



13/6/2018

Meetmethode voor bepalen van balans tijdens gaan



Wouter Tijdeman 08075360

MENS EN TECHNIEK | BEWEGINGSTECHNOLOGIE
DE HAAGSE HOGESCHOOL

Titel: Meetmethode voor bepalen van balans tijdens gaan

Inleverdatum: 13-6-2018

Auteur: Wouter tijdeman

1^{ste} begeleider: dr. C. A. M. Doorenbosch

2^{de} begeleider: R. M. A. van der Slikke PhD

Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

VOORWOORD

Dit onderzoeksverslag is geschreven als afstudeerscriptie voor de opleiding Bewegingstechnologie. Deze scriptie is bedoeld voor de begeleiding en beoordelaars van de opleiding. Mijn dank gaat uit naar Caroline, voor feedback en het helpen met het bewaren van overzicht tijdens het hele proces. Daarnaast gaat mijn dank uit naar Martijn voor het helpen met het structureren van het onderzoeksvoorstel.

Wouter Tijdeman, Den Haag, 13/6/18

INHOUDSOPGAVE

Voorwoord	1
Samenvatting.....	3
Verklarende woordenlijst	4
1 Inleiding.....	5
2 Analyse	6
2.1 Definitie van balans	6
2.2 Meetmethodes & sensoren.....	8
3 Meetmethode	11
3.1 Plaatsing sensor	11
3.2 Uitvoering metingen	15
4 Discussie	20
5 Conclusie	23
Literatuurlijst.....	24
Bijlages	25
Bijlage 1 Toelichting 'Briljant'	25
Bijlage 2 meetprotocol.....	26
Bijlage 3 tabel overzicht van klinische meetmethodes.....	27
Bijlage 4 Matlabscript.....	31
Bijlage 5 Afstudeervoorstel	37
Bijlage 6 Evaluatie van persoonlijke leerdoelen.....	41

SAMENVATTING

Inleiding: Goed evenwicht is belangrijk om makkelijk te kunnen lopen. Bij evenwichtsstoornissen is het lopen bemoeilijkt. Daarom is er tijdens de periode van Stage 2 in 2017 een op *augmented reality* gebaseerd hulpmiddel ontwikkeld (werknaam: 'Briljant') dat moet helpen bij het bewaren van balans tijdens de gang. Initiële resultaten van de pilottest waren positief. De pilottest is uitgevoerd door te filmen met een smartphone terwijl de proefpersoon over een afstand van ongeveer 20 meter wandelde. Dit is niet voldoende om conclusies te kunnen trekken of de Briljant echt helpt bij het bewaren van balans tijdens gaan. Er moet een geschikte meetmethode worden gezocht om de effectiviteit van de Briljant te kunnen kwantificeren. Eerst moet balans gedefinieerd worden in de context van dit onderzoek. Daarna is gezocht naar meetmethodes die toegepast worden om balans tijdens het gaan te meten. Uit de gevonden methodes is er één gekozen waarmee balans, als gedefinieerd, kan worden bepaald. De gekozen methode zal op gezonde proefpersonen worden getest zodat bepaald kan worden of deze methode daadwerkelijk een indicatie van balans tijdens gaan geeft en om verbeterpunten voor het protocol te vinden. Als laatste wordt beoordeeld of deze meetmethode ook voor de doelgroep van personen met evenwichtsstoornis bruikbaar is.

Analyse: Voor het definiëren van balans en het vinden van methodes voor het bepalen van balans in dit onderzoek zijn de gekozen zoektermen: *Balance, Method, Gait, Dynamic, Analysis, Clinical*. Aan de hand van de gevonden artikelen is balans als: "versnelling van proefpersoon in het frontale vlak tijdens gaan in een rechte lijn" gedefinieerd. Voor het bepalen van geschikte methodes zijn de volgende criteria van belang: uitkomstmaat, subjectief/objectief, benodigdheden, tijd, soort dataverwerking, locatiegebondenheid en welke variabelen meet de methode. In de gebruikte artikelen wordt het gebruik van sensoren om metingen objectiever te maken aangeraden. De methode waar gebruik van wordt gemaakt is de T25FW en de sensor die gebruikt gaat worden om de versnelling te bepalen is een accelerometer (IMU).

Methode: Om een zo duidelijk mogelijke meting te maken van de versnellingen over de X-as moet bepaald worden waar de IMU wordt geplaatst. Om de juiste positie van de IMU te bepalen zijn er 3 langs de wervelkolom geplaatst. De IMU die de minste invloed ondervindt van effecten die niet over de X-as worden gemeten is gebruikt tijdens vervolgmetingen. Met behulp van een Matlab script worden de gemiddelde standaarddeviaties van versnelling over de X-as per schrede tijdens 'normaal' en 'duizelig' gaan verwerkt. Met deze gemiddelde waarden kan de effectgrootte van de verschillende condities worden bepaald.

Resultaten: Uit de data kan worden geobserveerd dat de gemiddelde standaarddeviatie van versnelling per schrede over de X-as toeneemt. Met een effectgrootte van 0,951 kan gesteld worden dat het verschil in gemiddelde standaarddeviatie per schrede over de X-as tussen 'normaal' en 'duizelig' significant groot is.

Conclusie: De op gezonde proefpersonen geteste methode geeft een effectgrootte van 0,951 aan tussen de gemiddelde standaarddeviatie van versnelling over de X-as en per schrede tijdens 'normaal' en 'duizelig' gaan. Deze waarde toont aan dat de verandering van gemiddelde standaarddeviatie een sterke indicator is van toe- of afname van balans tijdens gaan in een rechte lijn. De methode is op veel locaties inzetbaar, neemt weinig tijd in beslag maar moet wel op een rustige plek uitgevoerd worden als er gemeten wordt bij patiënten met een chronische evenwichtsstoornis. Zodoende kan met deze methode de effectiviteit van de Briljant op balans tijdens gaan in een rechte lijn worden bepaald.

VERKLARENDE WOORDENLIJST

Augmented Reality: Een laag informatie die digitaal over de realiteit wordt geprojecteerd.

Duizelig gaan: Gaan met een verstoord evenwicht.

(Normaal) gaan: Lopen met wandelsnelheid.

Gait: Gang.

IMU: Inertial Measurement Unit.

Os Sacrum: Heiligbeen.

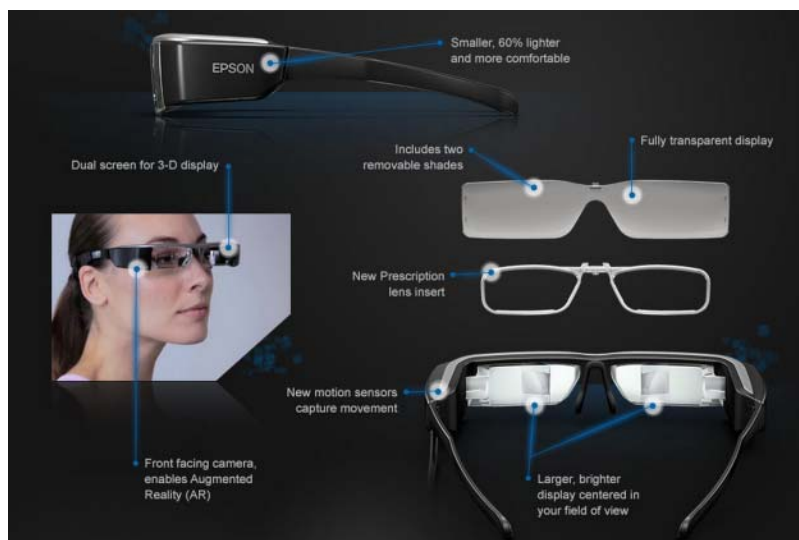
Os Scapula: Schouderblad.

Wervel TH12: de 12^{de} wervel van het thoracale deel van de wervelkolom.

1 INLEIDING

Goed werkende evenwichtsorganen zijn van belang voor makkelijk lopen. Als de evenwichtsorganen beschadigd of uitgeschakeld raken kan dit grote invloed hebben op het dagelijks leven van een individu. Mogelijke symptomen reiken van duizeligheid (vertigo) tot denk- en geheugenproblematiek (VEDA, 2010). Deze symptomen hebben tot gevolg dat patiënten in het dagelijks leven in hun mobiliteit gelimiteerd raken maar ook sociaal en in hun werk. Vertigo is duidelijk aanwezig in de populatie, 22,9% van de bevolking in Duitsland heeft problemen met duizeligheid, en vestibulaire vertigo 4,9% van deze diagnoses. (Neuhauser, 2008).

In een recent project is een prototype hulpmiddel (werknaam: 'Briljant') ontwikkeld dat mogelijk hulp kan bieden met de mobiliteit van patiënten met een chronische evenwichtsstoornis. De Briljant bestaat uit een augmented reality (AR) bril, zie afbeelding 1, en een applicatie. Op het netvlies wordt een virtueel referentieobject geprojecteerd dat de patiënt kan gebruiken als visueel steunpunt (Tijdeman, 2018). Er is een pilottest uitgevoerd door een proefpersoon ongeveer 20 meter te laten lopen met de Briljant op en dit te filmen met een smartphone. In deze pilottest is grote positieve verandering zichtbaar tussen de gang van de proefpersoon met en zonder prototype. Deze initiële test is echter uitgevoerd zonder toepassing van een gevalideerde onderzoeksmethode en is daarom niet voldoende om te kunnen concluderen dat de Briljant daadwerkelijk helpt. Zodoende moet er een geschikte meetmethode gezocht worden om de effectiviteit van de Briljant te kunnen kwantificeren. De hoofdvraag van dit onderzoek is dus: Geeft de gekozen meetmethode een indicatie van balans tijdens gaan?



Afbeelding 1 Prototype testbril: Epson Moverio BT-200

In de eerste plaats moet een definitie van balans tijdens gaan worden bepaald. Met een duidelijke definitie van balans is het mogelijk om een specifieke variabele te bepalen. Om deze variabele te meten wordt gezocht naar meetmethodes die al toegepast worden om balans tijdens het gaan te meten. Uit de gevonden meetmethodes zal er één gekozen worden die op gezonde proefpersonen wordt getest. Deze proeftest zal bepalen of de meetmethode haalbaar is, waar mogelijke verbeterpunten zitten en of de resultaten een indicatie geven van balans en onbalans tijdens het gaan. Uiteindelijk wordt gediscussieerd of deze meetmethode ook geschikt is voor de doelgroep "personen met een evenwichtsstoornis".

2 ANALYSE

2.1 DEFINITIE VAN BALANS

Inleiding

Om de effecten van het prototype hulpmiddel goed te kunnen bepalen moet als eerste een heldere definitie van balans tijdens gaan worden gemaakt. In de videobeelden genomen tijdens de ontwikkeling van de Briljant is duidelijk zichtbaar dat de proefpersoon veel beweging in horizontale richting heeft in het frontale vlak tijdens gaan. Deze potentiële variabele dient echter te worden onderbouwd. Dit zal gedaan worden aan de hand van een literatuuronderzoek. Waarbij uiteindelijk een meetbare variabele gekozen en onderbouwd zal worden om verder mee te werken. Het doel van deze definitie is om tot een meetbare variabele te komen waarmee een indicatie van balansniveau kan worden bepaald.

Methode

Het definiëren van balans zal gedaan worden door middel van een literatuuronderzoek. De gebruikte zoektermen zijn: analysis, method, balance, gait en dynamic. Dynamic is meegenomen in de zoektermen omdat balans tijdens beweging ook wel dynamische balans wordt genoemd. Er is geen limiet gezet op wanneer de artikelen gepubliceerd zijn omdat een oudere definitie van balans nog steeds valide kan zijn.

Resultaten

De artikelen waar balans als meetwaarde wordt gedefinieerd zijn veelal ook artikelen waar meetmethodes in worden besproken. De klinische methodes maken veelal gebruik van ordinale schalen.

De uitkomstmaat van deze schalen is vaak een score die aangeeft of een persoon een normale of abnormale balans heeft. Met deze uitkomstmaat kan vastgesteld worden of er verschil waargenomen wordt als gevolg van een interventie. Een nadeel van deze schalen is dat er vaak een plafondeffect optreedt.

Om inzicht te verkrijgen in welke methodes en sensoren beschikbaar zijn voor het bepalen van balans tijdens gaan zijn de reviewartikelen van Yelnick & Bonan (2008) en Muro de la Harran, et al. (2014) gebruikt. Het reviewartikel van Yelnick & Bonan geeft een uitgebreid overzicht van klinische meetmethodes om balans in verschillende situaties mee te bepalen. Muro de la Harran, et al. gaat in op het gebruik van sensoren om balans tijdens gaan te bepalen.

In het artikel van Yelnick & Bonan wordt aangegeven dat instrumentele analyses bij kunnen dragen aan klinische evaluaties van patiënten. Deze ganganalyses meten de volgende variabelen: traject, hoek, snelheid, versnelling, schrede analyse. Deze worden verder niet helder uitgewerkt in het artikel. Wel wordt geopperd dat de duur van de midstand fase van gaan gerelateerd is aan balans. In het artikel van Muro de la Harran, et al. (2014) worden 24 variabelen genoemd die de menselijke gang weergeven. Een aantal van deze komen overeen met de bovengenoemde spatio-temporele variabelen. Beiden artikelen pleiten echter voor het gebruik van sensoren om een helderder beeld te verkrijgen van de te meten variabelen.

Gezien de samenhang tussen versnelling, snelheid en verplaatsing en de toegankelijkheid van methodes om versnelling te meten is gekozen voor de variabele: 'Horizontale versnellingen van proefpersoon in het frontale vlak tijdens gaan in een rechte lijn.'

Conclusie

De uiteindelijke definitie van balans voor dit onderzoek is: "Balans gebaseerd op versnelling, in de horizontale richting, van het bovenlichaam in het frontale vlak." Waarbij, naar verwachting, een persoon die in balans gaat een lagere versnelling zal hebben dan een persoon die uit balans is tijdens het gaan.

De keuze om gebruik te maken van versnelling is omdat deze gebruik van de ruwe data mogelijk maakt. Dit betekent dat er minder informatie verloren gaat door gebruik van filters en dat er geen rekening gehouden hoeft te worden met drift als gevolg van integratie, drift uit zich als vervorming van het signaal. Daarnaast is er een ruime selectie aan IMU's waar gebruik van kan worden gemaakt om versnelling mee te meten.

2.2 MEETMETHODES & SENSOREN

Inleiding

Met behulp van de definitie zullen de gevonden meetmethodes uit de artikelen van Mancini & Horak (2010) worden gelimiteerd. Hieruit zal een selectie worden gemaakt die tot een tabel verwerkt gaat worden. Daarnaast zal gekeken worden naar bruikbare sensoren, voor het bepalen van de versnelling in het frontale vlak, in het artikel van Muro de la Harran (2014). De uiteindelijke selectie van methode en sensor zullen leiden tot een opzet voor een meetmethode. Het doel hierbij is om een tot een snel uitvoerbare en daardoor ruim inzetbare methode te komen.

Methode

Gebaseerd op de variabele uit de gebruikte definitie van balans zal een overzicht van klinische meetmethodes worden gemaakt. Zoals aangegeven bij de definiëring van balans, kunnen de klinische meetmethodes accurater gemaakt worden met behulp van sensoren en sensorische systemen. Indien een sensorische meetmethode niet bijdraagt aan het meten van gestelde variabelen of een klinische methode ondersteunt zal deze verworpen worden.

Klinische meetmethodes

Als een meetmethode buiten de gestelde definitie meet wordt deze niet meegenomen als geschikt. Daarnaast zal gebruik gemaakt worden van de volgende criteria die van belang geacht worden bij het vinden van de meest geschikte methode:

- Wat is de uitkomstmaat;
- Meet de methode de gestelde variabele;
- Is de methode subjectief/objectief;
- Hoeveel tijd is nodig voor het uitvoeren van de methode;
- Benodigdheden voor het uitvoeren van de methode;
- Wat zijn de randvoorwaarden van de methode;
- Wat voor dataverwerking is nodig;
- Is de methode locatiegebonden?

De uiteindelijke selectie van een meetmethode zal gebaseerd zijn op bovenstaande criteria. Gezien de uiteindelijke doelgroep van deze methode mensen met een chronische evenwichtsstoornis zijn. Gaat de voorkeur naar methodes waar weinig tijd nodig is voor het uitvoeren van een meting, weinig extra spullen nodig zijn voor de uitvoering en die op een breed scala aan locaties inzetbaar is. Zodat de uiteindelijke doelgroep zo min mogelijk wordt belast als gevolg van de metingen.

In tabel met meetmethodes zullen de volgende onderdelen op onderstaande wijze genoteerd worden.

De uitkomstmaat wordt omschreven in de tabel. Als de methode de gedefinieerde variabele meet krijgt deze een '+' symbool. Indien de methode de variabele niet meet krijgt deze een '-' symbool. De benodigde tijd zal worden omschreven in de tabel.

De benodigdheden worden in 3 maten onderscheiden:

- Weinig (pen, papier, 1 tot 2 extra voorwerpen zijn nodig)
- Matig (pen, papier, 3 tot 4 extra voorwerpen zijn nodig)
- Veel (pen, papier, 5 of meer extra voorwerpen zijn nodig)

De locatiegebondenheid wordt in 3 maten onderscheiden:

- Niet (er zijn geen eisen aan de testomgeving of geen moeilijk verplaatsbare objecten nodig);
- Enigszins (er is 1 eis aan de testomgeving of 1 moeilijk verplaatsbare objecten nodig);
- Redelijk (er zijn 2 eisen aan de testomgeving of 2 moeilijk verplaatsbare objecten nodig);
- Zeer (er zijn 3 of meer eisen aan de testomgeving of 3 of meer moeilijk verplaatsbare objecten nodig).

De andere onderdelen worden omschreven in de tabel.

Voor het bepalen welke sensor geschikt is voor de methode wordt simpelweg gekeken naar welke sensoren versnellingen meten, of deze op meerdere locaties inzetbaar zijn en hoeveel invloed de sensor heeft op de manier van lopen van potentiële proefpersonen.

Resultaten

In Mancini & Horak (2010) wordt een grote hoeveelheid klinische meetmethodes besproken. Een volledig overzicht hiervan is terug te zien in bijlage 3. Een nadeel van de klinische methodes is dat deze met ordinale schalen worden gemeten die subjectief zijn aan een plafondeffect. Ondanks dat ze andere variabelen meten zijn de protocollen van de Timed Up & Go (TUG) en Timed 25 Foot Walk (T25FW) nog steeds bruikbaar als er gemeten wordt met behulp van sensoren (zie tabel 1).

Tabel 1 Overzicht van Timed up and Go & Timed 25 Foot Walk methodes

Naam methode	Methode	Uitkomstmaat	Variable	Subjectief/ Objectief	Tijd	Benodigdheden	Randvoorwaarden	Dataverwerking	Locatiegebonden
Timed up and go (TUG) (Mathias, 1986)	Uitvoeren van zitten in een stoel, opstaan, loop 3 m, draai om, loop terug tot ga weer in de stoel zitten.	Valrisico van patiënt gebaseerd op tijd die nodig is voor taken.	-	Objectief	3 min	Weinig	Rustige ruimte met effen terrein en markering van 3 meter, patiënt mag 1 keer oefenen en gebruikt normale schoeisel en loophulpmiddel.	Interpretatie van tijdsscore.	Enigszins
Timed 25-foot Walk (T25FW) (Fischer, et al., 2001)	Proefpersoon loopt 7,5 meter in regelmatig tempo draait om en loopt weer terug.	Indicatie van functie van de lagere extremiteiten	-	Objectief	3 min	Weinig	Gemarkeerde afstand moet vrij zijn van obstakels. Patiënt mag gebruik maken van hulpmiddel.	Interpretatie van tijdsscore.	Enigszins

Uit een grote selectie van sensoren is de IMU naar voren gekomen als beste keuze voor de doeleinden van dit onderzoek. IMU's zijn draagbare sensoren die op het lichaam geplaatst worden om op dat punt versnellingen in verschillende richtingen te bepalen. Zodoende kan met een IMU versnelling in het frontale vlak worden bepaald.

De voordelen van een draagbare sensor als de IMU zijn:

- Transparante analyse en monitoring van gang tijdens dagelijkse activiteiten op lange termijn.
- De sensoren zijn goedkoper dan veel niet-draagbare systemen.
- Kan technisch gezien overal worden gebruikt.
- In ganganalyses stimuleren draagbare sensoren een autonome en actieve rol van de proefpersoon omdat de sensoren niet in de weg zitten van natuurlijke bewegingen van de proefpersoon.

Nadelen van draagbare sensoren zijn:

- Testen zijn gelimiteerd door batterijduur.
- Er zijn vaak complexe algoritmes nodig om data te interpreteren van IMU's.
- Er is een gevoeligheid voor ruis en externe factoren die losstaan van de onderzoeker.
- Vergeleken met niet draagbare meetsystemen is er vaak een kleinere hoeveelheid gangparameters meetbaar.

Ondanks de nadelen is de IMU een van de meest gebruikte sensoren in de ganganalyse. (Muro de la harran, 2014)

Conclusie

Door de T25FW te combineren met een IMU kan de versnelling in het frontale vlak van een proefpersoon worden gemeten. Er is gekozen om geen gebruik te maken van de TUG aangezien deze ook een proefpersoon vanuit zit laat opstaan. Omdat dit onderzoek een meetmethode zoekt voor het bepalen van balans tijdens gaan kan dit deel uitgesloten worden en dan is de T25FW makkelijker te verwerken tot de doeleinden van dit onderzoek.

3 MEETMETHODE

3.1 PLAATSING SENSOR

Inleiding

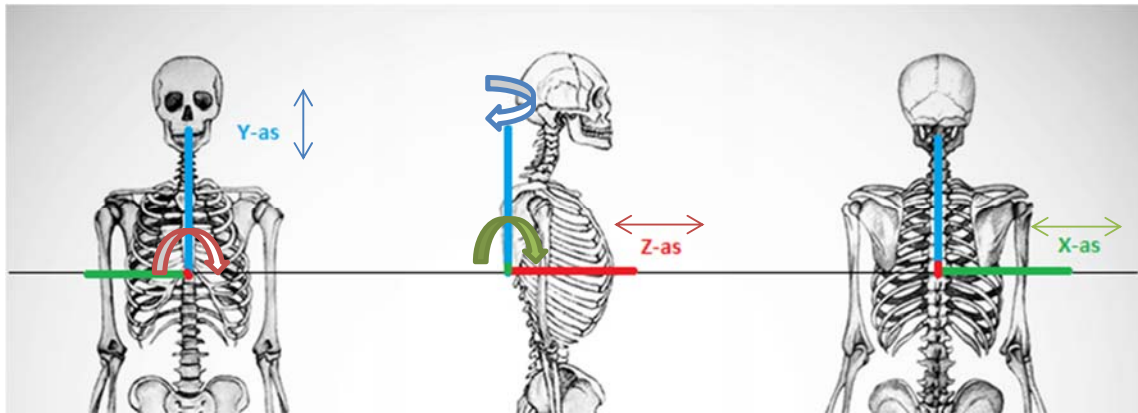
Na de meest geschikte methode en sensor te hebben bepaald moeten deze tot een meetprotocol worden verwerkt. Het doel van de metingen is om de standaarddeviaties van versnelling over de X-as van de NG IMU (afbeelding 2) te bepalen en aan de hand van de data bepalen welke sensorpositie het meest wordt beïnvloed door hoeksnelheden van de andere assen. Met deze standaarddeviaties kan bepaald worden welke sensorpositie het meest geschikt is voor het uiteindelijke meetprotocol.



Afbeelding 2 De NG IMU sensor

Methode

Het doel van de pilottest is het bepalen welke sensorpositie de meest geschikte is voor het uiteindelijke protocol. De assen waarover de IMU meet zijn weergegeven in afbeelding 3. De positie van de IMU heeft veel invloed op hoe deze de bewegingen van het lichaam tijdens gaan worden geregistreerd. Er is gekozen om de IMU op de wervelkolom te plaatsen. Deze locatie ligt namelijk dicht op de rotatieas en zwaartelijns van het lichaam. Om deze reden is de gemeten versnelling hier een goede representatie van de versnelling van de proefpersoon. De locatie op de wervelkolom kan ook nog invloed uitoefenen op de gemeten versnellingen. Hierom is gekozen om de sensor eerst op drie verschillende posities langs de wervelkolom te plaatsen en daarmee een pilottest uit te voeren. Het doel van deze pilottest is het bepalen op welke positie de sensor het minst beïnvloed wordt door andere versnelling of rotatiesnelheden tijdens gaan in een rechte lijn. Zodat een helder beeld verkregen kan worden van een zo puur mogelijke versnelling over het frontale vlak.

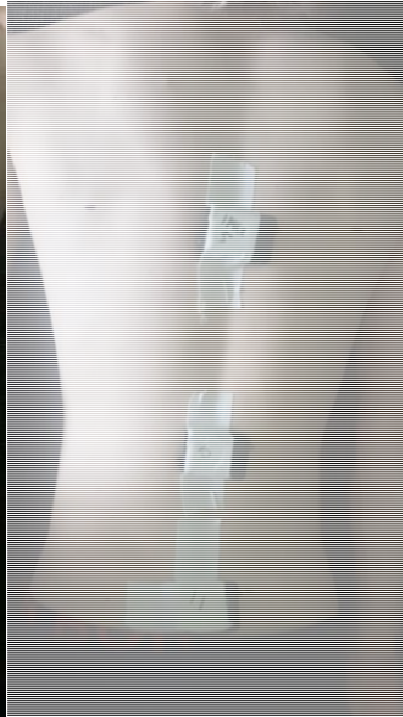


Afbeelding 3 Voorbeeld van X, Y en Z assen van NG IMU pijlen met 2 punten geven de meetrichtingen van acceleraties aan. De kromme lijnen geven de meetrichting van rotatiesnelheden in de positieve richting aan. In dit figuur loopt de X-as gelijk aan het frontale bewegingsvlak.

De sensoren worden voor de pilotmeting op verschillende posities van de wervelkolom geplaatst. Er is gekozen om één sensor thoracaal te plaatsen, één lumbaal en één op de bovenrand van het Os Sacrum. De uiteindelijk gekozen posities zijn op goed palpabele botpunten zodat de plaatsing van de sensor, indien deze opnieuw moet gebeuren, een zo klein mogelijk obstakel is.



Afbeelding 4.1 Posities waar de NG IMU's geplaatst worden. Afbeelding 4.2 Voorbeeld van plaatsing NG IMU's.



De positie van de thoracale sensor zal op de horizontale lijn tussen de Angulus Inferiores van de Scapulae worden geplaatst (overeenkomend met Thoracale 7). De lumbale sensor zal op de grens tussen wervel Thoracale 12 en Lumbale 1 worden geplaatst en de Sacrale sensor zal op de lijn tussen de Spina Iliaca Posterior Superiores van de Crista Iliaca worden geplaatst (zie afbeelding 4.1 en 4.2).

De sensor wordt zo geplaatst dat de Y-as van de NG IMU's zoveel mogelijk in het verlengde van de wervelkolom ligt. Na plaatsing kunnen de sensoren allen aan worden gezet en wordt de pilotmeting uitgevoerd.

Het gebruikte protocol is gebaseerd op de 'Timed 25 Foot Walk' (T25FW) test (zie bijlage 3). Waarbij een proefpersoon 7 meter rechtuit moet lopen, pauzeren en vervolgens dezelfde afstand weer aflegt. Er is bij dit onderzoek echter gekozen om gebruik te maken van een afstand van 5

meter in het protocol. De redenen voor deze keuze zijn dat de eerste en laatste stap in deze afstand weggefilterd kunnen worden en door een kleinere afstand te gebruiken kan de test op meer locaties worden uitgevoerd. De in dit onderzoek gebruikte methode maakt eerst gebruik van een afstand van 5 meter en laat de gezonde proefpersonen in de vervolgfase 30 seconden om de eigen as draaien om het evenwichtsorgaan te verstoren voordat de proefpersonen de afstand van 5 meter een tweede keer afleggen. De begin- en eindstreep zullen 1 meter breed zijn. De proefpersoon zal vervolgens op normale maar veilige wijze zonder hulpmiddel van de start- tot de eindlijn lopen. Voor een uitgebreide versie van het meetprotocol zie bijlage 2.

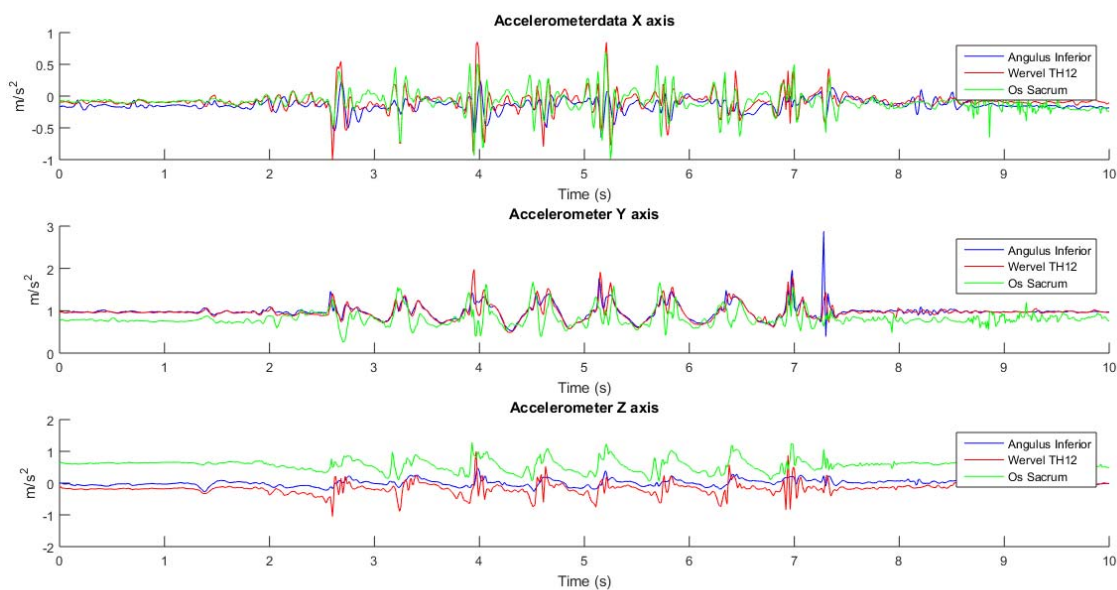
Vervolgens worden de data gesynchroniseerd en wordt de standaarddeviatie van de versnellingen en hoeksnelheden van iedere as per sensor bepaald. Daarnaast wordt een plot van versnelling om iedere as en een plot van hoeksnelheid om iedere as gemaakt. Naar verwachting wordt de versnelling om de X-as beïnvloed door hoeksnelheden om de Y- en Z-assen. Met deze data kan bepaald worden welke sensorpositie het meest geschikt is voor de doeleinden van dit onderzoek.

Resultaten

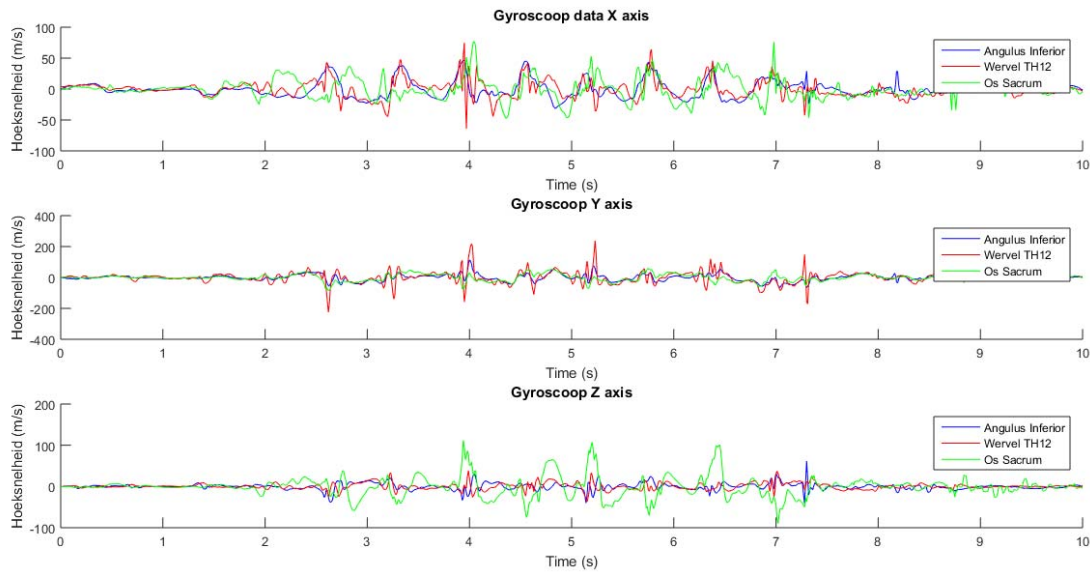
In tabel 2 zijn de standaarddeviaties van de verschillende sensoren over de relevante assen te zien. Uit deze data valt op dat tijdens normaal gaan de acceleratie van de NG IMU die op de lijn van de Angulus inferior is geplaatst de kleinste standaarddeviatie heeft. De NG IMU's op TH12 en het Sacrum lopen qua uitslag bijna gelijk tijdens de normale gang, zie tabel 2. De versnellingen en hoeksnelheden zijn ook visueel weergegeven in afbeeldingen 5 en 6.

Tabel 2 Standaarddeviaties van accelerometer over de X-as en gyroscoop over de Y en Z assen.

Sensor	Accelerometer X-as (m/s^2)	Gyroscoop Y-as ($^{\circ}/s$)	Gyroscoop Z-as ($^{\circ}/s$)
Angulus Inferior	0,1165	24,6903	9,5032
Wervel TH12	0,1956	44,5038	9,4624
Os Sacrum	0,1943	26,0101	30,1805



Afbeelding 5 Versnellingsdata over de X-,Y- & Z-assen van de verschillende sensorposities tijdens normaal gaan.



Afbeelding 6 Hoeksnelheid over de X-,Y- & Z-assen van de sensorposities tijdens normaal gaan.

Conclusie

Opvallend is dat de versnelling over de Z-as van de IMU op het Os Sacrum hoger lijkt te zijn dan die van de andere sensoren. Uit observatie van de data lijkt de IMU op het Os Sacrum ook grotere hoeksnelheden te hebben over de X-as dan de andere 2 Sensoren. Deze opvallende observatie wordt verder besproken in de discussie.

De rotatiesnelheden bij de Y en Z-as zijn bij de IMU op de Angulus Inferior de kleinste, dus oefenen deze de minste invloed uit op de versnelling over de X-as. Dit betekent dat in het uiteindelijke protocol gebruik gemaakt zal worden van de Angulus Inferior positie voor de IMU.

3.2 UITVOERING METINGEN

Inleiding

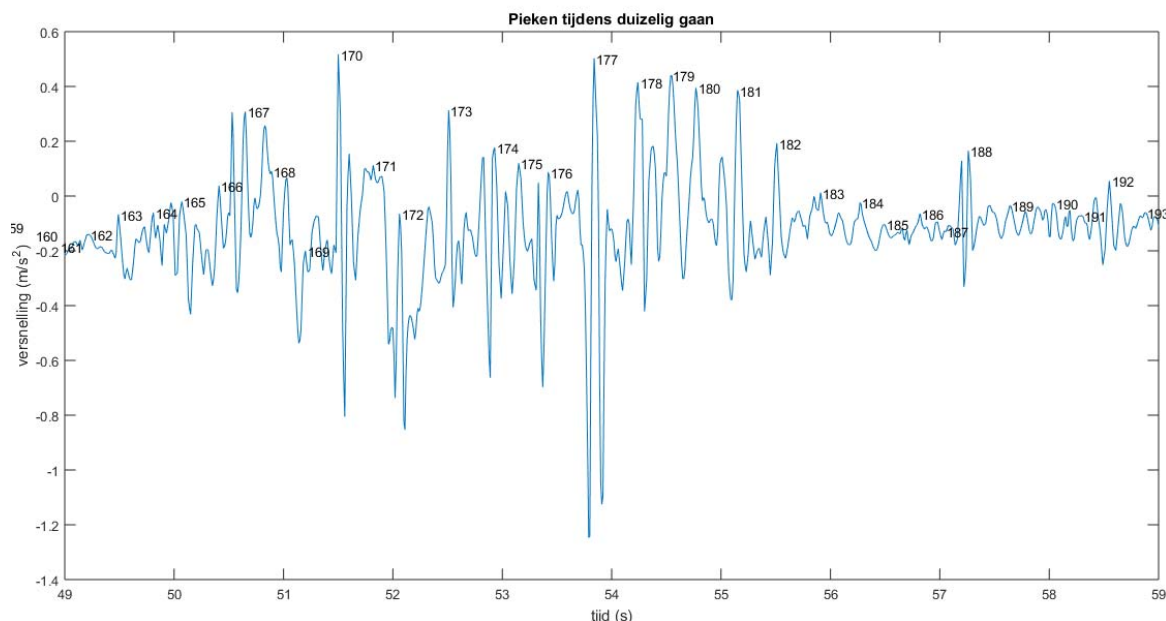
De sensorpositie is bepaald en het meetprotocol staat klaar. De volgende stap is het uitvoeren van de meting op gezonde proefpersonen. Door de methode te testen op gezonde proefpersonen kan inzicht verkregen worden of de standaarddeviatie van versnelling over de X-as daadwerkelijk toeneemt als de proefpersoon duizelig gaat. Daarnaast wordt kritisch gekeken naar verbeterpunten voor de methode in het algemeen en mogelijke knelpunten voor het uitvoeren van de methode voor potentiële gebruikers van de Briljant.

Methode

De populatie betreft 15 proefpersonen, 10 mannen en 5 vrouwen, van de leeftijd 13 tot 71 jaar. De metingen worden uitgevoerd aan de hand van het meetprotocol in bijlage 2. Waarbij de eerste set metingen is uitgevoerd op 5 van de totaal 15 proefpersonen. Na deze eerste 5 metingen is gereflecteerd op de punten die niet goed genoeg werken. Bij de tweede ronde van metingen is rekening gehouden met welke kant de proefpersoon om roteert en met welke voet als eerste een schrede is gezet. Gezien de proefpersonen de rotatierichting op neigen te gaan kan op deze manier terug geredeneerd worden welke schredes links en rechts zijn. De kant waar de proefpersoon naartoe helt is ook vaak de kant gebleken waar de proefpersoon langer op staat en dus zal de proefpersoon langere schreden aan de andere zijde hebben.

Om de data te analyseren is gekozen om vier ‘stabiele’ schredes van een proefpersoon te nemen tijdens ‘normale’ en vervolgens tijdens ‘duizelige’ gang. Een ‘stabiele’ schrede is gedefinieerd als een schrede tijdens een constante tred. Vervolgens wordt de standaarddeviatie van de versnelling over de X-as tijdens deze periodes per schrede bepaald. Van deze standaarddeviaties wordt een gemiddelde genomen om tot de gemiddelde standaarddeviatie van versnelling over de X-as per schrede te komen. Deze schredes worden niet functioneel gelijk gesteld maar op tijd tegen elkaar uitgezet. Zodat ook de staplengte zichtbaar wordt in de plots.

Aangezien er geen moment van hielcontact is bepaald tijdens het meten worden de schredes in dit onderzoek gedefinieerd als: “De tijd tussen de pieken in de versnelling over de Y-as”. De data worden vervolgens verwerkt aan de hand van de Matlabcode uit bijlage 4. In de code worden de ‘normale’ en ‘duizelige’ metingen ingevoerd. Als resultaat worden vervolgens de versnellingsdata van de Y-as geplot met de pieken in de data genoteerd in de plot, zie afbeelding 7.



Afbeelding 7 Pieken in versnelling over de Y-as tijdens duizelig gaan. Uit deze genummerde pieken wordt gekozen.

De code berekent vervolgens de standaarddeviaties, zowel 'normaal' als 'duizelig' gaan, van versnelling over de X-as en die van de hoeksnelheden over de Y- en Z-assen. Ook geeft de code de gemiddelde standaarddeviatie van de geselecteerde schredes over de bovenstaande assen. Daarnaast geeft de code plots terug waar de data visueel te overzien zijn per schrede, zie figuur 8 voor versnellingen tijdens 'normaal' gaan en figuur 9 voor de versnelling tijdens 'duizelig' gaan.

De gemiddelde standaarddeviatie van een proefpersoon tijdens 'normaal' gaan wordt als indicatie genomen van normale balans tijdens gaan. Ditzelfde geldt ook voor de gemiddelde standaarddeviatie tijdens 'duizelig' gaan. Door deze tegen elkaar uit te zetten kan het verschil, als gevolg van duizeligheid, tussen de standaarddeviaties worden bepaald. Naar verwachting zal de standaarddeviatie kleiner zijn als de proefpersonen 'normaal' gaan en hoger als ze 'duizelig' gaan. Met alle standaarddeviaties en gemiddeldes kan de effectgrootte van 'duizelig' tegen 'normaal' gaan worden bepaald. De effectgrootte wordt gebaseerd op de volgende formule:

$$Effectgrootte = \frac{Gemiddelde_{duizelig} - Gemiddelde_{normaal}}{standaarddeviatie_{normaal}}$$

Waarbij $Gemiddelde_{duizelig}$ de gemiddelde standaarddeviatie over de versnelling van de X-as per schrede van alle proefpersonen tijdens 'duizelig' gaan is en $Gemiddelde_{normaal}$ de gemiddelde standaarddeviatie over de versnelling van de X-as per schrede van alle proefpersonen tijdens 'normaal' gaan is. Als de waarde van effectgrootte de -0,8 of 0,8 overschrijdt wordt deze als groot gerekend en indien de waarde dicht bij 0 is als klein.

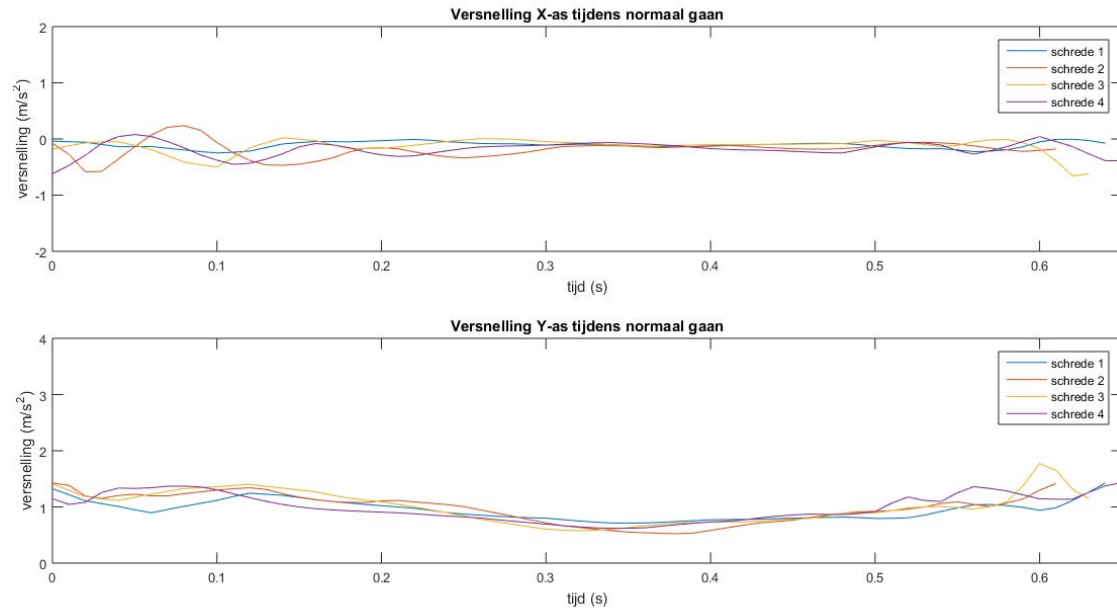
In de discussie zal gereflecteerd worden op de mogelijke aanpassingen in randvoorwaarden en het meetprotocol voor het meten van patiënten met chronische evenwichtsstoornissen.

Resultaten

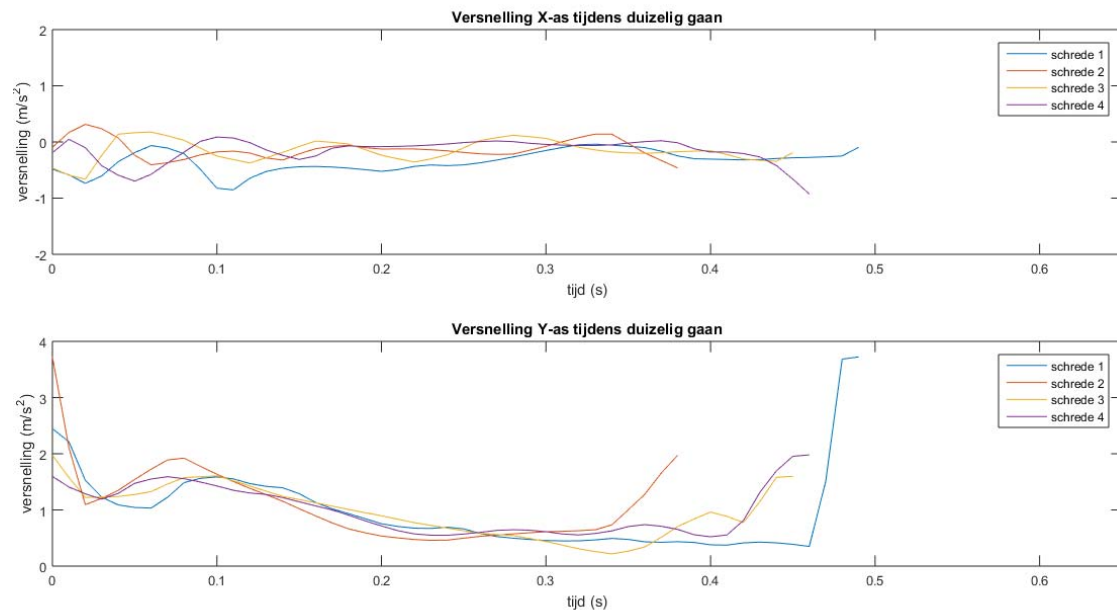
Na het verwerken van de data van de proefpersonen is een overzichtstabel gemaakt van de standaarddeviaties. De data van tabel 3 zullen verder worden toegelicht in de conclusie van dit hoofdstuk. In afbeelding 7 & 8 is een voorbeeld van de versnellingsdata per schrede van proefpersoon 1. De standaarddeviatie van versnelling van alle proefpersonen is in bepaalde mate toegenomen tijdens 'duizelig' gaan. De effectgrootte die is berekend komt uit op 0,951.

Tabel 3 Gemiddelde standaarddeviaties van versnelling per schrede over de X-as, Gyroscop over de Y- en Z-assen tijdens 'normaal' en 'duizelig' gaan. Rotatierichting en aan welke kant de eerste schrede genomen zijn is meegenomen vanaf proefpersoon 6.

→ Gemiddelde std/schrede	Rotatierichting	1 ^{ste} schrede	Versnelling X-as normaal (m/s ²)	Versnelling X-as Duizelig (m/s ²)	Gyro Y Normaal (°/s)	Gyro Y Duizelig (°/s)	Gyro Z Normaal (°/s)	Gyro Z Duizelig (°/s)
PP 1			0,1219	0,1957	23,6086	32,0281	9,3114	15,8857
PP 2			0,0701	0,1237	22,2785	31,1182	10,7741	12,7153
PP 3			0,1119	0,4590	25,9577	54,4087	16,4751	63,8905
PP 4			0,0657	0,1419	13,1424	22,2555	9,8594	15,2896
PP 5			0,0758	0,1412	16,7283	21,4685	9,2335	13,5107
PP 6	R	R	0,1257	0,1774	32,2243	52,3949	14,4888	24,8636
PP 7	L	R	0,1196	0,3412	23,9952	48,8294	13,2878	33,9218
PP 8	L	R	0,1363	0,1466	17,5096	18,5372	11,6231	14,1647
PP 9	R	R	0,0755	0,1332	14,0196	19,2797	8,7874	12,1428
PP 10	R	R	0,1057	0,2614	19,7424	37,1422	11,4187	20,1442
PP 11	L	R	0,1303	0,1585	33,0148	23,3300	14,1963	13,7343
PP 12	L	R	0,0786	0,1640	26,7311	40,6456	10,1075	18,8966
PP 13	L	R	0,0912	0,1800	14,6402	30,3944	12,3708	14,9940
PP 14	L	R	0,0974	0,1831	20,4695	30,7322	9,8691	15,8198
PP 15	R	R	0,1034	0,1360	18,7570	19,1731	13,4671	11,0279
Gemiddelde van alle PP's			0,1006	0,1962	21,5213	28,8492	11,6847	20,0714



Afbeelding 8 Versnellingen over de X- en Y-assen van proefpersoon 1 tijdens normaal gaan.



Afbeelding 9 Versnellingen over de X- en Y assen van proefpersoon 1 tijdens duizelig gaan.

Conclusie

Opvallend is dat bij proefpersonen 8, 9 en 11 de toename in standaarddeviatie tijdens 'duizelig' gaan veel minder groot is dan bij andere proefpersonen. Wat ook opvalt is dat proefpersonen 3 & 7 een veel hogere toename van gemiddelde standaarddeviatie van versnelling in het frontale vlak tijdens 'duizelig' gaan hebben. Opvallende data zullen verder worden besproken in de discussie van dit procesverslag.

De data in tabel 3 indiceren dat er een toename in de standaarddeviatie van versnelling over de X-as in het frontale vlak plaatsvindt als de proefpersonen 'duizelig' gaan. De mate van effectgrootte wordt als groot gezien. Zodoende kan gesteld worden dat het effect van 'duizelig' gaan op de gemiddelde standaarddeviatie van versnelling over de X-as in het frontale vlak groot is. Logischerwijs kan gesteld worden dat een verlaging van gemiddelde standaarddeviatie van versnelling in het frontale vlak een indicatie is van een 'normalere' ofwel stabielere gang van een proefpersoon.

4 DISCUSSIE

Meetmethodes en sensoren

Er is nu gekozen om een mobiliteitstest, de T25FW, aan te passen tot een test om versnelling over de X-as tijdens gaan mee te bepalen. In de toekomst kan het echter ook de moeite waard zijn om te kijken welke effecten meetbaar zijn binnen een geheel protocol van een klinische meetmethode. Bepaalde klinische methodes zoals de BESTest (zie bijlage 3) meten over een groter scala aan activiteiten en als deze op eenzelfde manier gekwantificeerd kunnen worden als gebeurd in dit verslag kan het een breder inzicht geven in de effectiviteit van een hulpmiddel.

Plaatsing sensor

De keuze om de sensor op de lijn tussen de Anguli Inferiores van de Scapulae te zetten is gekozen uit 3 potentiële sensorposities. Het zou echter de moeite waard kunnen zijn om te onderzoeken of er nog andere posities mogelijk zijn die zich nog beter lenen voor het meten van een zo zuiver mogelijke versnelling over de X-as.

De rotatiesnelheden om de Y-as zijn bij TH12 het grootst, die van de sensor bij de Angulus Inferior loopt grotendeels gelijk met die van het Os Sacrum maar heeft een aantal hogere uitslagen. Bij de hoeksnelheden om de Z-as valt op dat de IMU op het Os Sacrum veel hogere uitslagen heeft dan die van de Angulus Inferior en TH12. De hogere hoeksnelheid bij het Os Sacrum kan teruggekoppeld worden aan de rotaties die plaatsvinden in de heup tijdens gaan. De IMU's bij Angulus Inferior en TH12 hebben grotendeels vrijwel dezelfde hoeksnelheid. Wat vervolgens opvalt is dat de versnelling bij de Angulus Inferior lager is dan die van de TH12 en het Os Sacrum. Dit kan teruggeleid worden naar de lagere hoeksnelheden die om de Y-, en Z-assen gemeten zijn bij de Angulus Inferior.

Hoewel er in dit onderzoek is gekozen om de invloed van rotatiesnelheden op de versnelling over de X-as te verwaarlozen, zijn deze nog steeds aanwezig, zoals zichtbaar is in de uiteindelijke data. Wegens beperkte tijd om deze snelheden te verwerken is gekozen om dit zo te laten maar bij vervolgonderzoek is het de moeite waard om eventuele rotatiesnelheden te verwerken voor een zuiverder beeld van versnelling over de X-as.

Uitvoering metingen

De eerste aanpassingen die zijn doorgevoerd tijdens het meten was het toevoegen van noteren welke rotatierichting de proefpersoon koos en met welke voet de eerste schrede gezet werd. In het huidige protocol wordt van de proefpersoon gevraagd om op een snelheid te roteren die ze zelf aan denken te kunnen zonder zelf al om te vallen van duizeligheid. Een aantal punten kan hier nog aan toegevoegd worden bij vervolgonderzoek op gezonde proefpersonen. Bijvoorbeeld de proefpersoon draait in een bepaalde tijd een vast aantal rondjes 1 kant op, doet de meting en, na een korte pauze, doet hetzelfde maar dan met een rotatie de andere kant op. Dit zodat een beeld verkregen kan worden of een bepaalde kant op roteren een verschil in balansniveau tijdens gaan tot gevolg heeft. Een vast aantal rondjes draaien zou meer controle geven over de mate van balans verstoren die de proefpersoon ondervindt. Het nadeel hieraan kan zijn dat een proefpersoon eerder moet stoppen met draaien omdat deze simpelweg niet zo kan bewegen of als gevolg van op zo een vaste manier roteren om zou vallen voordat de tijd om is.

Dit protocol kan in principe overal worden uitgevoerd met gezonde proefpersonen, zie bijlage 2. Met proefpersonen die een chronische evenwichtsstoornis hebben kan iets dat voor gezonde proefpersonen een kleine afleiding zou zijn, bijvoorbeeld een fietser die in het perifeer zicht

voorbij komt, echter al een zeer grote invloed hebben. Hierom zouden metingen met proefpersonen die chronische evenwichtsstoornissen hebben in een rustige omgeving waar zo min mogelijk risico op afleiding door externe factoren is moeten gebeuren zodat de effectiviteit van de Briljant, of andere hulpmiddelen, goed bepaald kan worden.

Wat is opgevallen tijdens de verwerking van data is dat er geen goede manier is meegenomen om de start en het einde van de gang, of nog beter, de gangfases te bepalen. Om deze reden is besloten om de afstand tussen pieken een schrede te noemen. In vervolgonderzoeken in dit gebied is het de moeite waard om een stopwatch, camera of extra sensor te gebruiken waarmee dit kan worden bepaald. Een andere optie is gebruik maken van de piek tot piek methode van dataverwerking maar deze dan te automatiseren. Dit is deels al gedaan voor de 2^{de} set metingen die zijn uitgevoerd, herkenbaar in de methode waarbij de pieken van versnelling over de Y-as makkelijker te vinden zijn. Desalniettemin kan er nog verder uitgebreid worden in de vorm van een GUI (Graphical User Interface) waarbij de data simpeler ingevoerd kunnen worden en pieken eventueel aangeklikt kunnen worden in plaats van deze handmatig in te voeren voor ieder proefpersoon.

Door tijdsbeperking is er een beperkte keuze in proefpersonen geweest. Dit heeft tot gevolg gehad dat er een groot verschil in de leeftijden tussen de proefpersonen zit. Dit heeft ook interessante data met zich meegebracht. Proefpersoon 8 en 15 zijn van hogere leeftijd (70 & 71 jaar) en gaven aan al tijdens de rotaties heftige duizeligheid te ervaren. Als gevolg van deze ervaring draaiden zij minder snel om de eigen as. Op het moment dat zij stopten met roteren nam het gevoel van duizeligheid snel af. Dit reflecteert zich in de mindere toename van standaarddeviatie bij 'duizelig' gaan. Proefpersoon 9 is daarentegen minder oud (46 jaar) en heeft ook een kleine toename in de standaarddeviatie van versnelling en zelfs een vermindering van standaarddeviaties van hoeksnelheden om de Y- en Z-assen. Dit kan wijzen op minder snel roteren om de eigen as tijdens uitvoering van het protocol. Het kan ook een gevolg zijn van extra moeite die de proefpersoon heeft genomen om het lichaam recht te houden tijdens het 'duizelig' gaan. Desalniettemin is er nog steeds een toename van de gemiddelde standaarddeviatie van versnelling van deze 3 proefpersonen. 1 proefpersoon is 13 jaar en deze had ook een vergelijkbaar verschil in gemiddelde standaarddeviatie tussen 'normaal' en 'duizelig' gaan als proefpersonen van middelbare leeftijd. Ondanks eenzelfde verschil in standaarddeviaties herstelde de proefpersoon van 13 wel veel sneller van het duizelige gevoel dan proefpersonen die ouder zijn.

Daarnaast valt op dat het stapritme wisselvalliger is tijdens duizelig gaan. Dit is gebaseerd op de verschillen tussen de schredetijd van normaal en duizelig gaan. Bij bepaalde proefpersonen valt op dat de schredes aan één zijde korter zijn dan aan de andere. Dit ligt mogelijk aan het feit dat de proefpersonen bij het 30 seconden om eigen as roteren één kant opgingen met als gevolg een balanstekort in slechts één richting.

Er is in dit onderzoek uitsluitend gekeken naar het verschil in versnelling over de X-as van een IMU geplaatst op de wervelkolom tussen de Angulus Inferiores van de Scapulae. Opvallend was dat de pieken van versnelling over de Y-as, die gebruikt zijn als 'schredes', hoger zijn tijdens duizelig gaan. Dit kan terug te leiden zijn naar de onzekerheid in gang die ontstaat als iemand duizelig is. Een gevolg hiervan is dat het moment van hielcontact onverwacht plaatsvindt en er in kortere tijd een grotere krachtoverdracht is en dit een hogere uitslag van versnelling over de Y-as tot gevolg heeft.

In vervolgonderzoek zou ook gebruik kunnen worden gemaakt van de hoeksnelheden die waargenomen worden over de Y en Z as van de IMU. De rotatiesnelheden over de Z-as zouden rotatie in het frontale vlak weergeven, terwijl met de snelheden om de Y-as de richting van het bovenlichaam tijdens gaan kan worden bepaald. Met deze data kan ook positieverandering van het lichaam worden beredeneerd. Voor deze discussie is dan ook de effectgrootte van 'duizelig' gaan op de gemiddelde standaarddeviaties van de hoeksnelheden op de Y- en Z-assen bepaald. Als deze waarden de -0,8 of 0,8 overschrijden worden deze als groot gerekend en waarden dicht bij de 0 als klein. De effectgrootte op de Y-as is 0,3405 en de effectgrootte op de Z-as 0,7178. De waarde van effectgrootte is bij hoeksnelheden om de Y-as dus niet groot. Dit terwijl de waarde van effectgrootte om de Z-as dicht bij de 0,8 ligt en dus aan de grote kant is. Dit impliceert dat de effecten van 'duizelig' gaan een significante invloed hebben op de gemiddelde standaarddeviatie van hoeksnelheden om de Z-as.

5 CONCLUSIE

In de loop van dit onderzoek is balans gedefinieerd tot een meetbare uitkomstmaat. Vervolgens is er onderzocht welke meetmethodes en sensoren geschikt zijn om deze uitkomstmaat mee te bepalen. Aan de hand van deze methodes en sensoren zijn een meetmethode en protocol opgesteld en is hiermee een pilottest uitgevoerd. Na het verfijnen van de methode zijn er metingen uitgevoerd op een grotere populatie en is geconcludeerd dat de toename in gemiddelde standaarddeviatie van versnelling in het frontale vlak een goede indicatie is van een duizelige gang, tijdens gaan in een rechte lijn. Logischerwijs kan gesteld worden dat een afname van gemiddelde standaarddeviatie van versnelling in het frontale vlak een indicatie is van een stabielere gang.

Naast de bepaalde verschillen tussen 'normaal' en 'duizelig' gaan, zou in dit onderzoek bepaald worden hoe bruikbaar de meetmethode is voor patiënten met een aangedaan evenwichtsorgaan. De methode is zeer ambulant inzetbaar. Zolang er een vlakke ondergrond, genoeg ruimte en geen drukte zijn, kan vrijwel iedere locatie waar een begin- en eindpunt kunnen worden gemarkeerd gebruikt worden als testlocatie. Aangezien het protocol 5 meter nodig heeft om uitgevoerd te kunnen worden is wel raadzaam om een vaste rustige plek te kiezen waar gemeten kan worden met de doelgroep. Dit voorkomt veel problemen als blijkt dat een locatie toch niet rustig genoeg is om een goede meting te doen met de proefpersoon. Het plaatsen van de sensor is snel gedaan, maximaal 3 minuten, en het uitvoeren van de meting zelf neemt minder dan 5 minuten in beslag. Om deze redenen is de methode goed uitvoerbaar en geschikt voor de patiëntengroep waar deze op uitgevoerd dient te worden. Eventuele verbeterpunten voor de methode zijn besproken in de discussie, de meetmethode is echter al inzetbaar bij de doelgroep.

Met deze vergaarde informatie kunnen metingen worden uitgevoerd op patiënten met een chronische evenwichtsstoornis. Bij dezen zal de proefpersoon eerst zonder Briljant lopen en vervolgens met, waarbij de afname van gemiddelde standaarddeviatie per schrede een indicatie is van een verbeterde gang.

LITERATUURLIJST

Erickson, K. [Internet] (2009) Vestibular Disorders Association. Cognitive Aspects of Vestibular Disorders.

Retrieved from http://www.oocities.org/gotmenieres/cognitive_aspects_of_vestibular_.htm

Mancini, M., Horak, F.B., (2010) The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *Eur J Phys Rehabil Med* 2010 June; 46(2): 239-248.

Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., Mendez-Zorilla, A. (2014) Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* 2014, 14, 3362-3394; doi:10.3390/s140203362

Neuhauser, H. K., Radtke, A., von Brevern, M., Lezius, F., Feldmann, M., Lempert, T. (2009) Burden of dizziness and vertigo in the community. *Arch Intern Med* 168(19):2118-24 doi: 10.1001/archinte.168.19.2118.

Yelnik, A., Bonan, L., (2008) Clinical tools for assessing balance disorders. *Clinical Neurophysiology* 2008 38, 439-445, doi: 10.1016/j.neucli.2008.09.008.

Tijdeman, W. (2018) Prototype balanshulpmiddel ontwerpverslag, Stage 2 bij Y. Wolhuis voor Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool.

BIJLAGES

BIJLAGE 1 TOELICHTING 'BRILJANT'

De Briljant bestaat zoals eerder beschreven uit een combinatie van een augmented reality (AR) bril en een softwareapplicatie (app). De AR bril die gebruikt is tijdens de ontwikkeling van de Briljant is de Epson Moverio BT-200. Deze versie van de Moverio series is inmiddels iets verouderd en niet meer beschikbaar via Epson zelf. Deze bril functioneert als een Android apparaat, moderne smartphone, enkel wordt het scherm van Moverio geprojecteerd op de lenzen van de bril.

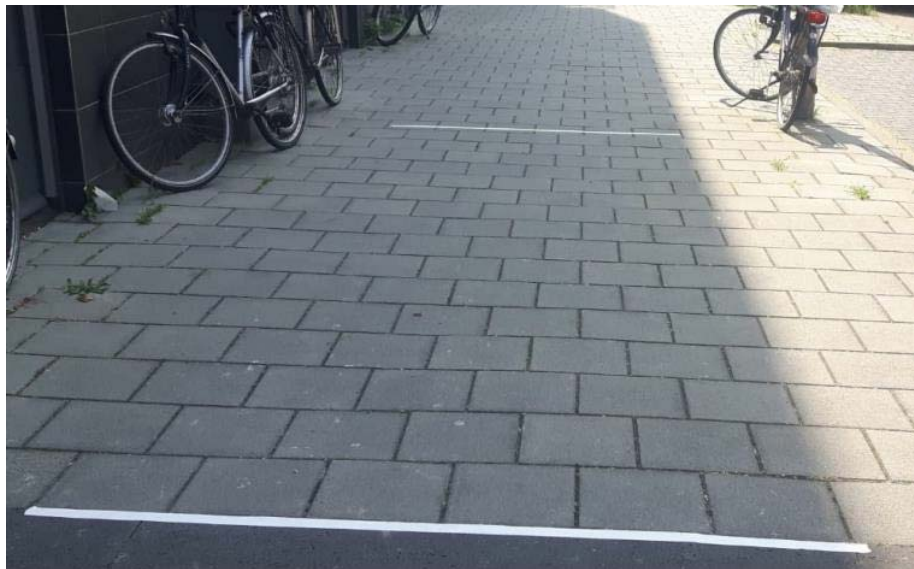
De applicatie maakt gebruik van deze projectievorm om een referentieobject te projecteren in het zicht van de proefpersoon. Dit object is een bol en deze blijft in het centrum van het zicht geprojecteerd. Na de initiële verandering, in gang van de proefpersoon, die tijdens de stage is waargenomen, is contact gezocht met vestibuloloog aan het MUMC Prof. Dr. H. Kingma. Tijdens de bespreking in het MUMC is de volgende hypothese naar voren gekomen: "Gezien de ogen niet meer stabiel blijven ten opzichte van het hoofd tijdens bewegen (als gevolg van het verliezen van de vestibulo-oculaire reflex) helpt het stabiele referentiepunt met de oscillopsie die optreedt tijdens het gaan."

Dit houdt in dat de projectie, net zoals de ogen, niet met de bewegingen van het hoofd beweegt en altijd een stabiele visuele houvast kan bieden voor de proefpersoon.

BIJLAGE 2 MEETPROTOCOL

1. Plaats tape 5 meter van elkaar af op de vloer (lengte tape 2m).
2. Plaatsing van NG IMU op de lijn tussen Angulus Inferiores van Scapula met sporttape.
3. Laat proefpersoon in rust op startlijn staan.
4. De opdracht aan de proefpersoon is: "Op het moment dat de onderzoeker het startsignaal geeft, loop dan in normaal tempo naar de eindstreep maar doe het veilig en in een regelmatig tempo."
5. Schakel de NG IMU in.
6. Laat proefpersoon 2 seconden in rust voor de startlijn staan.
7. Laat proefpersoon een rechte lijn lopen tot de eindstreep (gebruik stopwatch voor start- en eindmoment van test).
8. Schakel NG IMU uit.
9. Plaats proefpersoon bij de startlijn en geef aan dat de opdracht hetzelfde is als de vorige keer, doch dat de proefpersoon eerst 30 seconden rondjes om de eigen as moet draaien
10. Schakel de NG IMU in.
11. Laat proefpersoon vervolgens 30 seconden rondjes om de eigen as draaien.
12. Laat de proefpersoon 1 seconde stil staan bij de startlijn
13. Laat de proefpersoon lopen tot de eindstreep.
14. Schakel de NG IMU uit.
15. Verwijder accelerometer bij proefpersoon .

Er dient altijd een onderzoeker mee te lopen met de proefpersoon voor het geval deze omvalt. Zo kan de veiligheid van proefpersonen gewaarborgd blijven. Indien de proefpersoon valt maar aangeeft door te kunnen gaan kan de proef indien nodig opnieuw gestart worden. Als de proefpersoon aangeeft niet meer te kunnen dient de proef te worden gestopt.



Afbeelding 10 Voorbeeld testopzet in ambulante situatie

BIJLAGE 3 TABEL OVERZICHT VAN KLINISCHE MEETMETHODES

Tabel 2 Overzicht van klinische meetmethodes

Naam methode	Methode	Uitkomstmaat	Variabelen	Subjectief /Objectief	tijd	Benodigdheden	Randvoorwaarden	Dataverwerking	Locatie gebonden
Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC; Powell and Meyers, 1995) Balance Evaluation System Test (BESTest; Horak et al., 2009)	16-delige questionnaire	Zekerheid in balans tijdens dagelijkse activiteiten beoordelen.	-	Subjectief	6 tot 30 min	Weinig	Geen	Gemiddelde nemen van scores.	Niet
	Bestaat uit 36 delen onderverdeeld in 6 systemen.	Balans gebaseerd op 6 systemen: "Biomechanische limitaties", "Limitaties van stabiliteit/verticaliteit", "Postuuraanpassingen in verwachting", "Postuurrespons", "Sensorische orientatie" en "Stabiliteit in gang".	-	Subjectief/objectief (onderzoeker meet/sommige onderdelen maken gebruik van stopwatch).	30 min	Veel	Veel	Scores van de totale test en iedere sectie. Deze scores kunnen als geheel geïnterpreteerd worden of per getest onderdeel.	Zeer
Berg Functional Balance Scale (Berg, et al, 1992, 1996)	Clinicus scoort 14-delige functionele activiteiten test.	Uitkomstmaat is valrisico gebaseerd op onderdelen die ordinaal worden gescoord van 0 tot 4 punten met een maximum totaalscore van 56.	-	Objectief	15 min	Matig	De KNGF-richtlijn voor beroerte vereist een score van 2 of hoger op de	Scoren van items en tot totaalscore verwerken.	Enigszins

							Functional Ambulation Categorie (FAC) (Van Peppen, et al., 2004)		
Extra-Laboratory Gait Assessment Method (ELGAM) (Fried, et al., 1990)	4-delige test terwijl proefpersoon over 5m gaat.	Gangstabiliteit gebaseerd op: Staplengte, initiële gangstijl, draaien van hoofd tijdens gaan, gangsnelheid en statische balans.	-	Subjectief	5 -10 min	Weinig	Geen	Noteren van scores en interpretatie van interne verschillen bij patiënten.	Niet
Mini Balance Evaluation Systems Test (Franchignoni, 2010)	14-delige test onderverdeeld in 4 categorieën.	Balans gebaseerd op 4 categorieën: "Anticipatie", "Reactieve houdingscontrole", "Sensorische oriëntatie" en "Dynamische gang". Onderdelen worden gescoord op een ordinale 3-puntschaal.	-	Objectief	10 - 15 min	Matig	Geen	Scores van de totale test en iedere sectie. Deze scores kunnen als geheel geïnterpreteerd worden of per getest onderdeel.	Redelijk
Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M) (VanSwearingen, et al., 1995)	Proefpersoon loopt 7,6m vooruit en 7,6m terug terwijl dit wordt gefilmd.	Valrisico gebaseerd op observaties die op ordinale schaal worden gescoord in 7 verschillende onderdelen.	-	Subjectief	5 min	Weinig	Geen	Interpretatie van scores	Niet
One-leg stance	Uitgevoerd met ogen	Valrisico gebaseerd op tijd in seconden die	-	Objectief	1 min	Weinig	Geen	Interpretatie van tijdsscore	Niet

(Fregly, 1968)

Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)(Tinetti, 1986)

Physiological Profile Approach (PPA)(Lord, 1996)

Timed up and go (TUG)

open en armen op de heupen, patiënt moet zonder assistentie op 1 been staan.	patiënt op 1 been kan staan.							
Clinicus scoort 16-delige balans- en gangtest.	Voorspeld welke ouderen in ieder geval 1 keer gaan vallen in het komende jaar afhankelijk van ordinale score.	+	Objectief	15 min	Weinig	Geen	Optellen van scores en deze interpreteren	Enigszins
Bestaat uit klinische tests van zicht, huidsensatie van de voeten, spierkracht in de benen, reactietijd van stappen en postuurslissing.	Valrisico gebaseerd op meetdata. Uiteindelijke scores onder 0 zijn een indicatie van een laag valrisico, scores tussen 0 en 1 een mild valrisico en scores boven 2 een hoog valrisico.	-	Objectief	30 min	Veel	Alle hardware is nodig voor het uitvoeren van de PPA.	Scores van proefpersonen kunnen online ingevoerd worden om data te verwerken en vergelijken met grotere populatie van proefpersonen.	Zeer
Uitvoeren van zitten in een stoel, opstaan,	Valrisico van patiënt gebaseerd op tijd die nodig is voor taken.	-	Objectief	3 min	Matig	Rustige ruimte met effen terrein en	Interpretatie van tijdsscore.	Redelijk

**(Mathias,
1986)**

loop 3 m, draai om, loop terug tot ga weer in de stoel zitten.						markering van 3 meter, patiënt mag 1 keer oefenen en gebruikt normale schoeisel en loophulpmiddel.		
Proefpersoon loopt 7,5 meter in regelmatig tempo draait om en loopt weer terug.	Indicatie van functie van de lagere extremiteiten	-	Objectief	3 min	Weinig	Gemarkeerde afstand moet vrij zijn van obstakels. Patiënt mag gebruik maken van hulpmiddel.	Interpretatie van tijdsscore.	Enigszins

BIJLAGE 4 MATLABSCRIPT

```
clc
clear
close all;

% Import data

sessionData = importSession('Sascha/Normaal lopen/Angulus
Inferior/LOG_0034');
sessionData2 = importSession('Sascha/Duizelig lopen/Angulus
Inferior/LOG_0035');

% Resample data

[resampledSessionData, time] = resampleSession(sessionData, 0.01);
[resampledSessionData2, time2] = resampleSession(sessionData2, 0.01);

% Plot data

deviceColours = hsv(resampledSessionData.numberOfWorkDevices);

for deviceIndex = 1:resampledSessionData.numberOfWorkDevices
    deviceName = resampledSessionData.deviceNames{deviceIndex};
    deviceName2 = resampledSessionData2.deviceNames{deviceIndex};
    deviceColour = deviceColours(deviceIndex, :);

    [pksNorm, locsNorm] =
findpeaks(resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX,time,
'MinPeakDistance', 0.2);
    figure;
    plot(time, resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX);
%     ylim([-1 1]);
    xlim([10 20]);
    text(locsNorm+.02,pksNorm, num2str((1:numel(pksNorm))));
    title('Pieken tijdens normaal gaan');
    xlabel('tijd (s)');
    ylabel('versnelling (m/s^2)');
    [pksDiz, locsDiz] =
findpeaks(resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX,time2,
'MinPeakDistance', 0.2);
    figure;
    plot(time2,
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX);
%     ylim([-2 5]);
    xlim([49 59]);
    text(locsDiz+.02,pksDiz, num2str((1:numel(pksDiz))));
    title('Pieken tijdens duizelig gaan');
    xlabel('tijd (s)');
    ylabel('versnelling (m/s^2)');

% Kies 4 van de pieken uit de figuur voor normaal
nrNorm1 = 9;
nrNorm2 = 13;
nrNorm3 = 17;
nrNorm4 = 20;
nrNorm5 = 24;
% Kies 4 van de pieken uit de figuur voor duizelig
nrDiz1 = 142;
```

```

nrDiz2 = 143;
nrDiz3 = 146;
nrDiz4 = 149;
nrDiz5 = 152;

% normaal lopen pieken
piekn0 = uint16(locsNorm(nrNorm1)*100);
piekn1 = uint16(locsNorm(nrNorm2)*100);
piekn2 = uint16(locsNorm(nrNorm3)*100);
piekn3 = uint16(locsNorm(nrNorm4)*100);
piekn4 = uint16(locsNorm(nrNorm5)*100);

% grootste tijdsvector normaal gaan
time1 = time(1:(piekn1-piekn0+1));
timeSchrede2 = time(1:(piekn2-piekn1+1));
time3 = time(1:(piekn3-piekn2+1));
time4 = time(1:(piekn4-piekn3+1));

% duizelig lopen pieken
piekd0 = uint16(locsDiz(nrDiz1)*100);
piekd1 = uint16(locsDiz(nrDiz2)*100);
piekd2 = uint16(locsDiz(nrDiz3)*100);
piekd3 = uint16(locsDiz(nrDiz4)*100);
piekd4 = uint16(locsDiz(nrDiz5)*100);

% grootste tijdsvector duizelig
timed1 = time(1:(piekd1-piekd0+1));
timedSchrede2 = time(1:(piekd2-piekd1+1));
timed3 = time(1:(piekd3-piekd2+1));
timed4 = time(1:(piekd4-piekd3+1));

% Tijdsmoment van piek 0 tot 1
schrede0Y =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerY(piekn0:piekn1);
schrede0X =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX(piekn0:piekn1);

% Tijdsmoment van piek 1 tot 2
schrede1Y =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerY(piekn1:piekn2);
schrede1X =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX(piekn1:piekn2);

% Tijdsmoment piek 2 tot 3
schrede2Y =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerY(piekn2:piekn3);
schrede2X =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX(piekn2:piekn3);

% Tijdsmoment piek 3 tot 4
schrede3Y =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerY(piekn3:piekn4);
schrede3X =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.accelerometerX(piekn3:piekn4);

%Standaarddeviatie genomen per schrede
ns0= std(schrede0X);
ns1= std(schrede1X);
ns2= std(schrede2X);
ns3= std(schrede3X);

```

```

nsTot = [ns0;ns1;ns2;ns3];
nsTotM = mean(nsTot);

%Plots van normaal gaan.
figure;
subplot(2,1,1);
plot(time1, schrede0X, timeSchrede2, schrede1X, time3, schrede2X,
time4, schrede3X);
title('Versnelling X-as tijdens normaal gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('versnelling (m/s^2)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-2 2]);

subplot(2,1,2);
plot(time1, schrede0Y, timeSchrede2, schrede1Y, time3, schrede2Y,
time4, schrede3Y);
title('Versnelling Y-as tijdens normaal gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('versnelling (m/s^2)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([0 4]);

%Dataverwerking tijdens duizelig lopen.

% Tijdsmoment van piek 0 tot 1
schrede0Y =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerY(piekd0:piekd1);
schrede0X =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX(piekd0:piekd1);

% Tijdsmoment van piek 1 tot 2
schrede1Y =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerY(piekd1:piekd2);
schrede1X =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX(piekd1:piekd2);

% Tijdsmoment piek 2 tot 3
schrede2Y =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerY(piekd2:piekd3);
schrede2X =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX(piekd2:piekd3);

% Tijdsmoment piek 3 tot 4
schrede3Y =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerY(piekd3:piekd4);
schrede3X =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.accelerometerX(piekd3:piekd4);

% Standaarddeviaties van duizelig gaan.
ds0 = std(schrede0X);
ds1 = std(schrede1X);
ds2 = std(schrede2X);
ds3 = std(schrede3X);

dsTot = [ds0;ds1;ds2;ds3];

```

```

dsTotM = mean(dsTot);

% plots van duizelig gaan
figure;
subplot(2,1,1);
plot(timed1, schrede0X, timedSchrede2, schrede1X, timed3, schrede2X,
timed4, schrede3X);
title('Versnelling X-as tijdens duizelig gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('versnelling (m/s^2)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-2 2]);

subplot(2,1,2);
plot(timed1, schrede0Y, timedSchrede2, schrede1Y, timed3, schrede2Y,
timed4, schrede3Y);
title('Versnelling Y-as tijdens duizelig gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('versnelling (m/s^2)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([0 4]);

% Voor de gyroscopdata

% Tijdsmoment van piek 0 tot 1
schrede0gY =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeY(piekn0:piekn1);
schrede0gZ =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeZ(piekn0:piekn1);

% Tijdsmoment van piek 1 tot 2
schrede1gY =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeY(piekn1:piekn2);
schrede1gZ =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeZ(piekn1:piekn2);

% Tijdsmoment piek 2 tot 3
schrede2gY =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeY(piekn2:piekn3);
schrede2gZ =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeZ(piekn2:piekn3);

% Tijdsmoment piek 3 tot 4
schrede3gY =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeY(piekn3:piekn4);
schrede3gZ =
resampledSessionData.(deviceName).sensors.gyroscopeZ(piekn3:piekn4);

%Standaarddeviatie genomen per schrede
nsgy0= std(schrede0gY);
nsgy1= std(schrede1gY);
nsgy2= std(schrede2gY);
nsgy3= std(schrede3gY);

nsgyTot = [nsgy0;nsgy1;nsgy2;nsgy3];
nsgyTotM = mean(nsgyTot);

```

```

nsgz0= std(schrede0gZ);
nsgz1= std(schrede1gZ);
nsgz2= std(schrede2gZ);
nsgz3= std(schrede3gZ);

nsgzTot = [nsgz0;nsgz1;nsgz2;nsgz3];
nsgzTotM = mean(nsgzTot);

%Plots van normaal gaan.
figure;
subplot(2,1,1);
plot(time1, schrede0gY, timeSchrede2, schrede1gY, time3, schrede2gY,
time4, schrede3gY);
title('Hoeksnelheid Y-as tijdens normaal gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('Hoeksnelheid ({\circ}/s)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-150 150]);

subplot(2,1,2);
plot(time1, schrede0gZ, timeSchrede2, schrede1gZ, time3, schrede2gZ,
time4, schrede3gZ);
title('Hoeksnelheid Z-as tijdens normaal gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('Hoeksnelheid ({\circ}/s)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-150 150]);

%Dataverwerking tijdens duizelig lopen.

% Tijdsmoment van piek 0 tot 1
schrede0gY =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeY(piekd0:piekd1);
schrede0gZ =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeZ(piekd0:piekd1);

% Tijdsmoment van piek 1 tot 2
schrede1gY =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeY(piekd1:piekd2);
schrede1gZ =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeZ(piekd1:piekd2);

% Tijdsmoment piek 2 tot 3
schrede2gY =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeY(piekd2:piekd3);
schrede2gZ =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeZ(piekd2:piekd3);

% Tijdsmoment piek 3 tot 4
schrede3gY =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeY(piekd3:piekd4);
schrede3gZ =
resampledSessionData2.(deviceName2).sensors.gyroscopeZ(piekd3:piekd4);

% Standaarddeviaties van duizelig gaan.
dsgy0 = std(schrede0gY);

```

```

dsgy1 = std(schrede1gY);
dsgy2 = std(schrede2gY);
dsgy3 = std(schrede3gY);

dsgyTot = [dsgy0;dsgy1;dsgy2;dsgy3];
dsgyTotM = mean(dsgyTot);

dsgz0 = std(schrede0gZ);
dsgz1 = std(schrede1gZ);
dsgz2 = std(schrede2gZ);
dsgz3 = std(schrede3gZ);

dsgzTot = [dsgz0;dsgz1;dsgz2;dsgz3];
dsgzTotM = mean(dsgzTot);

% plots van duizelig gaan
figure;
subplot(2,1,1);
plot(timed1, schrede0gY, timedSchrede2, schrede1gY, timed3, schrede2gY,
timed4, schrede3gY);
title('Hoeksnelheid Y-as tijdens duizelig gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('Hoeksnelheid ({\circ}/s)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-150 150]);

subplot(2,1,2);
plot(timed1, schrede0gZ, timedSchrede2, schrede1gZ, timed3, schrede2gZ,
timed4, schrede3gZ);
title('Hoeksnelheid Z-as tijdens duizelig gaan')
xlabel('tijd (s)');
ylabel('Hoeksnelheid ({\circ}/s)');
legend('schrede 1', 'schrede 2', 'schrede 3', 'schrede 4');
xlim([0 0.65]);
ylim([-150 150]);
end

```

BIJLAGE 5 AFSTUDEERVOORSTEL

Studievoortgang:

Behaalde studiepunten in modules 9 t/m 11: 33 studiepunten

Minor: Game Development & Simulation (afgerond)

Stage 2 afgerond: Ja

Totaal aantal behaalde vrije studiepunten: 19/27 stp., wachtende op vrijstelling van overige stp.

Geen openstaande toetsen

20-03-2018

Onderwerp

Ontwikkelen van een onderzoeksmethode voor het bepalen van balans tijdens gaan in een rechte lijn bij patiënten met een evenwichtsstoornis.

Aanleiding

In dit onderzoek zal een methode worden ontwikkeld waarmee tijdens het gaan de balans van mensen met een evenwichtsstoornis kan worden gemeten. Op verzoek van een patiënt met een evenwichtsstoornis is een prototype hulpmiddel ontwikkeld voor patiënten met een evenwichtsstoornis. Om een accuraat beeld te krijgen van de daadwerkelijke baat die het hulpmiddel kan bieden is het noodzakelijk dat er een methode ontwikkeld wordt. Met deze methode moet bepaald kunnen worden of het hulpmiddel daadwerkelijk de balans tijdens het gaan van patiënten met een chronische evenwichtsstoornis versterkt.

Wat is het ontworpen hulpmiddel?

Het hulpmiddel bestaat uit een augmented reality (AR) bril en een applicatie. Op het netvlies wordt een virtueel referentieobject geprojecteerd dat de patiënt kan gebruiken als visueel steunpunt (Tijdeman, 2018). Met het hulpmiddel is een pilottest gedaan. Deze initiële test is echter uitgevoerd zonder toepassing van een gevalideerde onderzoeksmethode.

Probleemstelling

Er is geen methode gevonden die direct toepasbaar is op de patiëntengroep, mensen met een chronische evenwichtsstoornis, waar het hulpmiddel voor ontworpen is. Om deze patiënten zo min mogelijk te belasten moet een methode ontwikkeld worden die op deze patiënten is toegespitst.

Doelstelling

Dit onderzoek legt een basis voor vervolgonderzoek naar de effecten van het AR-hulpmiddel op de balanszin tijdens gaan van patiënten met een evenwichtsstoornis. Zodoende zal er in dit onderzoek gestreeft worden een methode te ontwikkelen waarmee balans tijdens gaan kan worden bepaald en dient deze methode bruikbaar te zijn bij patiënten met een evenwichtsstoornis.

Analysefase

In deze fase zal ingegaan worden op de vraag die voortkomt uit de doelstelling van dit onderzoek. Vervolgens zullen de daarop logisch volgende deelvragen besproken worden. Aan het einde van de analyse dient er een duidelijk beeld te zijn van waar rekening mee moet worden gehouden als er op patiënten met een evenwichtsstoornis wordt getest en wat de best passende methode is voor de doelstelling.

Hoofdvraag:

Wat voor methode is het meest geschikt om balans tijdens gaan te meten bij patiënten met een chronische evenwichtsstoornis?

Deelvragen:

Hoe werkt balans?

Welke methode past het beste bij de doelstelling van dit onderzoek?

Om een methode te ontwikkelen voor patiënten met een evenwichtsstoornis moet eerst ingegaan worden op hoe balans functioneert. In het beantwoorden van deze deelvraag zal in de eerste onderzocht moeten worden hoe balans werkt bij mensen met een correct functionerend balanssysteem. Hierop volgt de vraag wat de gevolgen zijn van een verstoord evenwichtsorgaan. Hieruit komt de vraag voort, met welke aspecten van een evenwichtsstoornis het meeste rekening moet worden gehouden tijdens het ontwikkelen van de onderzoeksmethode.

Nadat eisen en wensen, uit de analyse over evenwichtsstoornissen, zijn voortgekomen kan het onderzoek naar welke methode het beste past bij de doelstelling van dit onderzoek starten. Om tot een geschikte methode te komen zal als eerste onderzocht welke methodes, om balans tijdens gaan te bepalen, in gebruik zijn. Het is van belang te bepalen welke van de gevonden methodes daadwerkelijk valide resultaten geven zodat dit niet een probleem kan veroorzaken bij latere testen. Als er een selectie is van valide methodes kan bepaald worden welke van deze het beste past bij de gestelde eisen van dit onderzoek. Er zal er een helder beeld moeten zijn van de uitkomstmaat van de gekozen methode zodat er geen fouten gemaakt worden tijdens de dataverwerking. Uiteindelijk moet er ook een goed beeld zijn van de mogelijke knelpunten van de gekozen methode. De lijst van mogelijke knelpunten zal de basis vormen van de evaluatie aan het einde van het onderzoek.

Als de deelvragen zijn uitgewerkt kan de hoofdvraag worden verwerkt. Dit zal leiden tot een gevalideerde onderzoeksmethode die aan de gestelde eisen voldoet met daarbij de basis van een evaluatieformulier waarin verwachtte knelpunten staan.

Onderzoeksfase

Als de methode ontwikkeld is moet deze getest worden. Dit zal gedaan worden door de methode uit te voeren met gezonde proefpersonen. Gezien de methode ook moet werken met patiënten met een verstoord evenwichtsorgaan zal bij de gezonde proefpersonen de balans moeten worden verstoord of duizeligheid gesimuleerd.

Het is van belang voordat het testen begint dat het meetprotocol voor het uitvoeren van de test goed is uitgewerkt. Daarnaast moet er zorg worden gedragen voor het organiseren van testruimtes, proefpersonen en de benodigde hardware om de metingen uit te voeren.

Hierop zal de dataverwerking volgen. Dit zal gedaan worden aan de hand van de gekozen methode. Hier moet goed opgelet worden dat de stappen in de methode goed nagelopen worden zodat de uitkomstmaat correct wordt weergegeven.

Om de evaluatiefase zo goed mogelijk uit te kunnen voeren moet zoveel mogelijk genoteerd worden tijdens deze fase. Zo kan een helder beeld verkregen worden over de voor- en nadelen van de gekozen methode ten opzichte van de gestelde hoofdvraag.

Evaluatiefase

Tijdens de evaluatiefase wordt de gekozen testmethode geëvalueerd tegenover de eisen die gesteld zijn in de analysefase. Uit de resultaten van die evaluatie wordt geconcludeerd of de geteste methode bruikbaar is voor toekomstig onderzoek naar balans tijdens gaan.

Literatuur

Guinand, N., Pijnenburg, M., Janssen, M., Kingma, H. (2012) Severity in Healthy Subjects and Patients With Unilateral and Bilateral Vestibular Function Loss. Arch Otolaryngol Head Neck Surgery 138(3) Page 301-306 DOI:10.1001/archoto.2012.4

Hof, L. (2008), The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking, Human Movement Science Volume 27, Issue 1, Pages 112-125. Doi:

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.08.003>

Hof, L (2007), The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance, Journal of Biomechanics Volume 40, pages 451-457 DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.12.016

Strupp M., Kim J., Murofushi T., Straumann D., Jen J. C., Rosengren S. M., Santina C. C. D., Kingma M. (2017) Bilateral vestibulopathy: Diagnostic criteria Consensus document of the Classification Committee of the Bárány Society. Journal of Vestibular Research Volume 27, Page 177-189 DOI:10.3233/VES-1709619

Tijdeman, W. (2017) Prototype balanshulpmiddel ontwerpverslag.

Vestibular Disorders Association [Internet], 2009, Vision Challenges with Vestibular Disorders Retrieved from http://vestibular.org/sites/default/files/page_files/Vision%20Challenges.pdf

Stappenplan

In dit stappenplan zal achter ieder onderdeel een schatting van de benodigde tijd staan. De totale verwachting van tijd die nodig is voor dit onderzoek is 12 weken.

Start analysefase (2 à 3 weken voor dit onderdeel)

Hoe werkt balans? (1 week voor beantwoorden van deze deelvraag)

1. Hoe wordt balans behouden tijdens gaan bij een gezond persoon? (2 dagen);
2. Wat zijn de gevolgen van een verstoord evenwichtsorgaan? (2 dagen);
3. Opstellen eisen waar methode aan moet voldoen (3 dagen).

Welke methode past het beste bij de doelstelling van dit onderzoek?

(1 à 2 weken voor deze deelvraag)

1. Welke van de gebruikte methodes zijn valide? (2 à 3 dagen);
2. Welke van de gebruikte methodes zijn geschikt voor de patiëntengroep? (2 dagen);
3. Keuze van methode uit selectie gebaseerd op eisen (1 à 2 dagen);
4. Ontwikkelen van methode voor doeleinden van vervolgonderzoek (7 à 8 dagen voor uitwerken methode).

Onderzoeksfase (4 à 5 weken voor dit onderdeel)

Om deze fase te starten moet de methode klaar zijn.

1. Vergaren van proefpersonen (start tijdens analysefase en zal in totaal 1 dag aan tijd in beslag nemen);
2. Reserveren van locatie en hardware voor het uitvoeren van de test (Naar verwachting minder dan 1 dag aan tijdsbesteding voor deze stap);
3. Uitvoeren test met evaluatie achteraf (7 tot 14 dagen afhankelijk van omstandigheden);
4. Verwerking van data aan de hand van methode en evaluatie. (14 tot 21 dagen verwacht).

Evaluatiefase (1 week voor dit onderdeel)

Om deze fase te starten moet de onderzoeksfase voltooid zijn.

1. Evalueren van methode tegenover eerder gestelde eisen (maximaal 7 dagen).

Afronden verslag (1 tot 2 weken voor dit onderdeel)

Het schrijven van het verslag zal tijdens alle fases plaatsvinden. Gezien de verwachting van benodigde tijd iets langer is dan de hoeveelheid weken van het afstuderen zullen onderdelen van deze stap ook tijdens andere fases plaatsvinden. Het afronden van het verslag houdt in dat:

- Zorgen dat de structuur van het verslag klopt (2 tot 3 dagen);
- Stukken correct zetten in verslag. (1 tot 2 dagen);
- Spel- / taalcheck van geschreven stukken (2 tot 3 dagen);
- Correct maken van opmaak (1 dag).

Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Bewegingsanalyse

Tijdens dit onderzoek zal meerdere methodes van bewegingsanalyse tegen elkaar uitzetten en één daadwerkelijk ontwikkelen, uitvoeren en evalueren. Ik verwacht dat deze ervaring zeer bruikbaar zal zijn na afstuderen mocht het verdere onderzoek naar de effectiviteit van het betreffende hulpmiddel doorgaan.

Testen en onderzoeken

Een toegepast onderzoek opzetten en uitvoeren. Dit onderzoek gestructureerd en zelfstandig opzetten, plannen en uitvoeren, zal een grote uitdaging zijn. Tijdens het afstuderen wil ik meer inzicht krijgen in het verloop van onderzoek in de praktijk.

Communicatie

Het verbeteren van de capaciteit om mij schriftelijk uit te drukken en te verantwoorden. Een van de belangrijkste leerdoelen is het vervaardigen van een hoogwaardig verslag als eindproduct van dit onderzoek.

Evaluatie van persoonlijke leerdoelen

Bewegingsanalyse

In plaats van het zelf ontwikkelen van een meetmethode heb ik een meetmethode aangepast voor mijn eigen doeleinden. Ik heb kritisch leren kijken naar wat nodig is om een tot een goede meetmethode te komen. Daarnaast heb ik tijdens dit onderzoek succesvol een variabele voor balans weten te definiëren en deze weten te kwantificeren en daar zinnige informatie uit weten te behalen. Ik heb dan ook zeker het idee dat er verder onderzocht kan worden met de meetmethode die in dit onderzoek tot stand is gekomen.

Testen en onderzoeken

Zoals verwacht is het een grote uitdaging geweest om altijd gestructureerd te werken tijdens dit onderzoek. Het is een aantal keer voorgekomen dat het overzicht van de structuur verloren ging en ik te ver een richting op ging en teruggeroepen moest worden naar de centrale vraag van dit onderzoek. Terwijl dit gebeurde heb ik wel meer inzicht verkregen in het uitvoeren van een theoretisch onderzoek, methodes meegekregen om het overzicht van het grote geheel niet te verliezen.

Communicatie

Het gestructureerd neerzetten van conclusies van het onderzoek is gelukt. Het helder neerzetten van sommige concepten heeft op sommige punten wel problemen opgeleverd. Dit uitte zich vooral in het uitleggen van concepten die voor mij vanzelfsprekend zijn geworden over het verloop van stage 2 en afstuderen.