is. Zorg dat 'Sync Timestamp' niet geselecteerd is.
- 3.27 Klik op 'OK'.

Voor dat de meting kan worden gestart moeten de Shimmers eerst streamen met het programma.

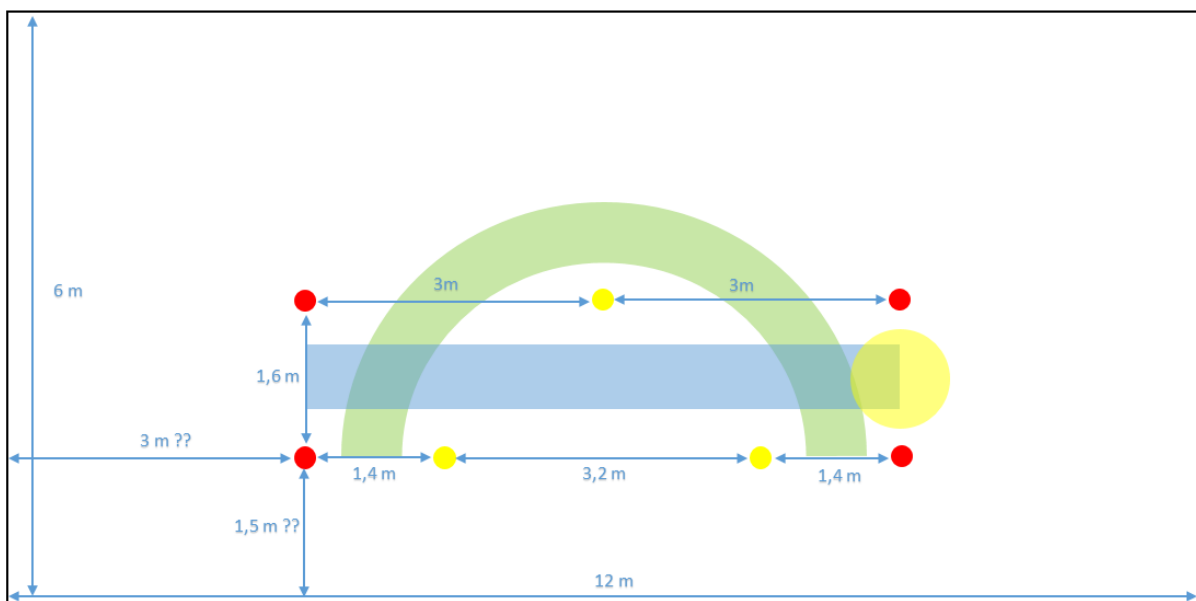
- 3.28 Klik op 'Start'. Het signaal van de Shimmers is nu te zien in de grafieken.
- 3.29 De meting begint pas als onder 'Write To File' op 'Start/Stop' wordt geklikt.
- 3.30 Plak op de eerste Shimmer een strookje klittenband en bevestig hierop één van de Rigid Bodys van de OptiTrack.

4. Voorbereiding testcircuit

Hieronder staat het testparcours weergegeven. De zwarte buitenlijnen zijn de rails waarop de OptiTrack camera's zijn bevestigd.

- 4.1 De 4 rode dopjes en de 3 gele dopjes moeten op de aangegeven posities worden geplaatst.
- 4.2 Er moet worden getest of alle markers in beeld blijven als het parcours wordt gereden. Is dit niet het geval, dan moeten eerst de camera's worden verplaatst. Lukt het dan nog niet om de markers in beeld te houden, dan moet het parcours waar nodig worden verkleind.

Hierin zijn ook de banen van de verschillende testen weergegeven, het rechtdoor rijden (blauw), een grote bocht (groen) en een draai op de plaats (geel).



5. Voorbereiding rolstoel

- 5.1 Plak een Rigid Body op de achterkant van de rugleuning van de rolstoel. Zie figuur
- 5.2 Plak een Rigid Body op de rechterzijkant van de rolstoel net boven de wielen. Zie figuur ..



6. Voorbereiding proefpersoon

- 6.1 Bevestig het romphesje voor de Shimmer-sensor bij de proefpersoon.
- 6.2 Plak een strookje klittenband bovenop de acromion van de rechterschouder van de proefpersoon. Bevestig hierop één van de Rigid Bodys van de OptiTrack, zorg dat de zijkant van de Rigid Body ter hoogte van de angulus acromion zit.
- 6.3 Leg het testcircuit en de volgorde van de oefeningen uit.
 - Met beide handen richting de grond voor het linkerwiel reiken
 - Met beide handen richting de grond voor het rechterwiel reiken
 - Sprint van 6 meter, starten tussen de rode dopjes, stoppen tussen de rode dopjes.
 - Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes met lichaam recht
 - Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes met lichaam zo ver mogelijk naar voren gebogen
 - Halve cirkel linksom rijden om de gele dopjes
 - Halve cirkel rechtsom rijden om de gele dopjes

7. Meting

De meting wordt 4 keer uitgevoerd. De eerste keer worden alle oefeningen op een rustig tempo uitgevoerd. De tweede keer worden alle oefeningen zo snel mogelijk uitgevoerd. De derde keer wordt de proefpersoon zo hoog mogelijk aan de rugleuning vast gestrapt met een klittenband strapping en worden de oefeningen met beperkte rompbeweging uitgevoerd. De vierde keer wordt de rompsensor op het sternum bevestigd, door het hesje andersom aan te trekken, de meting wordt verder uitgevoerd als de eerste meting.

In de bijlage is een tabel te vinden waarin alle opmerkingen per testonderdeel tijdens de meting kunnen worden opgeschreven.

- 7.1 Zorg dat de proefpersoon klaar staat tussen de 2 rode startdopjes (in de tekening van het testcircuit de 2 linker rode dopjes).
- 7.2 Geef de proefpersoon de 2 Shimmers, waarbij op de eerste Shimmer een Rigid Body van de OptiTrack is bevestigd.
- 7.3 Klik op 'Capture' in het menu 'Layout' van de OptiTrack software Motive.
- 7.4 Klik op de opname knop om de OptiTrack meting te starten.
- 7.5 Klik op Start/Stop in het programma Multi Shimmer Sync for Windows om de Shimmer meting te starten.
- 7.6 Ga naast de proefpersoon staan.
- 7.7 Pak de Shimmers met de ene Rigid Body. Zorg dat de Shimmers in dezelfde positie worden gehouden.
- 7.8 Draai de Shimmers met de ene Rigid Body rond de 3 assen, voor de synchronisatie tussen de Shimmers.
- 7.9 Beweeg de Shimmers met de ene Rigid Body 3 keer heen en weer in de 3 assen, voor de synchronisatie van de Shimmers met de OptiTrack.
- 7.10 Bevestig de Shimmer zonder Rigid Body op de rolstoel.
- 7.11 Bevestig de Shimmer met Rigid Body op de romp.
- 7.12 Laat de proefpersoon 3 seconden stilstaan.
- 7.13 Laat de proefpersoon alle oefeningen uitvoeren, laat de proefpersonen tussen de verschillende onderdelen 3 seconden stilstaan.
 - Met beide handen richting de grond voor het linkerwiel reiken
 - Met beide handen richting de grond voor het rechterwiel reiken
 - Sprint van 6 meter, starten tussen de rode dopjes (links op de tekening), stoppen tussen de rode dopjes (rechts op de tekening).
 - Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes (rechts op de tekening) met lichaam recht
 - Op de plek 360° linksom draaien tussen de rode dopjes (rechts op de tekening) met lichaam zo ver mogelijk naar voren gebogenLaat de proefpersoon klaar gaan staan tussen de gele en rode dopjes rechtsonder in de tekening van het testcircuit. Laat de proefpersoon de laatste opdracht uitvoeren.
 - Halve cirkel linksom rijden om de gele dopjes
- 7.14 Haal de Shimmers uit de houders.
- 7.15 Herhaal stap 7.7 t/m 7.9 voor de nasynchronisatie.
- 7.16 Geef de shimmers aan de proefpersoon.
- 7.17 Stop de meting van de Shimmers door op 'Start/Stop' te klikken.
- 7.18 Stop de meting van de OptiTrack door op de opnameknop te klikken.

- 7.19 Sla bij de eerste meting het project op.
- 7.20 Klik op 'Edit' in het menu 'Layout'.
- 7.21 Klik in het linkermenu met de rechtermuis op de meting, klik vervolgens op 'Trajectorize'.
- 7.22 Controleer de meting op gaten, en vul gaten t/m 10 frames op met 'Gap Fill'
- 7.23 Exporteer het bestand, klik op "Export Tracking Data..." in het menu 'File'.
- 7.24 Selecteer C3D format als bestandsformaat.
- 7.25 Bij 'C3D options' moet 'Export Unlabeled Markers' uitstaan.

- 7.26 Voer stap 7.1 t/m 7.25 uit nog drie keer uit, bij meting 2, 3 en 4.

Bijlage 2: Projectvoorstel

Afstudeerprojectplan Michelle Hamar de la Brethonière

Het meten van rompflexie bij het rolstoelbasketbal

Werkveld: sport

Beroepsrol: analist / onderzoeker

Extern project

Opdrachtgever: ECBT

Contactpersoon: Rienk van der Slikke (r.m.a.vanderslikke@hhs.nl) en Annemarie de Witte (a.m.h.dewitte@hhs.nl)

Inleiding

Aanleiding

Om nog betere rolstoelen te ontwerpen voor rolstoelbasketbalspelers is het belangrijk dat er zoveel mogelijk bekend is over wat een atleet met zijn rolstoel tijdens een wedstrijd doet. Het is al mogelijk om tijdens een rolstoelbasketbalwedstrijd met behulp van inertieële sensoren nauwkeurig de bewegingen van een rolstoel te meten (van der Slikke, 2015). Inertiële sensoren zijn geschikt om bewegingen tijdens een wedstrijd te meten, omdat ze weinig ruimte in beslag nemen en niet gebonden zijn aan een bepaald meetgebied, zoals dit bij veel andere bewegingsregistratiesystemen het geval is.

Naast informatie over de bewegingen van de rolstoel is het ook van belang te weten hoe de atleet zich in zijn rolstoel beweegt. Een belangrijke beweging bij het voortbewegen van de rolstoel is de flexie van de romp. Deze beweging heeft invloed op de propulsiekracht die kan worden geleverd, maar heeft ook invloed op de verplaatsing van het lichaamszwaartepunt en daarmee op de rolweerstand van de rolstoel. De rolweerstand is het laagst als het lichaamszwaartepunt het dichtst bij de achteras van de rolstoel zit, maar door rompflexie verplaatst het lichaamszwaartepunt naar voren (van der Woude, Veeger, Dallmeijer, Janssen, & Rozendaal, 2001). Het is daarom van belang te kunnen meten hoeveel de romp in de rolstoel naar voren beweegt. Dit kan met behulp van een inertieële sensor worden gemeten. Hiervoor is het wel van belang dat bekend is of deze voorwaartse flexie van de romp in de rolstoel nauwkeurig kan worden gemeten.

Doel van het onderzoek

Onderzoeken of inertieële sensoren nauwkeurig de voorwaartse flexie van de romp kunnen meten en of deze meetmethode dus kan worden ingezet tijdens rolstoelbasketbalwedstrijden. Het gaat hierbij niet om de anatomische flexie, maar om de voorwaartse flexie ten opzichte van de rolstoel. Dit omdat de metingen van deze flexie uiteindelijk iets moeten zeggen over de voorwaartse verplaatsing van het lichaamszwaartepunt.

Vraagstelling

- Kan een inertieële sensor nauwkeurig de voorwaartse flexie van de romp meten tijdens het vooruitrijden en roteren met een rolstoel?

Deelvragen

- Beïnvloed de snelheid van het uitvoeren van de actie's de nauwkeurigheid van de meting?
- Beïnvloed de mate van de bewegingsvrijheid van de romp de nauwkeurigheid van de meting?

Methode

Meetprotocol

Om de validiteit van het meetsysteem met de inertieële sensor te bepalen, wordt vergeleken met een gouden standaard, de optitrack. Er zal worden gekeken in hoeverre de uitkomsten van de inertieële sensor overeen komt met die van de optitrack.

De sensor zal met behulp van een special ontwikkeld hesje tussen de twee scapula's geplaatst worden. De positie van de sensor is op deze hoogte bepaald, omdat lager in veel gevallen niet kan in verband met de rugsteun van de rolstoel.

Voor de metingen met de optitrack zal de romp worden uitgerust met markers. In de literatuur zijn 2 methodes voor markerpositionering voor de romp gevonden. Er moet nog bepaald worden welke methode het meest geschikt is. De eerste methode is om aan beide kanten van het lichaam een marker te plakken op het acromion en de trochanter major (Rodgers, Keyser, Gardner, Russell, & Gorman, 2000). De tweede methode is door middel van een star lichaam met 3 markers op het sacrum (Desroches, Aissaoui, & Bourbonnais, 2006).

De proefpersonen moeten voor het onderzoek 3 verschillende actie's uitvoeren in een rolstoel: vooruitrijden, een rotatie op de plek en een rotatie met een bepaalde straal. Deze actie's moeten eerst op een rustig tempo worden uitgevoerd en vervolgens zo snel mogelijk. Daarnaast moeten alle actie's één keer worden uitgevoerd met vrije rompbeweging en één keer met beperkte rompbeweging door middel van strapping.

De onderzoekspopulatie

Het onderzoek zal worden uitgevoerd met minimaal 5 valide proefpersonen zonder ervaring met het rolstoelrijden. Bij het onderzoek gaat het er enkel om of de sensoren hetzelfde meten als de optitrack, de grootte van de waardes zijn hierbij niet van belang. Het is daarom niet nodig om professionele rolstoelbasketballers als proefpersoon in het onderzoek te hebben.

Data verwerking

De data van de twee meetsystemen moet zo worden verwerkt, dat er van elk gemeten tijdstip bekend is hoeveel graden de romp geflexeerd is. Hierbij moet rekening worden gehouden dat het om de voorwaartse flexie ten opzichte van de rolstoel gaat. Er moet daarom eerst worden bedacht hoe de flexie in de juiste richting wordt bepaald.

Voor het bepalen van de orientatie van de sensor kan het best een combinatie van de accelerometer en de gyroscoop worden gebruikt (Luinge & Veltink, 2005). Een accelerometer kan als er geen grote versnellingen optreden de orientatie van de sensor met behulp van de zwaartekracht bepalen. Als er grote versnellingen op de sensor werken kan het signaal van de gyroscoop geïntegreerd de hoek van de sensor bepalen. Hierbij moet er wel op worden gelet dat fouten in het gyroscoop signaal, geïntegreerd nog groter zullen zijn.

Met behulp van rotatiematrixen kan uit de coördinaten van de optitrack data een flexiehoek worden bepaald.

De dataverwerking zal voornamelijk worden uitgevoerd in Matlab.

Statistische verwerking

Om te bepalen in hoeverre de data van de sensoren overeenkomt met de data van de optitrack, zal de correlatie tussen de twee variabelen met behulp van SPSS worden bepaald. De correlatiecoëfficiënt moet zo dicht mogelijk bij 1 liggen. Daarnaast zal voor de betrouwbaarheid ook de Intraclass correlation coefficient (ICC) worden bepaald.

Voorlopige literatuurlijst

- Desroches, G., Aissaoui, R., & Bourbonnais, D. (2006). Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research & Development* Vol. 43 No. 7, 871-882.
- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing* Vol. 43, 273-282.
- Rodgers, M. M., Keyser, R. E., Gardner, E. R., Russell, P. J., & Gorman, P. H. (2000). Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 37 No. 3, 283 - 295.
- van der Slikke, R. (2015). Opportunities for measuring wheelchair kinematics in match settings; reliability of three inertial sensor configuration. *Manuscript submitted*.
- van der Woude, L. H., Veeger, H. E., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W., & Rozendaal, L. A. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *Medical Engineering & Physics* 23, 713-733.

Planning

Hieronder een globale planning van de verschillende actie's die uitgevoerd moeten worden.

Week	Actie's
1. 9 – 13 maart	Literatuurstudie Verdiepen in meetapparatuur
2. 16 – 20 maart	Literatuurstudie Meetprotocol opstellen
3. 23 – 27 maart	Testmetingen Inleiding scriptie afronden
4. 30 maart – 3 april	Lijst met proefpersonen definitief maken Meetprotocol waar nodig aanpassen Uitwerken data testmeting
5. 6 – 10 april	Uitwerken data testmeting Dataverwerking afmaken
6. 13 – 17 april	Dataverwerking afmaken
7. 20 – 24 april	Metingen Methode scriptie afronden
8. 27 april – 1 mei	Metingen
9. 4 mei – 8 mei	Uitwerken
10. 11 mei – 15 mei	Uitwerken
11. 18 mei – 22 mei	Statistische analyse
12. 25 mei – 29 mei	Resultaten scriptie afronden
13. 1 – 5 juni	Afronden scriptie
14. 8 – 12 juni	Controleren scriptie
15. 15 – 19 juni	Inleveren scriptie

Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Beroepsspecifieke competentie

Competentie:

Testen en onderzoeken

Leerdoel:

Op basis van de gegeven probleemstelling wil ik een onderzoek opzetten en uitvoeren. Tijdens mijn afstuderen wil ik alle fases van het onderzoek zelf doorlopen: analyse, meetprotocol schrijven, metingen verrichten, uitkomsten uitwerken en statistisch vergelijken.

Evaluatie:

Uiteindelijk is er bij de metingen wel het één en ander mis gegaan. Ik had nog beter de meetsystemen moeten uitzoeken en meer testmetingen moeten doen, dan waren er misschien geen fouten in de data gekomen.

Algemene beroepsgerichte competentie

Competentie:

Communicatie

Leerdoel:

Mijn scriptie wil ik op een wetenschappelijke manier schrijven. De scriptie moet duidelijk zijn voor mensen zonder voorkennis over het onderwerp.

Evaluatie:

Voor het schrijven van de resultaten en de discussie heb ik te lang gewacht, waardoor ik hier minder over na kon denken. Ik had eerder de knoop moeten door hakken met welk algoritme ik zou verder werken.

Persoonsgebonden competentie

Competentie:

Zelfstandig

Leerdoel:

Afstuderen doe ik alleen. Natuurlijk kan ik altijd hulp van anderen inschakelen, maar probeer het eerst zoveel mogelijk zelf. Hierbij moet ik leren dingen niet te ver uit te stellen, omdat ik niet direct verantwoording hoef af te leggen aan iemand, maar ik moet me aan mijn eigen planning houden.

Evaluatie:

Ik heb heel veel zelfstandig gewerkt en mezelf veel dingen aangeleerd. Ik kon mijn planning in het begin goed volgens, maar naar het eind toe, ging ik steeds verder achterlopen, met name omdat ik niet de knoop doorhakte over welk algoritme ik ging gebruiken.